



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẰNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11) 
1-0021420

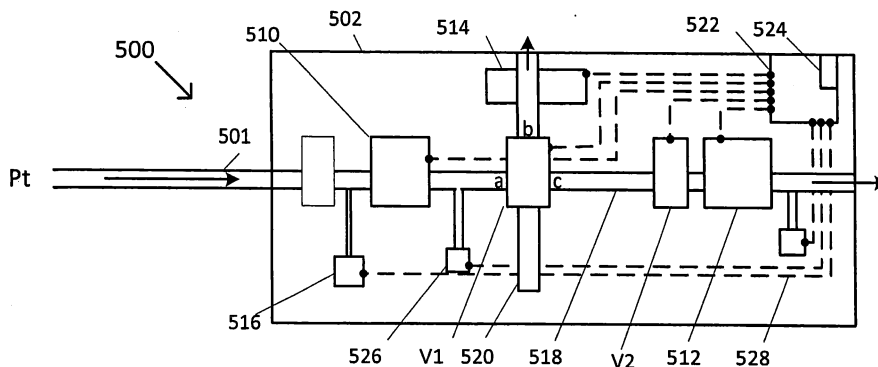
(51)⁷ A61B 5/097, 5/00, 5/08

(13) B

(21) 1-2014-02405 (22) 20.12.2012
(86) PCT/US2012/071085 20.12.2012 (87) WO2013/096695 27.06.2013
(30) 61/578,811 21.12.2011 US
(45) 25.07.2019 376 (43) 25.03.2015 324
(73) CAPNIA, INC. (US)
1235 Radio Road, Suite 110, Redwood City, CA 94065, United States of America
(72) WONDKA, Anthony, D. (US), BHATNAGAR, Anish (IN)
(74) Công ty Luật TNHH T&G (TGVN)

(54) THIẾT BỊ VÀ PHƯƠNG PHÁP PHÂN TÍCH NỒNG ĐỘ KHÍ TRONG HƠI THỞ

(57) Sáng chế đề cập đến phương pháp và thiết bị phân tích nồng độ chất trong hơi thở của bệnh nhân. Thiết bị này có thể bao gồm khoang chứa mẫu, bộ phận phân tích tốc độ thở, bộ phận phân tích khí, và bộ xử lý. Khoang chứa mẫu bao gồm cửa nạp tiếp nhận hơi thở. Bộ phận phân tích tốc độ thở xác định tốc độ của một phân hơi thở. Bộ phận phân tích khí xác định nồng độ khí. Bộ xử lý bao gồm thuật toán xác định mức độ không đồng nhất của mẫu trên cơ sở tốc độ, và nồng độ khí đã hiệu chỉnh trên cơ sở mức độ không đồng nhất này. Theo một số phương án, sự hiệu chỉnh khí được xác định không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân. Thiết bị có thể được điều chỉnh trên cơ sở khoảng kiểu thở dự định của bệnh nhân mong muốn sao cho khoang chứa mẫu được nạp mẫu khí ở cuối kỳ thở ra đồng nhất bất kể kiểu thở của từng bệnh nhân. Sáng chế cũng đề cập đến phương pháp xác định nồng độ chất trong hơi thở của bệnh nhân.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến thiết bị và phương pháp phân tích hơi thở dùng cho mục đích chẩn đoán. Cụ thể hơn, sáng chế đề cập đến thiết bị và phương pháp lấy mẫu và phân tích khí từ hơi thở của người để so sánh và chẩn đoán tình trạng sinh lý.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Có hai phương pháp dùng để thu được hơi thở của người để phân tích khí. Theo phương pháp thứ nhất, người có thể thở theo cách phối hợp vào dụng cụ tiếp nhận khí để phân tích. Theo phương pháp thứ hai, dụng cụ có thể lấy mẫu thử từ khí đạo người không phụ thuộc vào sự phối hợp của người. Trong mỗi phương pháp này, việc đạt được sự thu gom chính xác và phân tích chính xác khí từ một phần cụ thể của chu kỳ thở có thể gặp khó khăn, dựa trên tính chất ngẫu nhiên thông thường và tính chất thất thường của kiểu thở. Ví dụ, việc đo một cách đáng tin cậy nồng độ CO trong hơi thở một cách chính xác ở phần cuối kỳ thở ra, với mức độ chính xác và rõ ràng cao (ví dụ độ chính xác $<0,5\text{ppm}$), đã chứng tỏ là khó. Thông thường, việc đo CO₂ trong hơi thở được dùng để xác định phần cuối kỳ thở ra của hơi thở, và do vậy khí từ phần hơi thở này có thể được lấy mẫu và phân tích. Việc sử dụng tín hiệu CO₂ cuối kỳ thở ra là phương pháp thích hợp bởi vì phương pháp này đã được biết rõ, và cung cấp kết quả đo tức thời dạng sóng của hơi thở. Tuy nhiên, để đạt được độ chính xác và tính chính xác trong phần còn lại của toàn bộ hệ thống, thiết bị đo chỉ xem xét một phần các yếu tố bên ngoài có thể mà có thể là hữu dụng.

Thông thường, tốc độ dòng không đổi được dùng để lấy khí ra khỏi người, trong một khoảng thời gian thu gom cố định, và đưa mẫu đã lấy vào khoang chứa mẫu thử có thể tích cố định. Khi sử dụng phương pháp này, có thể có sự không chính xác liên quan đến kiểu thở. Ví dụ, một phần của khoang chứa mẫu thử có thể có khí không phải cuối kỳ thở ra trong nó, hoặc chỉ một phần của phần cuối kỳ thở ra của hơi thở có thể được lấy mẫu và lưu trữ trong khoang chứa mẫu thử để phân tích. Trong khi khả năng lặp lại ở tốc độ thở nhất định là rất tốt thì độ chính xác có thể thay đổi khi tốc độ thở thay đổi vì khí lực và việc định thời gian của hệ thống.

