

The Evolution of Intermittent Mandatory Ventilation

Robert L Chatburn and Ping-Hui Liu

Sự phát triển của thông khí bắt buộc ngắt quãng

Respir Care 2023;68(3):417–428

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



Tóm tắt

Thông khí bắt buộc ngắt quãng (Intermittent mandatory ventilation - IMV) là một loại trình tự nhịp thở được sử dụng để phân loại chế độ thông khí. IMV được định nghĩa là khả năng tồn tại các nhịp thở tự phát (do bệnh nhân kích hoạt và theo chu kỳ của bệnh nhân) giữa các nhịp thở bắt buộc (được kích hoạt bằng máy hoặc theo chu kỳ của máy). Trong hơn một thế kỷ, IMV đã phát triển thành 4 loại khác nhau, mỗi loại đều có ưu điểm và nhược điểm riêng trong việc phục vụ các mục tiêu của thở máy (tức là an toàn, thoải mái và giải phóng). Mục đích của bài viết này là mô tả sự phát triển của IMV, xem xét các bằng chứng hỗ trợ có liên quan và thảo luận về lý do căn bản cho từng loại trong số 4 loại. Ngoài ra còn có phần tổng quan ngắn gọn về thông tin cơ bản cần thiết để có cái nhìn đúng đắn về mục đích và thiết kế của những đổi mới. Hiểu các dạng IMV khác nhau này là điều cần thiết để nhận ra những điểm tương đồng và khác biệt giữa hàng chục chế độ thông khí khác nhau. Sự công nhận này rất quan trọng đối với ứng dụng lâm sàng, giáo dục người chăm sóc và nghiên cứu về thở máy.

Giới thiệu

Thông khí bắt buộc ngắt quãng (IMV) là thuật ngữ dùng để mô tả các chế độ thông khí cho phép cả nhịp thở bắt buộc và nhịp thở tự phát. IMV có lịch sử lâu đời, có lẽ đã có từ cuối những năm 1880.¹ IMV bản chất không phải là một “chế độ” thông khí mà là một thành phần của phân loại chế độ. Thật

vậy, qua nhiều thập kỷ đổi mới công nghệ, IMV đã phát triển thành 4 loại riêng biệt, mỗi loại đều có ưu điểm và nhược điểm riêng trong việc phục vụ các mục tiêu của thở máy (tức là an toàn, thoải mái và giải phóng). Mục đích của bài viết này là mô tả sự phát triển của IMV, xem xét các bằng chứng hỗ trợ có liên quan và thảo luận về lý do cơ bản cho từng loại trong số 4 loại. Chúng tôi đưa vào phần tổng quan ngắn gọn về thông tin cơ bản cần thiết để có cái nhìn đúng đắn về mục đích và thiết kế của các đổi mới. Hiểu được các dạng IMV khác nhau này là cần thiết để nhận ra những điểm tương đồng và khác biệt giữa hàng chục phương thức thông khí khác nhau. Sự công nhận này rất quan trọng đối với ứng dụng lâm sàng, giáo dục người chăm sóc và nghiên cứu về thông khí cơ học.

Đầu tiên, chế độ thông khí là một mô hình tương tác giữa bệnh nhân và máy thở được xác định trước. Một hệ thống phân loại hoặc phân loại chế độ đã được mô tả trong đó các chế độ được đặc trưng theo (1) biến kiểm soát, (2) trình tự nhịp thở và (3) (các) sơ đồ nhắm mục tiêu.²

Việc chỉ định biến kiểm soát dựa trên phương trình chuyển động của hệ hô hấp. Có nhiều dạng của phương trình này, nhưng dạng đưa ra ở đây là thích hợp nhất để phân loại các phương thức thông khí:

$$P_{vent} + P_{mus} = EV + RV$$

trong đó P_{vent} là áp lực đường thở trên PEEP cơ bản, P_{mus} là áp lực do cơ thở tạo ra, V là thể tích trên thể tích cuối thì thở ra, V là lưu lượng, E là độ đàn hồi

và R là sức cản. Dựa trên phương trình này, các chế độ kiểm soát áp lực (pressure control - PC) được xác định là các chế độ trong đó máy thở kiểm soát phía bên trái của phương trình (tức là P_{vent} là giá trị mục tiêu đặt trước hoặc máy thở điều chỉnh áp lực sao cho tỷ lệ với P_{mus}). Khi áp lực được kiểm soát, thể tích khí lưu thông (V_T) và \dot{V} phụ thuộc vào E và R. Ngược lại, chế độ kiểm soát thể tích (volume control - VC) là những chế độ mà phía bên phải của phương trình được xác định trước (nghĩa là cả V_T và \dot{V} hít vào được cài sẵn). Khi V_T và \dot{V} được kiểm soát, P_{vent} phụ thuộc vào E và R.² Nói chung, biến kiểm soát trong phân loại chế độ đề cập đến nhịp thở bắt buộc trong quá trình bơm phòng thụ động (tức là $P_{mus} = 0$). Trong PC hoặc VC, lưu lượng là biến được kiểm soát trong hệ thống kiểm soát phản hồi, không nên nhầm lẫn với biến kiểm soát.^{3,4}

Trình tự nhịp thở là kiểu nhịp thở bắt buộc và tự phát được chế độ này cho phép, cho dù chúng có xảy ra hay không. Nhịp thở bắt buộc được định nghĩa là nhịp thở mà giai đoạn hít vào được kích hoạt (bắt đầu) hoặc theo chu kỳ (kết thúc) bởi máy (máy thở).² Việc kích hoạt máy thường được thực hiện nhiều nhất với nhịp thở đặt trước, trong khi chu kỳ máy thường được xác định bằng V_T cài sẵn hoặc thời gian hít vào. Ngược lại, nhịp thở tự phát là nhịp thở mà giai đoạn hít vào được kích hoạt và chu kỳ bệnh nhân.² Việc kích hoạt bệnh nhân thường đạt được nhiều nhất bằng cách sử dụng tín hiệu áp lực hít vào hoặc lưu lượng và việc chuyển chu kỳ của bệnh nhân thường bằng tín hiệu lưu lượng hoặc áp lực (mặc dù có thể sử dụng nhiều tín hiệu khác nhau cho mỗi tín hiệu). Theo đó, có 3 trình tự nhịp thở có thể xảy ra: thông khí bắt buộc liên tục (continuous mandatory ventilation - CMV) với tất cả các nhịp thở bắt buộc, IMV với cả nhịp thở bắt buộc và nhịp thở tự phát, và thông khí tự phát liên tục (continuous spontaneous ventilation - CSV) với tất cả các nhịp thở tự phát.

Mục tiêu là mục tiêu được xác định trước của đầu ra máy thở, chẳng hạn như các thông số về dạng sóng áp lực, thể tích và lưu lượng (tức là áp lực hít vào đỉnh, PEEP, V_T và lưu lượng hít vào đỉnh, tương ứng).² Sơ đồ nhắm mục tiêu là mô hình về mối quan hệ giữa đầu vào của người vận hành

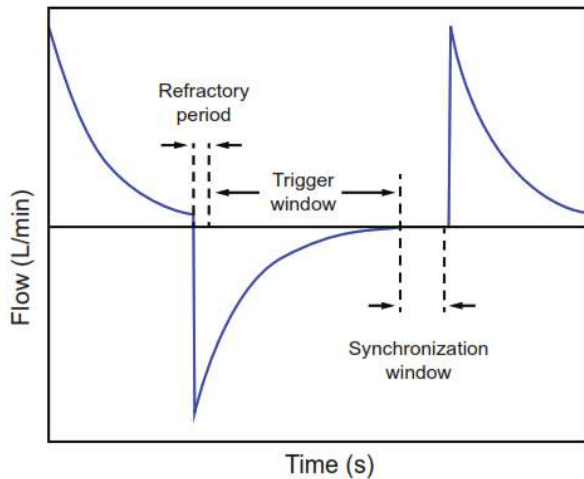
và đầu ra của máy thở để đạt được kiểu thông khí cụ thể, thường ở dạng hệ thống kiểm soát phản hồi. Ví dụ về các mục tiêu và lược đồ nhắm mục tiêu được hiển thị trong Bảng 1. Mô tả đầy đủ về các lược đồ nhắm mục tiêu khác nhau nằm ngoài phạm vi của bài viết này nhưng đã được mô tả rộng rãi ở nơi khác.^{2,5}

Trên cơ sở những khái niệm sơ bộ này, IMV được định nghĩa chính thức là một chuỗi nhịp thở trong đó các nhịp thở tự phát được phép giữa các nhịp thở bắt buộc.² Nếu cửa sổ đồng bộ hóa được sử dụng để phối hợp lưu lượng máy thở với nỗ lực hít vào thì nó được gọi là IMV đồng bộ (synchronized IMV - SIMV). Đồng bộ hóa bơm phòng cơ học với nỗ lực hít vào của bệnh nhân có liên quan đến áp lực đường thở thấp hơn, huyết động được cải thiện và giảm nguy cơ tổn thương phổi do máy thở.⁶ Cửa sổ đồng bộ hóa là một khoảng thời gian ngắn (ví dụ: 5 giây) ở cuối thời gian thở ra đặt trước (nghĩa là như một hàm của thời gian hít vào và nhịp thở đặt trước) trong đó tín hiệu bệnh nhân có thể được sử dụng để đồng bộ hóa sự kiện kích hoạt với một tín hiệu nỗ lực hít vào của bệnh nhân. Do đó, nếu tín hiệu nỗ lực hít vào của bệnh nhân xuất hiện trong cửa sổ đồng bộ hóa và nó đủ lớn để đáp ứng tiêu chí độ nhạy kích hoạt thì hít vào sẽ được bệnh nhân kích hoạt. Nói chung, thì hít vào như vậy được thực hiện bằng máy và do đó dẫn đến nhịp thở bắt buộc. Bệnh nhân kích hoạt trong cửa sổ đồng bộ hóa sẽ rút ngắn thời gian thở ra, do đó máy thở thường kéo dài thời gian thở ra trước nhịp thở tiếp theo để giữ cho nhịp thở bắt buộc đã đặt không đổi.

Phần thời gian thở ra không có trong cửa sổ đồng bộ hóa được gọi là cửa sổ kích hoạt (Hình 1). Trong cửa sổ kích hoạt (trừ khoảng thời gian trễ ngắn để ngăn chặn việc kích hoạt kép vô ý), một tín hiệu đủ lớn của bệnh nhân có thể bắt đầu thì hít vào (tức là nhịp thở tự phát do bệnh nhân kích hoạt, theo chu kỳ). Nhịp thở tự phát như vậy có thể được hỗ trợ hoặc không (ví dụ, hỗ trợ áp lực hoặc PEEP). Lưu ý rằng định nghĩa về nhịp thở tự phát không liên quan gì đến mức độ hỗ trợ (tức là tỷ lệ công hít vào do máy thở cung cấp).

Bảng 1. Ví dụ về mục tiêu và lược đồ nhắm mục tiêu

Tên chế độ ví dụ	Biến kiểm soát	Lược đồ nhắm mục tiêu	Biểu tượng	Định nghĩa lược đồ nhắm mục tiêu	Mục tiêu thì hít vào
Thể tích A/C	Thể tích	Điểm đặt	s	Người vận hành thiết lập tất cả các tham số của dạng sóng thể tích và lưu lượng	Thể tích khí lưu thông Dạng sóng lưu lượng Lưu lượng hít vào đỉnh
Kiểm soát thể tích	Thể tích	Kép	d	Máy thở có thể tự động chuyển đổi giữa VC và PC trong một lần hít vào	Thể tích khí lưu thông Dạng sóng lưu lượng Lưu lượng hít vào đỉnh
Áp lực A/C	Áp lực	Điểm đặt	s	Người vận hành thiết lập tất cả các thông số của dạng sóng áp lực	Áp lực hít vào Thời gian hít vào Thời gian tăng áp
NAVA	Áp lực	Servo	r	Áp lực hít vào được điều chỉnh tự động tỷ lệ thuận với nỗ lực hít vào	Tỷ lệ giữa E_{di} và P_{vent}
Kiểm soát thể tích điều chỉnh áp lực	Áp lực	Thích ứng	a	Áp lực hít vào được điều chỉnh tự động để đạt được thể tích khí lưu thông mục tiêu trung bình	Thể tích khí lưu thông trung bình Thời gian hít vào
Hỗ trợ áp lực thay đổi	Áp lực	Biến sinh học	b	Áp lực hít vào được tự động điều chỉnh ngẫu nhiên theo phân bố tần số cơ bản có thông số do người vận hành cài đặt	Mức hỗ trợ áp lực trung bình Biến đổi áp lực
Thông khí hỗ trợ thích ứng	Áp lực	Tối ưu	o	Máy thở tự động điều chỉnh nhịp thở bắt buộc và thể tích khí lưu thông để giảm thiểu việc truyền năng lượng từ máy thở sang bệnh nhân	% thông khí phút dự đoán
SmartCare	Áp lực	Thông minh	i	Máy thở sử dụng các công cụ trí tuệ nhân tạo để đặt mục tiêu (trong trường hợp này là hệ thống chuyên gia dựa trên quy tắc)	Nhịp thở tự phát Thể tích khí lưu thông CO_2 cuối thì thở ra



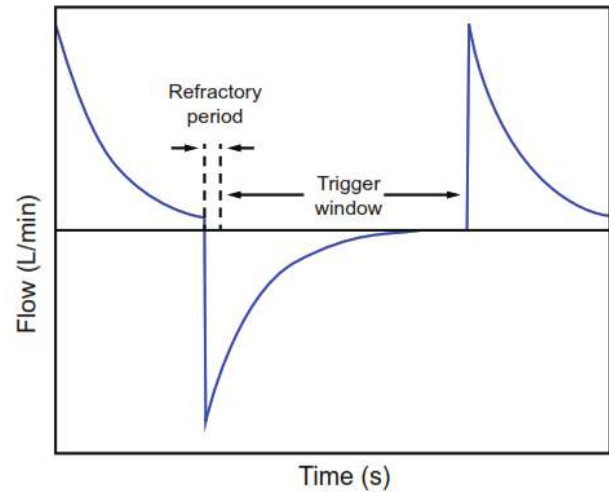
Hình 1. Cửa sổ kích hoạt và đồng bộ hóa được sử dụng để tạo thông khí bắt buộc ngắt quãng.

Cửa sổ kích hoạt (không có cửa sổ đồng bộ hóa) được sử dụng để tạo CMV (còn được gọi là hỗ trợ/kiểm soát) hoặc CSV (tức là hỗ trợ áp lực) như được hiển thị trong Hình 2. Sự khác biệt giữa cửa sổ đồng bộ hóa và cửa sổ kích hoạt là nguyên nhân khiến nhịp thở bắt buộc được đặt ở mức cao nhất có thể đối với IMV và thấp nhất có thể đối với CMV. Nghĩa là, cửa sổ đồng bộ hóa chỉ cho phép bệnh nhân kích hoạt nhịp thở bắt buộc đã được lên lịch trước và không làm tăng nhịp thở bắt buộc đã đặt; nhưng việc bệnh nhân kích hoạt có thể làm giảm IMV(2), IMV(3) và IMV(4). Mặt khác, cửa sổ kích hoạt cho phép một nhịp thở bắt buộc mới giữa 2 nhịp thở bắt buộc được lên lịch (theo tốc độ đã đặt), do đó làm tăng tổng nhịp thở bắt buộc trong CMV.

Một số máy thở sử dụng “van thở ra chủ động” cho chế độ IMV để có thể thở tự nhiên trong các nhịp thở bắt buộc của PC.⁷ Một số máy thở thì không. Một số máy thở cung cấp cả hai chế độ khác nhau. Lưu ý rằng nếu nhịp thở tự phát như vậy xảy ra trong PC CMV thì nó không biến CMV thành IMV vì nó không ảnh hưởng đến nhịp thở bắt buộc. Đây là lý do tại sao IMV được định nghĩa là một chuỗi nhịp thở trong đó các nhịp thở tự phát được cho phép giữa các nhịp thở bắt buộc, một định nghĩa ban đầu có thể không rõ ràng bằng trực giác.