Do đó, có lợi nếu cải thiện độ chính xác của các hệ thống đã biết theo cách mà độ chính xác tương đương nhau trong phạm vi rộng các kiểu thở và các tốc độ thở. Với mục đích này, các phương pháp và thuật toán khác nhau đã được biểu đạt và mô tả ở đây.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Mục đích của sáng chế nhằm đề xuất thiết bị và phương pháp phân tích thành phần của khí trong hơi thở với độ chính xác được cải thiện.

Sáng chế đề xuất thiết bị phân tích khí trong hơi thở mà đạt được sự phân tích thành phần chính xác của khí chứa trong hơi thở từ một phần cụ thể của hơi thở. Thiết bị này có thể phù hợp đối với một phạm vi rộng các kiểu thở và các tốc độ thở mà không bị mất đi độ chính xác. Thiết bị này có thể đảm bảo thu được thể tích khí đủ để phân tích đáp ứng được độ chính xác, và rằng khí thu được từ phần hơi thở mong muốn, và là đại diện cho toàn bộ phần hơi thở mong muốn. Theo một số phương án, các ưu điểm này đạt được bằng cách điều chỉnh tốc độ dòng lấy mẫu khí phụ thuộc vào kiểu thở, và/hoặc bằng cách thu được các mẫu khí từ phần hơi thở mong muốn đối với nhiều phần hơi thở cho đến khi thu được thể tích khí ngưỡng để phân tích, và/hoặc bằng cách áp dụng hệ số hiệu chỉnh với kết quả được tính để bù cho tính không đồng nhất của khí được lấy mẫu. Ngoài các phương pháp thu được thể tích khí mong muốn này, một số phương án khác có thể xác định phần hơi thở mong muốn để lấy mẫu một cách chính xác phần chính xác của hơi thở và/hoặc điều chỉnh thiết bị để luôn thu gom để phân tích mẫu thử cuối kỳ thở ra một cách gần như đồng nhất bất kể kiểu thở.

Để đạt được các đặc điểm nêu trên, các phương án về thiết bị phân tích hơi thở hoặc phương pháp phân tích hơi thở có thể có một hoặc nhiều ưu điểm sau: xác định được các phần nhỏ khác nhau của pha thở ra; thu gom mẫu thử chính xác từ phần nhỏ mong muốn của pha thở ra; thu gom chắc chắn được một lượng khí định trước để phân tích bằng thiết bị phân tích thành phần khí; có được độ tin cậy và khả năng lặp lại đối với các kiểu thở khác nhau mà được dự tính gặp phải.

Theo một phương án, phương pháp phân tích thở bao gồm bước đo thông số liên quan đến thời gian của kiểu thở của người, thu gom khí từ phần mong muốn của ít nhất một trong số các hơi thở của người vào khoang chứa mẫu thử có thể tích mong muốn, điều chỉnh sự thu gom khí trên cơ sở thông số thời gian, và phân tích khí đã gom để xác định thông số thành phần của khí. Theo các phương án khác, việc điều chỉnh quá trình

thu gom khí có thể bao gồm ít nhất một trong số các điều chỉnh được chọn từ nhóm bao gồm: (1) điều chỉnh tốc độ thu gom khí, (2) điều chỉnh số lượng hơi thở mà khí được thu gom từ đó, và (3) điều chỉnh đối với tính đồng nhất của khí đã gom bằng hệ số hiệu chỉnh. Theo các phương án khác nữa, thông số hơi thở trên cơ sở thời gian bao gồm ít nhất một thông số được chọn từ nhóm bao gồm: (1) tốc độ thở, (2) thời gian cuối kỳ thở ra, (3) thời gian thở ra, (4) thời gian hít vào, (5) thời gian hơi thở. Theo các phương án khác, phần mong muốn của hơi thở bao gồm phần cuối kỳ thở ra và thông số thành phần bao gồm cacbon monoxit. Theo các phương án khác, phần mong muốn của hơi thở bao gồm ít nhất một pha được chọn từ nhóm bao gồm: (1) pha thở ra; (2) pha cuối kỳ thở ra; (3) phần đầu thở ra; (4) phần giữa thở ra; (5) phần cuối thở ra; (6) thời gian sau thở ra; và (7) ngừng hít vào. Theo các phương án khác, việc đo thông số hơi thở trên cơ sở thời gian bao gồm ít nhất một phương pháp được chọn từ nhóm bao gồm: (1) phương pháp đo nồng độ CO₂, (2) theo dõi áp suất khí đạo, (3) theo dõi nhiệt độ khí đạo, (4) theo dõi lưu lượng khí đạo, (5) phương pháp ghi biến đổi thể tích, (6) theo dõi âm thanh, và (7) theo dõi oxy thở ra. Theo các phương án khác nữa, thông số hơi thở trên cơ sở thời gian được lấy vi phân để xác định khoảng thời gian của phần thở mong muốn. Các phương án khác có thể bao gồm bước xác định thời gian bắt đầu và thời gian kết thúc đối với việc thu gom khí, trong đó bước xác định thời gian bắt đầu và thời gian kết thúc bao gồm việc so sánh thông số hơi thở đo được dựa vào ít nhất một thông số được chọn từ nhóm bao gồm: (1) biên độ ngưỡng của thông số hơi thở đo được; (2) khoảng thời gian ngưỡng của thông số hơi thở đo được, (3) giá trị cực đại của thông số hơi thở đo được, (4) giá trị gần bằng không của thông số hơi thở đo được, (5) giá trị âm của thông số hơi thở đo được, (6) mức thay đổi độ dốc của thông số hơi thở đo được, và (7) mức thay đổi tín hiệu của thông số hơi thở đo được. Các phương án khác có thể bao gồm bước xác định thời gian bắt đầu và thời gian kết thúc để thu gom khí, trong đó bước xác định thời gian bắt đầu và thời gian kết thúc bao gồm việc tính tốc độ thay đổi thông số hơi thở đo được và so sánh nó với ít nhất một thông số được chọn từ nhóm bao gồm: (1) giá trị ngưỡng của tốc độ thay đổi; (2) giá trị không của tốc độ thay đổi; (3) tốc độ thay đổi thứ nhất và tốc độ thay đổi thứ hai; (4) độ dốc âm đạt đến không; (5) độ dốc dương đạt đến không; (6) giá trị dương cực đại của tốc độ thay đổi; (7) giá trị âm cực đại của tốc độ thay đổi; (8) tốc độ thay đổi tăng; (9) tốc độ thay đổi giảm; và (10) sự thay đổi tín hiệu của tốc độ thay đổi. Theo các phương án khác, bước thu gom khí còn bao gồm việc đặt ống lấy mẫu nối thông với