Cuối cùng, ký hiệu để phân loại chế độ (nghĩa là thẻ hoặc nhóm thuộc tính phân loại) có 3

thành phần biểu thị (1) biến kiểm soát (VC hoặc PC), (2) chuỗi nhịp thở (CMV, IMV hoặc CSV), và (3) sơ đồ nhắm mục tiêu (s, d, r, a, b, o, i) cho cả nhịp thở bắt buộc và nhịp thở tự phát (nếu được phép). Cụ thể, đối với IMV, ít nhất 2 ký hiệu được sử dụng, trong đó ký hiệu đầu tiên đề cập đến nhịp thở bắt buộc và ký hiệu thứ hai đề cập đến nhịp thở tự phát.² Ví dụ: chế độ có tên SIMV PRVC (máy thở Servo) được phân loại là PC-IMV(1)a,s.



Hình 2. Cửa sổ kích hoạt được sử dụng để tạo thông khí bắt buộc liên tục và thông khí tự phát liên tục.

Tất cả các chế độ trên tất cả các máy thở được sử dụng ở Hoa Kỳ đã được phân loại bằng cách sử dụng phân loại chế độ trong sách giáo khoa gần đây.⁵ Cơ sở dữ liệu được sử dụng để viết cuốn sách này được duy trì bởi một trong những tác giả của bài viết này (RC) và được cung cấp trên một ứng dụng điện thoại có tên Bản đồ chế độ máy thở (tải xuống miễn phí cho iPhone và Android). Cơ sở dữ liệu này (được cập nhật liên tục) được sử dụng để ước tính số lượng tên chế độ được phân loại thành các dạng IMV khác nhau như được mô tả bên dưới. Lưu ý rằng chúng ta phải phân biệt tên chế độ (tức là tên biệt dược do nhà sản xuất phát minh ra nhằm mục đích tiếp thị) với phân loại chế độ vì những lý do tương tự mà chúng ta phải phân biệt tên biệt dược với tên gốc. Không làm được điều này sẽ gây ra nhiều vấn đề, bao gồm cả sự thiếu chính xác trong các phương thức so sánh nghiên cứu. Ví dụ, một phân tích tổng hợp gần đây của Zhou và

cộng sự⁸ về kết quả cai máy sử dụng các thuật ngữ tìm kiếm bao gồm “Thông khí hỗ trợ áp lực”, “Thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ”, “Bù ồng tự động”, “Áp lực đường thở dương liên tục”, “Thông khí hỗ trợ thích ứng,” “Hỗ trợ thông khí được điều chỉnh theo thần kinh”, “Thông khí được hỗ trợ theo tỷ lệ” và “SmartCare”. Đây đều là tên thương hiệu của các phương thức (chứ không phải phân loại chung) và do đó không đại diện cho tất cả các phương thức có thể được sử dụng để cai máy. Hơn nữa, phân tích tổng hợp chỉ bao gồm một loại IMV (mà họ gọi là SIMV), ngụ ý rằng sự khác biệt giữa 4 loại IMV khác nhau là không liên quan. Mục đích của bài viết này là giải thích tại sao sự phân biệt như vậy thực sự có liên quan.

Lịch sử của IMV

Kacmarek và Branson^{9,10} đã đưa ra một lịch sử ngắn gọn về IMV thông thường nhưng không đề cập đến sự phát triển của nó thành các dạng phức tạp hơn. Downs và cộng sự^{11,12} đã đặt ra thuật ngữ thông khí bắt buộc ngắt quãng vào năm 1973 liên quan đến thông khí VC ở người lớn. Nó được cho là có tác dụng thúc đẩy quá trình cai thở máy bằng cách giảm dần nhịp thở bắt buộc và bệnh nhân sẽ duy trì thông khí phút bằng cách tăng nhịp thở tự phát.¹³ Tuy nhiên, thủ tục này sau đó được cho là đã trì hoãn việc rút ống nội khí quản.⁹ Đáng chú ý, Kirby và cộng sự 2 năm trước đã mô tả chức năng này trong máy thở dành cho trẻ sơ sinh PC mới mà sau này được bán trên thị trường với tên gọi Baby Bird (hiện đã lỗi thời).

Năm 1977, Hewlett và cộng sự¹⁵ đề xuất một chế độ mới gọi là thông khí phút bắt buộc (MMV), chế độ này cũng cho phép nhịp thở tự phát xảy ra giữa các nhịp thở bắt buộc nhưng có nhiều ưu điểm về mặt lý thuyết hơn so với IMV ban đầu. Điều làm cho MMV khác với IMV thông thường là nhịp thở bắt buộc không xuất hiện nếu nhịp thở tự phát của bệnh nhân đáp ứng được mục tiêu thông khí phút đặt trước. Theo thời gian, MMV đã phát triển thành các chế độ thậm chí còn có nhiều khả năng hơn như thông khí hỗ trợ thích ứng (máy thở do Hamilton Medical, Bonaduz, Thụy Sĩ sản xuất)¹⁶ và chế độ thông khí thích ứng (máy thở

Bellavista do Vyair Medical, Mettawa, Illinois sản xuất).¹⁷

Năm 1989, chế độ tự phát/hẹn giờ (S/T) được phát minh bởi các kỹ sư của Respironics (nay là Koninklijke Philips, Amsterdam, Hà Lan) với tính năng “hệ thống tự động kích hoạt chế độ IPAP trong thời gian đủ lâu để bắt đầu điều trị cho bệnh nhân. hít vào nếu hệ thống không cảm nhận được nỗ lực hít vào trong khoảng thời gian đã chọn sau khi bắt đầu thở ra.”¹⁸ Ban đầu nó được phát minh để sử dụng cho những bệnh nhân mắc chứng ngưng thở khi ngủ vì nhịp thở bắt buộc không thoải mái như nhịp thở tự phát (có thể gây ra hiện tượng giấc ngủ bị phân mảnh¹⁹) nhưng rất cần thiết khi bệnh nhân ngừng kích hoạt nhịp thở. S/T về cơ bản là hỗ trợ áp lực (thông thường là tất cả các nhịp thở tự phát trong các hình thức hỗ trợ áp lực thông thường) nhưng có tần số dự phòng cho các nhịp thở bắt buộc. Tuy nhiên, tần số dự phòng này không được sử dụng trong tình trạng báo động (tức là ngưng thở) mà được tích hợp vào chế độ sao cho nếu nhịp thở tự phát cao hơn nhịp thở bắt buộc đã đặt thì nhịp thở bắt buộc sẽ bị ức chế. Do đó, đây là một dạng IMV theo định nghĩa. Chế độ S/T đã trở nên rất phổ biến với các máy thở chăm sóc tại nhà và thậm chí còn xuất hiện trên một số máy thở ICU.

Cuối cùng, máy thở Servo (Getinge, Göteborg, Thụy Điển) còn có một biến thể khác của IMV sử dụng một tính năng độc đáo cho chế độ VC có tên là “Thích ứng lưu lượng” (Flow Adaptation). Trong điều kiện thụ động, thì hít vào được cung cấp ở lưu lượng mục tiêu không đổi được tính bằng V_T chia cho thời gian lưu lượng hít vào. Thời gian lưu lượng hít vào là thời gian hít vào trừ đi thời gian tạm dừng (nếu được sử dụng). Thì hít vào sẽ tắt theo chu kỳ khi V_T được cung cấp (hoặc khi hết thời gian tạm dừng hít vào). Tuy nhiên, nếu bệnh nhân thực hiện nỗ lực hít vào trong thời gian lưu lượng hít vào đã đặt trước và nỗ lực này đủ lớn để làm cho áp lực đường thở giảm ít nhất 3 cm H₂O, thì máy thở sẽ chuyển từ VC sang PC với lưu lượng bổ sung đủ để duy trì ít nhất là áp lực PEEP. Trong PC, lưu lượng hít vào giảm một cách tự nhiên khi V_T được cung cấp. Nếu nỗ lực hít vào ngừng và lưu lượng giảm quay trở lại lưu lượng mục tiêu VC, máy thở