khoang chứa mẫu thử vào khí đạo của người, và tạo chân không ở ống lấy mẫu. Các phương án khác còn bao gồm việc phân cách khoang chứa mẫu thử bằng van cửa nạp, và mở van cửa nạp để bắt đầu thu gom khí từ phần hơi thở mong muốn và đóng van cửa nạp để hoàn tất việc thu gom khí từ phần hơi thở mong muốn. Theo các phương án khác, khí thu gom được trong khoang chứa mẫu thử bao gồm ít nhất một phần hơi thở từ đó thông số hơi thở trên cơ sở thời gian được đo. Theo các phương án khác, khí thu gom được trong khoang chứa mẫu thử bao gồm ít nhất một phần hơi thở mà không phải là hơi thở mà từ đó thông số hơi thở trên cơ sở thời gian được đo.

Theo một phương án khác, phương pháp phân tích hơi thở bao gồm bước: xác định khoảng thời gian của một phần của hơi thở, thu gom mẫu khí từ phần này trong khoang chứa mẫu thử có thể tích mong muốn, trong đó mẫu khí được hút vào khoang bằng cách sử dụng cơ cấu dẫn dòng, và trong đó tốc độ dòng của cơ cấu này được dựa trên khoảng thời gian xác định, và phân tích mẫu thử khí đã gom để phân tích thành phần.

Theo một phương án khác, phương pháp phân tích thở bao gồm bước: đo thời gian cuối kỳ thở ra của kiểu thở của người bằng cảm biến hơi thở, thu gom khí từ thời gian cuối kỳ thở ra của ít nhất một trong số các hơi thở của người vào khoang chứa mẫu thử có thể tích mong muốn bằng cơ cấu dẫn dòng, trong đó tốc độ dòng thu gom của cơ cấu dẫn dòng được điều chỉnh trên cơ sở thời gian cuối kỳ thở ra đo được và được lựa chọn để nạp toàn bộ thể tích mong muốn bằng khí từ thời gian cuối kỳ thở ra, và phân tích khí đã gom để xác định thông số thành phần của khí.

Theo một phương án khác, phương pháp phân tích thở bao gồm các bước: (a) xác định khoảng thời gian của một phần hơi thở, (b) thu gom mẫu khí từ phần này trong khoang chứa mẫu thử có thể tích mong muốn, trong đó mẫu khí được hút vào khoang bằng cách sử dụng cơ cấu dẫn dòng, (c) trong đó các bước (a) và (b) được lặp lại trong nhiều lần, trong đó số lần được xác định ít nhất một phần bởi khoảng thời gian đã xác định được, và (d) phân tích mẫu thử khí đã gom để phân tích thành phần.

Theo một phương án khác, phương pháp phân tích thở bao gồm các bước: (a) đo thời gian cuối kỳ thở ra của kiểu thở của người bằng cảm biến hơi thở, (b) thu gom khí từ thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở của người vào khoang chứa mẫu thử có thể tích mong muốn bằng cách sử dụng cơ cấu dẫn dòng, (c) trong đó các bước (a) và (b) được

lập lại cho đến khi khoang được nạp bằng khí từ các thời gian cuối kỳ thở ra, và (d) phân tích khí đã gom để xác định thông số thành phần của khí. Theo một phương án khác, phương pháp này bao gồm bước điều chỉnh hệ thống thu gom hơi thở để luôn thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra một cách đồng nhất, bất kể kiểu thở.

Ngoài ra, sáng chế cũng đề xuất các thiết bị phân tích khí hơi thở khác nhau. Theo một phương án, thiết bị phân tích khí trong phần mong muốn của chu kỳ hơi thở của người bao gồm khoang chứa mẫu thử của thể tích mong muốn, hệ thống khí nén dùng để thu gom khí từ hơi thở của người và phân phối khí đến khoang chứa mẫu thử, cảm biến hơi thở dùng để đo thông số dựa trên thời gian của phần mong muốn của hơi thở của người, hệ thống điều khiển dùng để điều chỉnh hệ thống khí nén trên cơ sở thông số hơi thở dựa trên thời gian, và bộ phận phân tích để phân tích thành phần khí. Theo các phương án khác, sự điều chỉnh xác dòng khí được thực hiện mà bao gồm ít nhất một sự điều chỉnh được chọn từ nhóm bao gồm: (1) bộ tạo dòng tốc độ điều chỉnh được; (2) bộ xử lý được tạo kết cấu để thực hiện thuật toán mà thay đổi số lượng hơi thở mà khí được thu gom từ đó, và (3) bộ xử lý được tạo kết cấu để thực hiện thuật toán để điều chỉnh đối với tính đồng nhất của khí đã gom bằng hệ số hiệu chỉnh. Theo các phương án khác, thành phần dựa trên thời gian bao gồm ít nhất một thành phần được chọn từ nhóm bao gồm: (1) tốc độ thở, (2) thời gian cuối kỳ thở ra, (3) thời gian thở ra, (4) thời gian hít vào, và (5) thời gian hơi thở. Theo các phương án khác, phần mong muốn của hơi thở bao gồm phần cuối kỳ thở ra và thiết bị phân tích khí bao gồm thiết bị phân tích cacbon monoxit. Theo các phương án khác, phần mong muốn của hơi thở bao gồm ít nhất một phần được chọn từ nhóm bao gồm: (1) pha thở ra; (2) pha cuối kỳ thở ra; (3) phần đầu thở ra; (4) phần giữa thở ra; (5) phần cuối thở ra; (6) pha sau thở ra; và (7) ngừng hít vào. Theo các phương án khác, cảm biến hơi thở bao gồm ít nhất một cảm biến được chọn từ nhóm bao gồm: (1) thiết bị đo nồng độ CO₂, (2) bộ biến đổi áp suất khí đạo, (3) cảm biến nhiệt độ khí đạo, (4) cảm biến lưu lượng khí đạo, (5) máy ghi biến đổi thể tích, (6) micrô, (7) cảm biến oxy, và (8) cảm biến siêu âm. Theo các phương án khác, thiết bị còn bao gồm (1) bộ vi sai được làm thích ứng để lấy vi phân tín hiệu từ cảm biến hơi thở và (2) bộ xử lý, trong đó bộ xử lý thực hiện thuật toán để tương quan tín hiệu vi phân với phần mong muốn của chu kỳ hơi thở. Theo các phương án khác, thiết bị còn bao gồm bộ xử lý, trong đó bộ xử lý này thực hiện thuật toán để xác định thời gian bắt đầu và thời gian kết thúc đối với việc thu gom khí, trong đó thuật toán bao gồm việc so sánh thông số hơi thở

đo được so với ít nhất một thông số được chọn từ nhóm bao gồm: (1) giá trị ngưỡng, (2) khoảng thời gian ngưỡng, (3) giá trị cực đại, (4) giá trị gần bằng không, (5) giá trị âm, (6) mức thay đổi độ dốc, và (7) mức thay đổi tín hiệu. Theo các phương án khác, thiết bị bao gồm bộ vi sai để xác định tốc độ thay đổi của thông số hơi thở đo được, và bộ xử lý thực hiện thuật toán, trong đó thuật toán bao gồm việc so sánh tốc độ thay đổi với ít nhất một thông số được chọn từ nhóm bao gồm: (1) giá trị ngưỡng; (2) giá trị không; (3) tốc độ thay đổi thứ nhất so với tốc độ thay đổi thứ hai; (4) độ dốc âm đạt đến không; (5) độ dốc dương đạt đến không; (6) giá trị dương cực đại; (7) giá trị âm cực đại; (8) tốc độ thay đổi tăng; (9) tốc độ thay đổi giảm; và (10) sự thay đổi tín hiệu của tốc độ thay đổi. Theo các phương án khác, thiết bị còn bao gồm ống lấy mẫu có thể gắn ở đầu thứ nhất với thiết bị phân tích khí và có thể khớp ở đầu thứ hai với khí đạo của người; và bộ tạo dòng được làm thích ứng để lấy khí từ khí đạo của người qua ống lấy mẫu đến khoang chứa mẫu thử. Theo các phương án khác, thiết bị bao gồm hệ thống van được bố trí để tách khoang chứa mẫu thử, trong đó hệ thống điều khiển điều khiển hệ thống van để cho phép khí từ phần hơi thở mong muốn đi vào khoang chứa mẫu thử. Theo các phương án khác, hệ thống điều khiển còn được làm thích ứng để phân phối khí đến khoang chứa mẫu thử từ hơi thở đo được. Theo các phương án khác, hệ thống điều khiển còn được làm thích ứng để phân phối khí từ hơi thở đến khoang chứa mẫu thử sau khi hơi thở đo được.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích khí hơi thở để phân tích khí trong phần mong muốn của hơi thở của người bao gồm cảm biến hơi thở để xác định phần mong muốn của chu kỳ hơi thở, bộ xử lý để xác định khoảng thời gian của phần mong muốn, trong đó khoảng thời gian này được xác định ít nhất một phần từ phần đã xác định, khoang thu gom khí có thể tích mong muốn, hệ thống khí nén để phân phối mẫu khí từ phần mong muốn của hơi thở đến khoang thu gom khí, hệ thống điều khiển để điều chỉnh tốc độ phân phối khí của hệ thống khí nén trên cơ sở khoảng thời gian xác định, và thiết bị phân tích khí để phân tích thành phần của khí.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích khí hơi thở để phân tích khí trong phần cuối kỳ thở ra của hơi thở của người bao gồm cảm biến hơi thở để xác định thời gian cuối kỳ thở ra của chu kỳ hơi thở, bộ xử lý để xác định khoảng thời gian của thời gian cuối kỳ thở ra, trong đó khoảng thời gian này được xác định ít nhất một phần từ phần đã xác định, khoang thu gom khí có thể tích mong muốn, nguồn chân không để lấy mẫu khí từ thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở đến khoang thu gom khí, hệ thống điều