sẽ chuyển trở lại VC với lưu lượng không đổi và nhịp thở lại được tắt khi V_T được cung cấp (nhưng lưu lượng và thể tích được thêm vào sẽ rút ngắn thời gian lưu lượng hít vào). Tuy nhiên, nếu nỗ lực hít vào đủ dài và lưu lượng không giảm đến lưu lượng mục tiêu VC vào thời điểm hết thời gian hít vào đặt trước, thì hít vào sẽ được theo chu kỳ lưu lượng, như trong nhịp thở hỗ trợ áp lực, và V_T lớn hơn thể tích đặt trước.²⁰ Bây giờ, nếu nhịp thở này được kích hoạt bằng máy thì nó vẫn là nhịp thở bắt buộc. Tuy nhiên, nếu nó được bệnh nhân kích hoạt thì đó là nhịp thở tự phát vì nó được chuyển chu kỳ theo lưu lượng (bệnh nhân). Chu kỳ lưu lượng được phân loại là chu kỳ của bệnh nhân vì thời gian hít vào được xác định bởi cơ học hệ hô hấp của bệnh nhân (sức cản, độ giãn nở và hoạt động của cơ thông khí), chứ không phải bởi thời gian hít vào cài sẵn trên máy thở.

Bảng chứng hỗ trợ các loại IMV

Nhìn chung, các phương thức thông khí đã được cơ quan quản lý phê duyệt và đưa ra thị trường mà không có nhiều bằng chứng khoa học về tính an toàn hoặc hiệu quả.²¹ Điều này hoàn toàn trái ngược với quá trình giới thiệu các loại thuốc mới. Trên thực tế, có thể không thể chứng minh tính an toàn và hiệu quả của từng chế độ riêng lẻ một cách thực tế vì chế độ thông khí đóng vai trò tương đối nhỏ trong các kết cục chính của bệnh nhân như tỷ lệ mắc bệnh và tử vong. Do đó, chúng ta có thể chỉ cần phân tích lý thuyết về lợi ích là đủ. Trong phần này chúng tôi sẽ đưa ra ví dụ về 4 loại IMV và mô tả khả năng phục vụ 3 mục tiêu của thở máy. Các mục tiêu này là (1) sự an toàn hoặc khả năng duy trì trao đổi khí đầy đủ và bảo vệ phổi khỏi nguy cơ tổn thương phổi liên quan đến máy thở; (2) sự thoải mái, hoặc khả năng duy trì sự đồng bộ đầy đủ của bệnh nhân-máy thở²² với sự cân bằng thích hợp về công suất đầu ra từ máy thở so với công của bệnh nhân; và (3) giải phóng hoặc giảm thiểu thời gian thở máy và nguy cơ xảy ra các tác dụng phụ, chẳng hạn như rút ống nội khí quản không thành công.²³ Lưu ý rằng vì liên quan đến mục tiêu an toàn nên việc cung cấp thể tích là một yếu tố quan trọng; liều lượng cũng quan trọng như việc sử dụng thuốc. Liều lượng quá nhỏ hoặc quá lớn có thể đe dọa tính

mạng. Nhiều năm nghiên cứu đã ủng hộ quan điểm cho rằng liều V_T an toàn nằm trong khoảng 4–8 mL/kg trọng lượng cơ thể lý tưởng cho người lớn bị bệnh và phổi trẻ em cũng như phổi bình thường.²⁶ Bình thường hóa V_T bằng độ giãn nở của hệ hô hấp (thay vì trọng lượng cơ thể lý tưởng) có thể còn quan trọng hơn.²⁷ Số liệu này thường được gọi là “áp lực đẩy” nhưng được gọi chính xác hơn là áp lực khí lưu thông vì nó đơn giản là V_T được tính theo một hằng số (tức là độ giãn nở hoặc độ đàn hồi).²⁸

Trong phần tiếp theo, chúng ta sẽ đánh giá khả năng của từng loại IMV trong việc phục vụ các mục tiêu này (tức là cơ sở lý luận cho các loại IMV khác nhau). Nếu có thể, chúng tôi sẽ cung cấp tài liệu tham khảo cho các nghiên cứu cung cấp bằng chứng hỗ trợ. Nếu không, đánh giá của chúng tôi sẽ chỉ mang tính lý thuyết.

Không có tiêu chuẩn hóa tên chế độ giữa các nhà sản xuất máy thở. Kết quả là có nhiều tên riêng cho các phương thức có cùng cách phân loại (như trường hợp ma túy).² Bảng 3 cho thấy sự đa dạng này bằng cách liệt kê một số tên chế độ trên các máy thở ICU phổ biến được nhóm theo loại IMV.

Bốn loại IMV

Rõ ràng, IMV đã trải qua một quá trình phát triển căn bản trong nửa thế kỷ qua. Thế nhưng đáng ngạc nhiên là thực tế này lại chưa được ghi nhận trong các tài liệu nghiên cứu hay giải thích trong sách giáo khoa (với 2 ngoại lệ 5, 22). Vì lý do này, hầu hết các bác sĩ lâm sàng không nhận ra rằng một sự thay đổi quan trọng đã diễn ra. Kết quả là, họ không đánh giá cao thực tế là các phương thức thông khí đã trở nên rất phức tạp và những cách nghĩ cũ về IMV (chẳng hạn như tin rằng đó là chế độ cai máy thở không hiệu quả) đã lỗi thời.¹⁰ Cách tốt nhất để khắc phục tình trạng này là đưa các loại IMV khác nhau vào phân loại chính thức cho các phương thức thông khí.² Việc nhận dạng loại IMV từ màn hình đồ họa của máy thở thường khó khăn. Mặc dù có thể xác định được nếu dành đủ thời gian quan sát bệnh nhân, nhưng cách tiếp cận thực tế hơn là chỉ cần đọc mô tả về chế độ trong hướng dẫn vận hành

máy thở hoặc tra cứu chế độ trong bảng phân loại.⁵ Dưới đây là mô tả về 4 loại IMV khác nhau (xem Bảng 2).

Mô tả của IMV(1)

IMV(1) có nghĩa là nhịp thở bắt buộc luôn được cung cấp ở nhịp thở đã đặt.

IMV kiểm soát thể tích (VC-IMV) dành cho người lớn bắt đầu như một sự sửa đổi bộ dây máy thở bệnh nhân do các bác sĩ lâm sàng thực hiện vì máy thở (dành cho bệnh nhân người lớn) chỉ cung cấp CMV. Lưu ý rằng máy thở cho trẻ sơ sinh tại thời điểm này chỉ cung cấp IMV được kiểm soát áp lực (PC-IMV), và điều này là do vào thời đó (đầu những năm 1970), công nghệ này không có sẵn để kích hoạt chính xác nhịp thở bắt buộc đối với trẻ sơ sinh có nỗ lực hít vào thất thường.¹⁴ Máy thở dành

cho người lớn đã được sửa đổi bằng cách lắp túi gây mê và van một chiều vào hệ thống dây thở của bệnh nhân và cung cấp lưu lượng không khí/oxy liên tục cho túi để hỗ trợ nhịp thở tự phát giữa các nhịp thở bắt buộc. Ý tưởng là để cai máy cho bệnh nhân, tất cả những gì bạn phải làm là giảm dần nhịp thở bắt buộc và bệnh nhân sẽ duy trì thông khí phút bằng cách tăng nhịp thở tự phát. Không lâu sau, các nhà sản xuất máy thở bắt đầu tích hợp tính năng này vào chế độ của họ. Đây được gọi là IMV(1) trong đó các nhịp thở bắt buộc được cung cấp ở tần số đã đặt bất kể bệnh nhân có làm gì. Một ví dụ là chế độ có tên SIMV PC (máy thở Puritan Bennett 980 do Medtronic, Minneapolis, Minnesota sản xuất). Tuy nhiên, có dữ liệu cho thấy rằng, đối với hầu hết bệnh nhân, IMV(1) kéo dài quá trình cai máy so với các thử nghiệm thở tự nhiên hàng ngày sau đó là ngừng thở đột ngột.⁹ Điều này chắc chắn là do yêu cầu điều chỉnh thủ công nhịp thở bắt buộc.