hiển để điều chỉnh tốc độ dòng của nguồn chân không trên cơ sở thời gian cuối kỳ thở ra đã xác định để nạp khí cuối kỳ thở ra vào khoang này, và thiết bị phân tích khí để phân tích thành phần của khí.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích khí hơi thở để phân tích khí trong phần mong muốn của hơi thở của người, bao gồm cảm biến hơi thở để xác định phần mong muốn của chu kỳ hơi thở, bộ xử lý để xác định khoảng thời gian của phần mong muốn, trong đó khoảng thời gian này được xác định ít nhất một phần từ phần đã xác định, khoang thu gom khí có thể tích mong muốn, hệ thống khí nén để phân phối mẫu khí từ phần mong muốn của hơi thở đến khoang thu gom khí, hệ thống điều khiển và thuật toán để điều chỉnh hệ thống khí nén để phân phối khí cho đến khi khoang được nạp bằng khí từ phần hơi thở mong muốn, và thiết bị phân tích khí để phân tích thành phần của khí.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích khí hơi thở để phân tích khí trong phần mong muốn của hơi thở của người bao gồm cảm biến hơi thở để xác định phần mong muốn của chu kỳ hơi thở, bộ xử lý để xác định khoảng thời gian của phần mong muốn, trong đó khoảng thời gian được xác định ít nhất một phần từ phần đã xác định, khoang thu gom khí của thể tích mong muốn, hệ thống khí nén để lấy mẫu khí từ phần mong muốn của hơi hít vào trong khoang thu gom khí, bộ xử lý để thực hiện thuật toán để áp dụng hệ số hiệu chỉnh với mẫu khí đã lấy, trong đó hệ số hiệu chỉnh được dựa trên khoảng thời gian đã xác định của phần hơi thở mong muốn để điều chỉnh tính không đồng nhất của khí đã lấy, và thiết bị phân tích khí để phân tích thành phần của khí.

Theo một phương án khác, phương pháp phân tích thở bao gồm các bước: (a) xác định khoảng thời gian của phần cuối kỳ thở ra của hơi thở, (b) thu gom phần cuối kỳ thở ra trong ống chứa mẫu có thể tích chứa mẫu, trong đó thời gian thu gom được dựa trên khoảng thời gian đã xác định, (c) lặp lại các bước (a) và (b) cho đến khi thể tích chứa mẫu được nạp với các phần cuối kỳ thở ra từ các hơi thở tương ứng, và (d) phân tích các phần cuối kỳ thở ra đã thu gom để xác định nồng độ của khí.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích khí hơi thở bao gồm thiết bị để đo ít nhất một đặc tính hơi thở của bệnh nhân, bộ xử lý để xác định phần bắt đầu và phần kết thúc của phần cuối kỳ thở ra của hơi thở, trong đó việc xác định này được dựa trên ít nhất một đặc tính, ống chứa mẫu bao gồm đầu gần, đầu xa, van thứ nhất liên kết với đầu gần,

van thứ hai liên kết với đầu xa, và thể tích chứa mẫu, trong đó thể tích chứa mẫu được tạo kết cấu để lưu trữ các phân hơi thở cuối kỳ thở ra từ các hơi thở tương ứng, và cảm biến để phân tích nồng độ của khí trong các hơi thở cuối kỳ thở ra được lưu trữ.

Theo một phương án khác, phương pháp thu gom phần cuối kỳ thở ra của hơi thở của bệnh nhân bao gồm bước xác định điểm bắt đầu của phần cuối kỳ thở ra, mở bộ phận chứa được tạo kết cấu để thu gom phần cuối kỳ thở ra, trong đó bộ phận chứa được mở để tương quan với điểm bắt đầu đã xác định của phần cuối kỳ thở ra, xác định điểm kết thúc của phần cuối kỳ thở ra, và đóng bộ phận chứa, trong đó bộ phận chứa được đóng để tương quan với điểm kết thúc đã xác định của phần cuối kỳ thở ra.

Theo một phương án khác, cơ sở dữ liệu điều chỉnh việc đo khí để xác định nồng độ khí ở cửa nạp của thiết bị được tập hợp bởi phương pháp mà có thể bao gồm bước đo các nồng độ khí trong thiết bị này đối với các nồng độ khí đã biết tương ứng ở cửa nạp (trong đó khí nồng độ được đo ở các tốc độ thở), thu được các phương trình đại số thứ nhất (trong đó mỗi trong số các phương trình đại số thứ nhất thích hợp với các nồng độ khí đo được của một trong số các tốc độ thở tương ứng và trong đó mỗi phương trình đại số thứ nhất bao gồm một hệ số ở mỗi bậc của phương trình), thu được các phương trình đại số thứ hai (trong đó mỗi phương trình đại số thứ hai thích hợp với các hệ số của bậc tương ứng của các phương trình đại số thứ nhất trong đó mỗi phương trình đại số thứ hai bao gồm một hệ số ở mỗi bậc của phương trình), và ghi mỗi hệ số của các phương trình đại số thứ hai vào cơ sở dữ liệu. Các phương trình đại số thứ nhất có thể bao gồm các phương trình tuyến tính. Các tốc độ thở có thể ít nhất là 5 theo số lượng. Các tốc độ thở có thể bao gồm các tốc độ thở bằng 10 hơi thở/phút, 20 hơi thở/phút, 30 hơi thở/phút, 40 hơi thở/phút, và 50 hơi thở/phút. Các phương trình đại số thứ hai có thể bao gồm các phương trình bậc hai. Các hệ số của các phương trình đại số thứ hai có thể bao gồm các hệ số thứ nhất và các hệ số thứ hai, trong đó các hệ số thứ nhất tương ứng với các tốc độ thở tại hoặc thấp hơn tốc độ thở định trước và các hệ số thứ hai tương ứng với các tốc độ thở tại hoặc cao hơn tốc độ thở định trước. Tốc độ thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút. Các phương trình đại số thứ hai có thể bao gồm các phương trình bậc hai thứ nhất và các phương trình bậc hai thứ hai, trong đó mỗi phương trình bậc hai thứ nhất thích hợp với các hệ số thứ nhất ở mỗi bậc, và trong đó mỗi phương trình bậc hai thứ hai thích hợp với các hệ số thứ hai ở mỗi bậc. Các nồng độ khí đã biết ở cửa nạp có thể bao gồm ba nồng độ. Các nồng độ khí đã biết ở cửa nạp có thể bao gồm ít nhất một nồng độ

được chọn từ một trong số các vùng sau: vùng có tốc độ thở tương đối thấp, vùng có tốc độ thở tương đối cao, và vùng có tốc độ thở trung bình.