Bảng 3. Ví dụ về tên chế độ được phân loại là các hình thức thông khí cơ học ngắt quãng

Máy thở	Tên chế độ ví dụ			
	IMV(1)	IMV(2)	IMV(3)	IMV(4)
Bellavista	Thông khí giải phóng áp lực đường thở	DualVent kiểm soát áp lực	Chế độ thông khí thích ứng	Không có sẵn
Carescape R860	Hai mức độ áp lực	Hỗ trợ áp lực + tần số dự phòng	Không có sẵn	Không có sẵn
Evita Infinity V500	Kiểm soát áp lực SIMV	Không có sẵn	Thông khí thể tích phút bắt buộc - kiểm soát thể tích	Không có sẵn
C6	Áp lực đường thở dương kép	P-SIMV + IntelliSync	Thông khí hỗ trợ thích ứng	Không có sẵn
PB 980	Kiểm soát thể tích SIMV + hỗ trợ áp lực	Không có sẵn	Không có sẵn	Không có sẵn
Avea	Hỗ trợ thông khí điều chỉnh thân kinh không xâm lấn	Chế độ tự động (3 loại)	Không có sẵn	Kiểm soát thể tích + thích ứng lưu lượng
Servo-u	SIMV áp lực	Không có sẵn	Không có sẵn	Áp lực A/C với chu kỳ lưu lượng Thể tích A/C + lưu lượng nhu cầu

Bảng 2. Định nghĩa cho các loại thông khí cơ học ngắt quãng khác nhau

Loại IMV	Định nghĩa	Tên chế độ ví dụ	Ví dụ về máy thở	Lợi thế	Bất lợi
1	Nhịp thở bắt buộc luôn được thực hiện ở nhịp thở đã đặt	SIMV áp lực	PB 840 (Medtronic)	Đảm bảo thông khí phút tối thiểu	Tăng nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ
2	Nhịp thở bắt buộc bị ức chế nếu nhịp thở tự phát > nhịp thở cài đặt	S/T	V60 (Philips)	Giảm nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ	Tăng nguy cơ giảm thông khí phế nang
3	Các nhịp thở bắt buộc bị ức chế nếu thông khí phút tự phát > đặt thông khí phút bắt buộc	Thở tích phút bắt buộc	Evita V500 (Dräger)	Giảm nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ	Giảm thông khí phế nang không được ngăn chặn
4	Nhịp thở bắt buộc của từng cá nhân bị ức chế nếu VC chuyển sang PC do nỗ lực hô hấp cao (nhằm mục tiêu kép) Nhịp thở bắt buộc theo chu kỳ lưu lượng sẽ trở nên tự phát nếu bệnh nhân được kích hoạt	VC với khả năng thích ứng lưu lượng P-A/C với chu kỳ lưu lượng	Servo-U (Getinge) Avea (Vyair)	Giảm nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ Giảm nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ	Tăng nguy cơ quá liều lượng khí lưu thông Giảm áp lực đường thở trung bình dẫn đến các vấn đề về oxy hóa

Cơ sở lý luận cho IMV(1)

Có ít nhất 225 tên chế độ duy nhất được phân loại là IMV(1).⁵ Các chế độ ví dụ trên máy thở ICU thông thường được trình bày trong Bảng 3.

Sự an toàn

Các chế độ được phân loại là IMV(1) đảm bảo trao đổi khí đầy đủ bằng cách cung cấp MMV tối thiểu do V_T và nhịp thở bắt buộc đã đặt. Do đó, mục tiêu an toàn được đáp ứng (về trao đổi khí và bảo vệ phổi) giả sử người vận hành chọn các giá trị thích hợp cho liều V_T và nhịp thở bắt buộc.^{7,8}

Sự thoải mái

Đối với hầu hết các loại IMV(1), việc cung cấp nhịp thở bắt buộc có thể được đồng bộ hóa với nỗ lực hít vào của bệnh nhân, giả sử rằng nỗ lực đó đủ lớn so với cài đặt độ nhạy kích hoạt. Tuy nhiên, các nhịp thở bắt buộc vẫn được thực hiện theo chu kỳ bằng máy và do đó sự mất đồng bộ có thể xảy ra dưới dạng chu kỳ hít vào sớm hoặc muộn.²² Trong thế kỷ 20, IMV(1) được cho là gây ra ít sự mất đồng bộ

giữa bệnh nhân và máy thở hơn so với CMV.²⁹ Tuy nhiên, khi sự phát triển của các chế độ IMV đã tiến triển trong nhiều thập kỷ, các nghiên cứu gần đây đã phát hiện ra IMV(1) có liên quan đến sự chênh lệch giữa bệnh nhân và máy thở cao tới 11%.³⁰ Hơn nữa, thuật toán SIMV của các nhà sản xuất và mẫu mã khác nhau mang lại tần số thông khí với mức độ đồng bộ hóa khác nhau đáng kể.³¹ Chu và cộng sự³² phát hiện ra rằng lưu lượng hít vào cao hơn trong VC-IMV(1) có liên quan đến nguy cơ mất đồng bộ cao hơn. Robinson và cộng sự nhận thấy sự không hòa hợp phổ biến hơn ở IMV(1) với tần số thở cố định > 10 nhịp thở/phút ở các đối tượng chấn thương. Ở trẻ được thở máy bằng PC-IMV(1), những trẻ có V_T cao hơn có tần số thở được cài đặt gần với tần số hô hấp tự phát của chúng có nhiều khả năng bị kích hoạt sớm (còn được gọi là kích hoạt ngược - reverse triggering), dẫn đến tình trạng xếp chồng nhịp thở (breath-stacking) > 25% thời gian.³⁴

Lưu ý rằng có một số chế độ được phân loại là IMV(1) không cho phép nhịp thở do bệnh nhân

kích hoạt (ví dụ: chế độ có tên PC-CMV trên máy thở Babylog VN500 do Dräger Medical, Lübeck, Đức sản xuất). Điều tương tự cũng đúng với các chế độ được phân loại là CMV (tức là các chế độ có tên PCV hoặc được tính giờ trên máy thở Vyair bellavista). Rõ ràng, ý tưởng là đôi khi bệnh nhân được kết nối với máy thở trong quá trình hồi sức tim phổi và mục đích là để tránh vô tình kích hoạt do ép ngực.

Giải phóng

IMV(1) được phát minh nhằm hỗ trợ cai máy. Nó cho phép cai máy dần dần bằng cách giảm nhịp thở bắt buộc^{11,35,36} thay vì giảm V_T trong CMV hoặc chuyển sang CSV (tức là hỗ trợ áp lực hoặc CPAP). Tuy nhiên, việc giảm tỷ lệ bắt buộc theo cách thủ công có thể gây ra sự chậm trễ trong việc cai máy vì một số lý do. Đầu tiên, nếu các nhịp thở tự nhiên giữa các nhịp thở bắt buộc được hỗ trợ bằng hỗ trợ áp lực và nếu sự hỗ trợ này dẫn đến liều V_T tự phát giống như các nhịp thở bắt buộc, thì việc giảm tần số bắt buộc chỉ làm giảm ít sự hỗ trợ thông khí (ngoại trừ khả năng giảm áp lực đường thở trung bình). Thứ hai, quy trình này ngụ ý việc đánh giá lại bệnh nhân định kỳ (ví dụ: trong các đợt đánh giá hàng ngày) và độ trễ giữa các lần đánh giá này có thể kéo dài một cách không cần thiết.^{13,37} Các nghiên cứu của Landmark vào những năm 1990 đã chứng minh rằng IMV(1) là phương pháp tiếp cận kém nhất để xác định liệu bệnh nhân có sẵn sàng ngừng thở máy hay không. Esteban và cộng sự³⁸ cho thấy thử nghiệm tự thở một lần mỗi ngày dẫn đến rút ống nội khí quản nhanh hơn khoảng 3 lần so với IMV và nhanh gấp đôi so với thông khí hỗ trợ áp lực. Brochard và cộng sự³⁹ đã chỉ ra rằng khi xem xét tất cả các nguyên nhân gây ra thất bại cai máy thì số lượng thất bại được tìm thấy với hỗ trợ áp lực (được phân loại là CSV được kiểm soát áp lực, PC-CSV) thấp hơn so với ống T hoặc IMV(1).