Theo một phương án khác, phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị có thể bao gồm bước xác định tốc độ thở của bệnh nhân, đo nồng độ CO_2 trong thiết bị, truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số thứ nhất tương ứng với tốc độ thở của bệnh nhân, thu được các phương trình đại số thứ nhất trên cơ sở các hệ số thứ nhất, thu được các hệ số thứ hai bằng cách đưa tốc độ hơi hít vào mỗi phương trình đại số thứ nhất, thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số thứ hai, và xác định nồng độ khí ở cửa nạp bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Mỗi phương trình đại số thứ nhất có thể là phương trình bậc hai và số lượng các hệ số thứ nhất có thể là ba hệ số. Phương trình bù có thể là tuyến tính và số lượng các hệ số thứ hai có thể là hai hệ số. Cơ sở dữ liệu có thể bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các tốc độ thở tại hoặc thấp hơn tốc độ thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các tốc độ thở tại hoặc cao hơn tốc độ thở định trước. Tốc độ thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân có thể bao gồm bộ phận phân tích khí đo nồng độ CO_2 trong thiết bị, cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích tốc độ thở mà xác định thông số tần số thở của hơi thở của bệnh nhân, cơ sở dữ liệu bao gồm các hệ số tương ứng với các thông số tần số thở, và bộ xử lý chứa phương tiện đọc được bằng máy tính không chuyển tiếp chứa các lệnh thực hiện được mà khi thực hiện sẽ thực hiện phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị, trong đó phương pháp này bao gồm bước truy cập cơ sở dữ liệu để thu được các hệ số thứ nhất trên cơ sở thông số tần số thở của bệnh nhân, thu được các phương trình đại số thứ nhất trên cơ sở các hệ số thứ nhất này, thu được các hệ số thứ hai bằng cách đưa tần số thông số hít vào mỗi phương trình đại số thứ nhất, thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số thứ hai, và xác định nồng độ khí đầu vào bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Các phương trình đại số thứ nhất có thể là phương trình bậc hai và số lượng các hệ số thứ nhất có thể là ba hệ số. Phương trình bù có thể là tuyến tính và số lượng các hệ số thứ hai có thể là hai hệ số. Cơ sở dữ liệu có thể bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số

thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở định trước. Thông số tần số thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị bao gồm bước xác định thông số tần số thở của bệnh nhân, đo nồng độ CO₂ trong thiết bị, truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số trên cơ sở thông số tần số thở của bệnh nhân là tại, cao hơn, hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước hay không, trong đó cơ sở dữ liệu bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở định trước, thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số, và xác định nồng độ khí ở cửa nạp bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Thông số tần số thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân có thể bao gồm bộ phận phân tích khí đo nồng độ CO₂ trong thiết bị, cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích tốc độ thở xác định thông số tần số thở của hơi thở của bệnh nhân, cơ sở dữ liệu bao gồm các hệ số tương ứng với các thông số tần số thở, trong đó cơ sở dữ liệu bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở định trước, và bộ xử lý chứa phương tiện đọc được bằng máy tính không chuyên tiếp chứa các lệnh thực hiện được mà khi thực hiện sẽ thực hiện phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị, phương pháp này bao gồm bước truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số trên cơ sở thông số tần số thở của bệnh nhân là tại, cao hơn, hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước, thu được phương trình bù trên cơ sở các hệ số này, và xác định nồng độ khí đầu vào bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Thông số tần số thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị có thể bao gồm bước xác định thông số tần số thở của bệnh nhân, đo nồng độ CO₂ trong thiết bị, truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số

tương ứng với thông số tần số thở của bệnh nhân, thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số, và xác định nồng độ khí ở cửa nạp bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Phương trình bù có thể là phương trình đại số. Phương trình bù có thể là tuyến tính. Cơ sở dữ liệu có thể bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở định trước. Thông số tần số thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân bao gồm bộ phận phân tích khí đo nồng độ CO₂ trong thiết bị, cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích tốc độ thở xác định thông số tần số thở của hơi thở của bệnh nhân, cơ sở dữ liệu bao gồm các hệ số tương ứng với các thông số tần số thở, và bộ xử lý chứa phương tiện đọc được bằng máy tính không chuyển tiếp chứa các lệnh thực hiện được mà khi thực hiện sẽ thực hiện phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị, phương pháp này bao gồm bước truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số trên cơ sở thông số tần số thở của bệnh nhân, thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số, và xác định nồng độ khí đầu vào bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù. Phương trình bù có thể là phương trình đại số. Phương trình đại số có thể là phương trình tuyến tính. Cơ sở dữ liệu có thể bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở định trước. Thông số tần số thở định trước có thể là 30 hơi thở/phút.