Mặt khác, một nghiên cứu gần đây so sánh CMV với IMV(1) ở người lớn cho thấy không có sự khác biệt đáng kể về thời gian nằm viện, thời gian thở máy, tỷ lệ tử vong, rút ống nội khí quản thất bại và nhu cầu mở khí quản.⁴⁰ Chắc chắn, IMV(1) vẫn được sử dụng phổ biến và không gây nguy hiểm cho việc chăm sóc bệnh nhân miễn là nó

có thể được điều chỉnh thủ công ở những khoảng thời gian thích hợp. Trong những tình huống không thể thực hiện được điều này, tính năng tự động hóa do các loại IMV khác cung cấp có thể hữu ích.

Mô tả của IMV(2)

IMV(2) có nghĩa là nhịp thở bắt buộc có thể bị ức chế nếu nhịp thở tự phát lớn hơn nhịp thở bắt buộc đã đặt.

Các nhà sản xuất máy thở chăm sóc tại nhà, đặc biệt là Respironics (nay là Philips), nhận ra rằng sự thoải mái của bệnh nhân là mục tiêu quan trọng. Nhịp thở bắt buộc không thoải mái như nhịp thở tự phát vì tần số và thời gian hít vào được đặt trước tùy ý được áp dụng cho bệnh nhân. Tuy nhiên, nhịp thở bắt buộc sẽ cung cấp sự an toàn trong trường hợp ngưng thở. Do đó, các kỹ sư đã phát minh ra một thỏa hiệp; nếu nhịp thở tự phát của bệnh nhân vượt quá nhịp thở bắt buộc đã đặt thì nhịp thở bắt buộc sẽ bị ức chế. Trong thực tế, tiêu chí kích hoạt máy thường là không có tín hiệu kích hoạt của bệnh nhân trong thời gian chờ ra đặt trước, T_E , được xác định bởi nhịp thở bắt buộc đã đặt và thời gian hít vào, T_I , trong đó $T_E = (60/\text{tần số}) - T_I$. Một ví dụ là chế độ được gọi là S/T (ví dụ: máy thở V60 do Philips sản xuất). Nếu nhịp thở bắt buộc thực sự bị ức chế, dạng sóng của máy thở trông giống như CSV (ví dụ: hỗ trợ áp lực).

Cơ sở lý luận cho IMV(2)

Có ít nhất 38 tên chế độ duy nhất được phân loại là IMV(2).⁵ Các chế độ ví dụ trên máy thở ICU thông thường được trình bày trong Bảng 3.

Sự an toàn

Hai dạng IMV(2) phổ biến được gọi là Automode trên máy thở Servo và S/T trên máy thở Philips/Respironics (và các loại khác). Các chế độ có IMV(2) đảm bảo trao đổi khí đầy đủ bằng cách cung cấp MMV tối thiểu trong trường hợp ngưng thở do V_T bắt buộc đã đặt và nhịp thở. Do đó, mục tiêu an toàn được đáp ứng (về trao đổi khí và bảo vệ phổi) giả sử người vận hành chọn các giá trị thích hợp cho liều V_T và nhịp thở bắt buộc.

Sự thoải mái

Bởi vì các nhịp thở tự phát được bệnh nhân kích hoạt và chuyển chu kỳ, nên về mặt lý thuyết, chế độ bao gồm các nhịp thở tự phát có nhiều khả năng cải thiện sự đồng bộ giữa bệnh nhân và máy thở hơn là chế độ bao gồm các nhịp thở bắt buộc.^{2,22} Do đó, các chế độ có IMV(2) có nhiều khả năng phát huy tính đồng bộ hơn các chế độ có IMV(1) vì nhịp thở bắt buộc có thể bị ức chế bởi nhịp thở tự phát.⁶ Thật vậy, với khả năng hỗ trợ thông khí cho bệnh nhân đầy đủ, nhịp thở bắt buộc có thể không bao giờ xuất hiện. Một nghiên cứu với thông khí không xâm lấn cho thấy IMV(2) có liên quan đến sự mất đồng bộ về thông khí của đối tượng ít hơn so với CSV ở những đối tượng mắc bệnh xơ cứng teo cơ một bên.⁴¹

Giải phóng

Nếu việc cài máy được cho là làm tăng tỷ lệ nhịp thở tự phát so với nhịp thở bắt buộc, như trong lý giải lịch sử cho IMV(1), thì về mặt lý thuyết, IMV(2) có nhiều khả năng góp phần vào thời gian cài máy ngắn hơn, các yếu tố khác không đổi. Điều này là do nó tự động thay thế nhịp thở tự nhiên bằng nhịp thở bắt buộc và do đó tránh được bất kỳ sự chậm trễ nào khi điều chỉnh bằng tay. Roth và cộng sự⁶ đã chỉ ra rằng IMV(2) có thể được sử dụng để cài máy sau phẫu thuật cho những bệnh nhân phẫu thuật thần kinh có phổi khỏe mạnh và so với IMV(1), cần ít thao tác hơn trong cài đặt máy thở. Ít thao tác hơn có thể quan trọng vì việc điều chỉnh thủ công nhịp thở bắt buộc có thể bị kéo dài (so với nhu cầu của bệnh nhân), mà nghiên cứu cho thấy có thể dẫn đến các đợt tăng thông khí và giảm thông khí.

Khi kết hợp với PC và nhắm mục tiêu thích ứng, IMV(2) có thể tạo ra một cách tiếp cận hiệu quả để cài máy (đối với bệnh nhân có kiểm soát máy thở thích hợp) do khả năng tạo nhịp thở tự phát với V_T thích hợp tăng lên trong khi chuyển dần công thở từ máy thở cho bệnh nhân và rút ngắn thời gian thở máy. Mặt khác, đối với những bệnh nhân có khả năng điều hòa thông khí cao bất thường (ví dụ: bệnh nhân mắc COVID-19), việc chuyển đổi công việc có thể rất khó khăn đồng thời cho phép

dùng liều V_T quá mức, đi ngược lại mục tiêu thoải mái và an toàn. Điều này nhấn mạnh sự cần thiết phải hiểu cả loại IMV và sơ đồ nhắm mục tiêu được sử dụng.

Mô tả của IMV(3)

IMV(3) có nghĩa là nhịp thở bắt buộc có thể bị ức chế nếu thông khí phút tự phát lớn hơn MMV đã đặt (nghĩa là $MV =$ số nhịp thở bắt buộc cài đặt nhân với V_T cài đặt).

Có một nhược điểm của IMV(2); đối với những bệnh nhân có tình trạng phổi xấu đi (ví dụ ARDS), nhịp thở thường trở nên nhanh và nông. Do đó, bệnh nhân có thể giảm thông khí (do V_T nhỏ và do đó V_D/V_T lớn) với các nhịp thở tự nhiên trong khi máy thở tiếp tục ngăn chặn các nhịp thở bắt buộc lớn hơn. IMV(3) cố gắng tránh vấn đề này bằng cách chỉ ức chế nhịp thở bắt buộc nếu thông khí phút tự phát nhỏ hơn thông khí phút được tạo ra bởi nhịp thở bắt buộc đặt trước và V_T . Một ví dụ là chế độ được gọi là thể tích phút bắt buộc (ví dụ: máy thở V500 do Dräger sản xuất). Tất nhiên, đây chỉ là giải pháp một phần vì việc cài đặt tần số và V_T chỉ là phỏng đoán của bác sĩ lâm sàng về tổng thông khí phút, không biết nhu cầu thông khí phút phế nang thực sự. Và thực sự, thở nông có thể mang lại thông khí phút vừa đủ nhưng thông khí phế nang không đủ. Các chế độ nâng cao hơn, như Intellivent-ASV (Hamilton Medical), sử dụng phương pháp đo capnography thể tích để tự động thiết lập thông khí phế nang phút thích hợp nhằm duy trì $PaCO_2$ ở mức chấp nhận được.

Cơ sở lý luận cho IMV(3)

Có ít nhất 19 tên chế độ duy nhất được phân loại là IMV(3).⁵ Các chế độ ví dụ trên máy thở ICU thông thường được trình bày trong Bảng 3.

Sự an toàn

Các chế độ có IMV(3) đảm bảo trao đổi khí đầy đủ bằng cách cung cấp MMV tối thiểu. Đối với chế độ như thể tích phút bắt buộc, điều này yêu cầu cài đặt các giá trị có thể chấp nhận được cho cả nhịp thở bắt buộc và liều lượng V_T . Ngược lại, đối với các chế độ như thông khí hỗ trợ thích ứng (Hamilton

Medical) và chế độ thông khí thích ứng (Vyair Medical), người vận hành đặt tỷ lệ phần trăm thông khí phút bình thường được dự đoán để hỗ trợ và máy thở sẽ tự động chọn nhịp thở bắt buộc tối ưu và dựa trên liều lượng V_T về cơ học phổi.¹⁷ Đối với các chế độ này, có lẽ không thể phân biệt được tác động an toàn của chuỗi nhịp thở, IMV(3), với các tính năng an toàn khác có trong sơ đồ nhắm mục tiêu thông minh và tối ưu mà chúng sử dụng.^{17,44,45}

Sự thoải mái

Giống như các chế độ có IMV(2), các chế độ có IMV(3) về mặt lý thuyết có nhiều khả năng thúc đẩy sự đồng bộ hơn vì nhịp thở bắt buộc có thể bị ức chế bởi nhịp thở tự phát.

Giải phóng

Giống như IMV(2), IMV(3) về mặt lý thuyết có nhiều khả năng dẫn đến thời gian cai máy ngắn hơn, các yếu tố khác không đổi. Điều này là do việc giảm nhịp thở bắt buộc được thực hiện một cách tự động khi khả năng duy trì nhịp thở tự nhiên của bệnh nhân tăng lên. IMV(3) đã được chứng minh là làm giảm thời gian cai thở máy so với IMV(1) hoặc CMV.^{46,50} Một nghiên cứu cho thấy IMV(3) thậm chí còn giảm thời gian thông khí so với IMV(2).⁵¹

Mô tả của IMV(4)

IMV(4) có nghĩa là nhịp thở bắt buộc của từng cá nhân có thể bị ức chế do ảnh hưởng của nỗ lực hít vào của bệnh nhân lên các sự kiện kích hoạt và chu kỳ. Điều này hiện có thể xảy ra theo hai cách. Trong cả hai trường hợp, nhịp thở bắt buộc được lên lịch (tức là máy được kích hoạt theo tần số đã cài đặt) sẽ được kích hoạt theo bệnh nhân để đáp ứng tiêu chí đầu tiên về nhịp thở tự phát. Trong một trường hợp, hít vào VC chuyển sang PC do nỗ lực hít vào cao (nhắm mục tiêu kép) và trở thành theo chu kỳ lưu lượng (bệnh nhân), và do đó nhịp thở này trở nên tự phát. Trong trường hợp thứ hai, thì hít vào bắt buộc đã được thiết lập thành nhịp thở theo chu kỳ của bệnh nhân (theo lưu lượng), và do đó, nhịp thở bắt buộc lại trở thành nhịp thở tự phát.

Với IMV(4), nhịp thở bắt buộc của cá nhân, theo lịch trình có thể được chuyển thành nhịp thở

tự phát như đã giải thích ở trên. Ví dụ đơn giản nhất về điều này là chế độ được gọi là áp lực A/C với chu kỳ lưu lượng trên máy thở Avea (Vyair Medical). Ở chế độ này, mọi nhịp thở của bệnh nhân thụ động đều được kiểm soát áp lực và kích hoạt máy (tần số đặt trước) nhưng theo chu kỳ lưu lượng (có thể vì đây là chế độ PC). Tuy nhiên, nếu có nỗ lực hít vào của bệnh nhân đủ lớn trong cửa sổ kích hoạt, thì nhịp thở được cung cấp sẽ được bệnh nhân kích hoạt và chuyển chu kỳ bệnh nhân và do đó, theo định nghĩa, là nhịp thở tự phát. Điều này có nghĩa là chế độ này không phải là CMV như tên nhà sản xuất (A/C) gợi ý mà là IMV vì nhịp thở tự phát có thể xảy ra giữa các nhịp thở bắt buộc.

Nguy cơ xảy ra sự cố đồng bộ trong VC thông thường là cao do người vận hành đặt các giá trị tùy ý cho V_T và lưu lượng hít vào. Do đó, thời gian hít vào cài sẵn hiếm khi khớp với thời gian hít vào thần kinh của bệnh nhân. Ngoài ra, đối với bệnh nhân thực hiện nỗ lực hít vào, sự đồng bộ giữa bệnh nhân-máy thở sẽ luôn xảy ra do lưu lượng hít vào cài sẵn hầu như không bao giờ khớp với nhu cầu lưu lượng hít vào của bệnh nhân. Nếu nỗ lực đủ lớn, kết quả có thể tiềm ẩn nguy cơ chuyển đổi công (work shifting – một loại mất đồng bộ lưu lượng). Chuyển đổi công có nghĩa là một phần công hít vào đã chuyển từ máy thở (tức là trong điều kiện thụ động) sang bệnh nhân do tác động của P_{mus} làm giảm P_{vent} (xem phương trình chuyển động của VC).²² Một giải pháp kỹ thuật là để máy thở nhận biết tình trạng này là sự sụt giảm áp lực đường thở và bù đắp bằng cách tăng lưu lượng hít vào. Điều này mang lại một ví dụ khác, phức tạp hơn một chút về IMV(4) được gọi là VC có khả năng thích ứng lưu lượng (máy thở Servo, Getinge). Theo yêu cầu của phương trình chuyển động, trong VC, nếu P_{mus} (nỗ lực hít vào) tăng thì P_{vent} (áp lực đường thở) phải giảm một lượng bằng nhau. Do đó, máy thở giám sát P_{vent} ; và nếu nó giảm xuống theo một số ngưỡng mặc định (ví dụ: 3 cm H₂O), máy thở sẽ cung cấp lưu lượng (và do đó là thể tích) như bệnh nhân mong muốn. Nếu nỗ lực đủ lớn, thì hít vào cũng có thể thay đổi từ cường độ hoặc chuyển chu kỳ thời gian sang chuyển chu kỳ theo lưu lượng. Đây là một dạng nhắm mục tiêu kép trong đó VC chuyển sang PC và VT lớn hơn giá trị đặt trước.²⁰

Trong trường hợp này, nếu hít vào được cả kích hoạt bệnh nhân và theo chu kỳ bệnh nhân, thì theo định nghĩa, nhịp thở tự phát đồng bộ hơn với nhu cầu của bệnh nhân.

Cơ sở lý luận cho IMV(4)

Có ít nhất 7 tên chế độ duy nhất được phân loại là IMV(4).⁵ Các chế độ ví dụ trên máy thở ICU thông thường được trình bày trong Bảng 3.

Sự an toàn

Một số chế độ có IMV(4) là dạng VC có mục tiêu kép. Điều đó có nghĩa là họ bắt đầu hít vào với V_T và lưu lượng hít vào cài sẵn. Như vậy, chúng đảm bảo bảo vệ khỏi chấn thương thể tích trong phạm vi người vận hành đã chọn liều V_T an toàn (tức là 4–8 mL/kg trọng lượng cơ thể lý tưởng).^{24,26} Mặt khác, với nỗ lực hô hấp vừa đủ, tất cả các dạng IMV(4) có thể cho phép bệnh nhân hít phải liều V_T tiềm ẩn nguy hiểm, nhấn mạnh sự cần thiết phải có các cảnh báo thích hợp.