Theo một phương án khác, thiết bị thu gom khí từ hơi thở của bệnh nhân bao gồm thể tích chứa mẫu, bộ tạo dòng bao gồm tốc độ dòng lấy mẫu (trong đó bộ tạo dòng có thể nạp toàn bộ, hoặc gần như toàn bộ thể tích chứa mẫu bằng phần cuối kỳ thở ra của hơi thở của bệnh nhân khi hơi thở của bệnh nhân có thông số tần số thở định trước), và bộ xử lý có cấu tạo để loại bỏ khí thu gom từ bệnh nhân nếu thông số tần số thở của bệnh nhân lớn hơn thông số tần số thở định trước. Bộ tạo dòng có thể là bơm. Thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở của bệnh nhân có thể được giả sử là một phần như một phần tư thời

gian hơi thở của bệnh nhân, trong đó thời gian hơi thở bao gồm một chu kỳ hít vào và thở ra của hơi thở của bệnh nhân.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí của mẫu thử của hơi thở của bệnh nhân có thể bao gồm khoang chứa mẫu thử có cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích tốc độ thở xác định tốc độ của một phần hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích khí xác định nồng độ khí của khí trong khoang chứa mẫu thử, và bộ xử lý bao gồm thuật toán xác định nồng độ khí đã hiệu chỉnh trên cơ sở tốc độ của một phần hơi thở của bệnh nhân, trong đó nồng độ khí đã hiệu chỉnh được xác định không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí của mẫu thử của hơi thở của bệnh nhân có thể bao gồm khoang chứa mẫu thử có cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, bộ phận phân tích tốc độ thở xác định tốc độ của một phần hơi thở của bệnh nhân, thiết bị phân tích khí xác định nồng độ khí của khí trong khoang chứa mẫu thử, và bộ xử lý bao gồm thuật toán, trong đó thuật toán xác định mức độ không đồng nhất của mẫu thử hơi thở trong khoang chứa mẫu thử trên cơ sở tốc độ của một phần hơi thở của bệnh nhân, trong đó thuật toán xác định nồng độ khí đã hiệu chỉnh trên cơ sở mức độ không đồng nhất này, và trong đó nồng độ khí đã hiệu chỉnh được xác định không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân.

Theo một phương án khác, thiết bị phân tích nồng độ khí của mẫu thử của hơi thở của bệnh nhân có thể bao gồm cảm biến đo thông số tần số thở, thuật toán bao gồm thông số tần số thở tối đa định trước, khoang chứa mẫu thử có thể tích và có cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân, thiết bị phân tích khí xác định nồng độ khí của khí trong khoang chứa mẫu thử, và bộ phận điều chỉnh tốc độ dòng lấy mẫu mà phân phối mẫu thử từ bệnh nhân vào khoang chứa mẫu thử ở tốc độ mong muốn, trong đó thể tích khoang chứa mẫu thử và tốc độ mong muốn được xác định trên cơ sở thông số tần số thở tối đa định trước.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Fig.1 là đồ thị thể hiện dạng sóng hơi thở thông thường trên cơ sở việc đo cacbon dioxit được thực hiện trên khí lấy ra từ hơi thở.

Fig.2 là đồ thị thể hiện dạng sóng hơi thở thông thường trên cơ sở việc đo áp suất khí đạo được thực hiện ở khí đạo gần.

Fig.3A-Fig.3C là đồ thị thể hiện cách CO trong hơi thở có thể thay đổi với pha của hơi thở và một phương án sử dụng phương pháp đo nồng độ CO₂ hoặc áp suất khí đạo để xác định thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở. Fig.3A thể hiện mức CO trong hơi thở đối với các pha khác nhau của chu kỳ thở. Fig.3B thể hiện mức CO₂ trong hơi thở đối với các pha khác nhau của chu kỳ thở và giá trị ngưỡng để xác định thời gian cuối kỳ thở ra. Fig.3C thể hiện áp suất thở của khí đạo gần đối với các pha khác nhau của chu kỳ thở và các giá trị ngưỡng để xác định thời gian cuối kỳ thở ra.

Fig.4A thể hiện tín hiệu đo nồng độ CO₂ đối với các pha khác nhau của chu kỳ thở và sự khác biệt của tín hiệu để xác định các phần khác nhau của hơi thở theo một phương án. Fig.4B thể hiện tín hiệu áp suất khí đạo đối với các pha khác nhau của chu kỳ thở và sự khác biệt của tín hiệu để xác định các phần khác nhau của hơi thở theo một phương án.

Fig.5A là hình vẽ dạng sơ đồ thể hiện khái quát hệ thống thu hơi thở theo một phương án. Fig.5B là hình vẽ dạng sơ đồ thể hiện khái quát hệ thống thu hơi thở theo một phương án khác.

Fig.6 là hình vẽ thể hiện sự tập hợp các đồ thị minh họa sự dịch chuyển pha liên quan đến việc sử dụng phương pháp đo nồng độ CO₂ để xác định và thu gom mẫu thử hơi thở.

Fig.7 là hình vẽ thể hiện sự tập hợp các đồ thị minh họa sự dịch chuyển pha liên quan đến việc sử dụng việc theo dõi áp suất khí đạo để xác định và thu gom mẫu thử hơi thở.

Fig.8-Fig.9G là hình vẽ thể hiện thiết bị phân tích hơi thở theo một phương án sử dụng hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở để hiệu chỉnh đối với các thay đổi liên quan đến tốc độ thở trong tính không đồng nhất của khí được lấy mẫu, khi sử dụng tốc độ dòng lấy mẫu cố định với thời gian lấy mẫu cố định và thể tích ống thu gom mẫu thử cố định. Fig.8 là đồ thị của tín hiệu đo nồng độ CO₂ đối với một chuỗi các hơi thở. Fig.9A là đồ thị dạng sóng đo nồng độ CO₂ hơi thở đại diện cho tốc độ thở danh định. Fig.9B là đồ thị dạng sóng đo nồng độ CO₂ hơi thở đại diện cho tốc độ thở tương đối nhanh. Fig.9C thể hiện hệ thống trên Fig.5A hoặc Fig.5B lấy mẫu khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở được thể hiện trên Fig.9A. Fig.9D thể hiện hệ thống trên Fig.5A hoặc Fig.5B lấy mẫu khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở được thể hiện trên Fig.9B. Fig.9E thể hiện việc sử dụng hệ số hiệu chỉnh tốc độ

thở để bù đắp cho tính không đồng nhất của mẫu khí đã lấy, sử dụng thiết bị mô phỏng hơi thở và lượng khí CO đưa vào đã biết, có và không có hệ số hiệu chỉnh được áp dụng. Fig.9F thể hiện một dạng khác của hệ thống thể hiện trên Fig.9D trong đó mẫu thử cuối kỳ thở ra được bố trí ở phía van V1 của ống chứa mẫu. Fig.9G thể hiện hệ thống trên Fig.9C và Fig.9D trong đó hơi thở được lấy ở tốc độ thở tương đối chậm.