Sự thoải mái

Như đã đề cập ở trên, một chế độ được phân loại là PC-IMV(4) được đặt tên là áp lực A/C với chu kỳ lưu lượng trên máy thở Avea (Vyair Medical). Đối với chế độ này, mỗi nhịp thở của bệnh nhân thụ động đều được kích hoạt bằng máy (tần số đặt trước) nhưng lưu lượng theo chu kỳ và do đó là nhịp thở bắt buộc. Tuy nhiên, đối với một bệnh nhân đang hoạt động, nếu có nỗ lực hít vào của bệnh nhân đủ lớn trong cửa sổ kích hoạt, thì nhịp thở được cung cấp sẽ được kích hoạt bệnh nhân và chuyển chu kỳ bệnh nhân và do đó là nhịp thở tự phát. Chu kỳ lưu lượng của nhịp thở PC (như trong hỗ trợ áp lực) là một dạng chu kỳ của bệnh nhân vì thời điểm đạt đến ngưỡng chu kỳ lưu lượng là một hàm của cơ học phổi (tức là sức cản, R, độ giãn nở, C và P_{mus}) để ngay cả khi không có P_{mus} hằng số thời gian (tích của R và C) xác định thời gian hít vào, có thể thay đổi ngẫu nhiên độc lập với bất kỳ cài đặt máy thở nào (khi thời gian tăng áp lực được đặt). Điều này trái ngược với nhịp thở bắt buộc có thể do kích hoạt bệnh nhân nhưng được tính theo chu kỳ thời gian theo thời gian hít vào đặt trước, không phụ thuộc vào những thay đổi trong hằng số

thời gian của hệ hô hấp. Giống như IMV(2) và IMV(3), việc thay thế nhịp thở phát bằng nhịp thở bắt buộc sẽ làm tăng tính đồng bộ giữa bệnh nhân và máy thở.

Đối với các chế độ được phân loại là VC-IMV(4), việc hiểu được sự đóng góp vào sự thoải mái sẽ phức tạp hơn một chút. Theo phương trình chuyển động, nếu P_{mus} tăng trong thì hít vào VC thì P_{vent} phải giảm.²² Tổng công trong mỗi nhịp thở không đổi, nhưng tỷ lệ công do bệnh nhân thực hiện cao hơn. Tức là công đã chuyển từ máy thở sang bệnh nhân.^{22,52} Một số chuyển đổi công thực sự có thể chấp nhận được, chỉ để cho phép bệnh nhân kích hoạt thì hít vào. Ví dụ, những nỗ lực hô hấp rất lớn, như đã thấy, ở một số bệnh nhân mắc COVID-19, có thể chuyển hầu như tất cả công sang bệnh nhân. Rõ ràng, đây là một tình huống khó chịu đối với bệnh nhân. Tại thời điểm nào giữa 2 thái cực chuyển đổi công này, chúng ta vượt qua ranh giới có thể chấp nhận được vẫn chưa được nghiên cứu trong tài liệu. Các kỹ sư đã phát minh ra mục tiêu kép dưới hình thức trong đó nhịp thở bắt buộc của VC chuyển sang nhịp thở hỗ trợ áp lực tự phát đã tùy ý chọn mức giảm P_{vent} là 3 cm H₂O làm ngưỡng cho công tác. (Có một hình thức nhắm mục tiêu kép khác trong đó thì hít vào bắt đầu trong PC và có thể chuyển sang VC² nhưng để phục vụ mục tiêu an toàn chứ không phải thoải mái.) Nếu bạn thờ trên máy thở với chế độ này (tức là bằng ống ngậm), nó sẽ rõ ràng là sơ đồ nhắm mục tiêu này thoải mái hơn VC với tính năng nhắm mục tiêu theo điểm đặt vì bạn có được lưu lượng và thể tích như mong muốn (hãy tưởng tượng thực hiện điều này trên một chiếc xe đạp tập thể dục). Theo hiểu biết của chúng tôi, chỉ có một nghiên cứu dựa trên mô phỏng về dạng IMV¹⁹ này và không có nghiên cứu lâm sàng nào.

Giải phóng

IMV(4) có thể gián tiếp phục vụ mục tiêu giải phóng. Đối với chế độ như A/C áp lực với chu kỳ lưu lượng, người ta có thể hình dung IMV(4) góp phần vào quá trình cai máy trong trường hợp bệnh nhân có phổi bình thường tỉnh lại sau khi gây mê (tức là cho phép bệnh nhân chuyển sang thở tự nhiên hoàn toàn mà không cần sự can thiệp của bác

sĩ lâm sàng). Nhưng điều này có thể không xảy ra với các ví dụ khác về IMV(4), nhắm mục tiêu kép trong VC (tức là kích hoạt điều chỉnh lưu lượng ở chế độ có tên VC trên máy thở Servo, Getinge). Chế độ này biến chuỗi nhịp thở CMV thành IMV (mặc dù không có thông báo nào về điều này trên máy thở hoặc hướng dẫn sử dụng). Tuy nhiên, việc ngăn chặn nhịp thở bắt buộc trong trường hợp này là kết quả của việc cố gắng đảm bảo sự thoải mái hơn là nhằm mục đích cai máy. Nghĩa là, việc bắt bệnh nhân cố gắng nhiều hơn để có được nhịp thở tự nhiên mà không cần trợ giúp có thể không góp phần mang lại trải nghiệm cai máy lý tưởng.

Tương lai của IMV

Như tiêu đề của bài viết này đã chỉ ra, mục đích của chúng tôi là mô tả sự phát triển của chuỗi nhịp thở được gọi là IMV. Sự tiến bộ từ IMV(1) lên IMV(4) diễn ra trong bối cảnh phát triển của các sơ đồ nhắm mục tiêu từ đơn giản nhất, tất cả các loại thủ công, đến phức tạp nhất bằng cách sử dụng trí tuệ nhân tạo (AI). Cả chuỗi nhịp thở và sơ đồ nhắm mục tiêu đều đã thúc đẩy sự phát triển của các chế độ. Cho đến nay, chế độ được cho là có công nghệ tiên tiến nhất là Intellect-ASV (Hamilton Medical).⁵³⁻⁵⁶ Chế độ thông khí này được phân loại là PC, IMV(3) với cả mục tiêu tối ưu và thông minh.² Mục tiêu tối ưu¹⁷ được thiết kế để giảm thiểu việc truyền năng lượng từ máy thở đến phổi, điều này có thể làm giảm nguy cơ tổn thương phổi do máy thở gây ra. (Khái niệm truyền lực đang là nghiên cứu tiên tiến về thở

máy.⁵⁷) Nhắm mục tiêu thông minh sử dụng các công cụ của AI như hệ thống chuyên gia dựa trên quy tắc,⁵⁸ “logic mờ” và mạng lưới thần kinh nhân tạo.⁵⁹ Đương nhiên, khi AI phát triển theo hướng trí tuệ nhân tạo tổng hợp ở cấp độ con người,⁶⁰ máy thở sẽ ngày càng sử dụng nhiều khả năng của AI hơn, dẫn đến các chế độ mạnh mẽ hơn theo nghĩa là chúng ngày càng có nhiều khả năng kỹ thuật phục vụ cả 3 mục tiêu về thông khí.²² Như chúng tôi đã mô tả ở trên, IMV là một chuỗi nhịp thở phục vụ các mục tiêu này tốt hơn CMV và CSV, do đó, về mặt logic, bất kỳ chế độ “lý tưởng” nào trong tương lai đều sẽ là một dạng IMV. Điều vẫn còn phải xem là các kế hoạch nhắm mục tiêu phát triển như thế nào. Một con đường có thể là AI kiểm soát (và học hỏi từ) kinh nghiệm của các nhóm lớn máy thở được hợp nhất trong một “mạng lưới các thiết bị y tế”.⁶¹

Tóm tắt

IMV là một loại chuỗi nhịp thở được sử dụng để phân loại chế độ thông khí. Nó có một lịch sử tiến hóa lâu dài kéo dài hơn một thế kỷ. Hiện nay có 4 loại IMV riêng biệt, mỗi loại đều có ưu điểm và nhược điểm riêng trong việc phục vụ mục tiêu thở máy. Hiểu các dạng IMV khác nhau là một kỹ năng quan trọng cần thiết để nhận ra những điểm tương đồng và khác biệt giữa hàng chục chế độ thông khí khác nhau. Sự công nhận này rất cần thiết cho ứng dụng lâm sàng, giáo dục người chăm sóc và nghiên cứu về thở máy.