Fig.10A-Fig.10B thể hiện một phương án về phương pháp lấy mẫu nhiều hơi thở được điều chỉnh để lấy một thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra và phân tích khí tiếp theo. Fig.10A là sơ đồ thể hiện phương pháp lấy mẫu nhiều hơi thở. Fig.10B thể hiện đồ thị về số lượng hơi thở mà có thể là cần thiết để nạp thể tích chứa mẫu ví dụ đối với một chuỗi các tốc độ thở.

Fig.11A-Fig.11F thể hiện một phương án về phương pháp lấy mẫu nhiều hơi thở được điều chỉnh tốc độ thở để lấy một thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra và phân tích khí tiếp theo. Fig.11A là đồ thị thể hiện tín hiệu đo nồng độ CO₂ và vị trí van lấy mẫu, của phương pháp lấy mẫu nhiều hơi thở được điều chỉnh tốc độ thở ví dụ. Fig.11B-Fig.11F thể hiện hệ thống khí nén thể hiện trên Fig.5A hoặc Fig.5B đối với việc lấy khí cuối kỳ thở ra ví dụ. Fig.11B thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B với khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở thứ nhất được thu. Fig.11C thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B với hơi thở thứ hai được phân đoạn để lấy. Fig.11D thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B với khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở thứ hai đang được lấy. Fig.11E thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B với hơi thở thứ ba được phân đoạn để lấy. Fig.11F thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B với khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở thứ ba đang được lấy.

Fig.12A-Fig.12B thể hiện một phương án khác về phương pháp lấy mẫu có tốc độ dòng thay đổi được điều chỉnh để lấy một thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra và phân tích khí tiếp theo. Fig.12A là sơ đồ thể hiện trình tự thực hiện phương pháp lấy mẫu có tốc độ dòng thay đổi được điều chỉnh tốc độ thở. Fig.12B thể hiện đồ thị của tốc độ dòng lấy mẫu đối với thời gian cuối kỳ thở ra tương ứng cho một thể tích chứa mẫu ví dụ.

Fig.13A-Fig.13F thể hiện một phương án khác về phương pháp lấy mẫu có tốc độ dòng thay đổi được điều chỉnh tốc độ thở để lấy một thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra để phân tích tiếp theo. Fig.13A là đồ thị thể hiện tín hiệu đo nồng độ CO₂ hơi thở

đối với tốc độ thở tương đối nhanh. Fig.13B là đồ thị thể hiện tín hiệu đo nồng độ CO₂ hơi thở đối với tốc độ thở tương đối chậm. Fig.13C thể hiện sơ đồ hệ thống thu gom khí vận hành bằng khí nén dùng cho hơi thở thể hiện trên Fig.13A đối với việc lấy khí cuối kỳ thở ra ví dụ, được điều chỉnh đến tốc độ dòng lấy mẫu tương đối nhanh. Fig.13D thể hiện sơ đồ hệ thống thu gom khí vận hành bằng khí nén dùng cho hơi thở thể hiện trên Fig.13B, được điều chỉnh đến tốc độ dòng lấy mẫu tương đối chậm. Fig.13E mô tả việc sử dụng tín hiệu đo nồng độ CO₂ để xác định thời gian cuối kỳ thở ra trung bình của các hơi thở trước và sự điều chỉnh tương ứng tốc độ dòng lấy mẫu để thu gom thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra từ một hơi thở tiếp theo. Fig.13F mô tả việc sử dụng tín hiệu áp suất khí đạo để xác định thời gian cuối kỳ thở ra dự kiến từ việc đo thời gian trước cuối kỳ thở ra, và việc điều chỉnh tương ứng tốc độ dòng lấy mẫu để thu gom thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở. Fig.14A và Fig.14B mô tả việc thu được và sử dụng phương trình hệ số hiệu chỉnh để điều chỉnh đối với tính không đồng nhất của khí cuối kỳ thở ra. Fig.14A là đồ thị thể hiện ppm ETCO dưới dạng hàm của tốc độ thở. Fig.14B thể hiện bảng về một số phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở minh họa.

Fig.15A thể hiện phương pháp tạo ra bảng tra cứu để chuyển đổi ETCO đo được ở tốc độ thở nhất định thành ETCO được hiệu chỉnh. Fig.15B thể hiện đồ thị về độ chính xác ETCO. Fig.15C thể hiện đồ thị so sánh độ dốc và mức dịch chuyển với tốc độ thở. Fig.15D thể hiện đồ thị so sánh độ dốc và mức dịch chuyển với tốc độ thở. Fig.15E thể hiện bảng tra cứu và một số phương trình bù ví dụ.

Fig.16A thể hiện phương pháp xác định tốc độ lấy mẫu khí của bộ tạo dòng tương quan với giới hạn trên của tốc độ thở và thể tích lấy mẫu định trước. Fig.16B thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B lấy hơi thở của bệnh nhân ở giới hạn trên của tốc độ thở. Fig.16C thể hiện hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B lấy hơi thở của bệnh nhân ở tốc độ thở thấp hơn giới hạn trên của tốc độ thở.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sáng chế đề xuất thiết bị và phương pháp lấy và phân tích hơi thở thở ra. Theo một số phương án, một hoặc nhiều thông số thở được đo để xác định các tỷ lệ cấu thành khác nhau của hơi thở và các khoảng thời gian tương ứng, và hệ thống khí nén được dùng để lấy một phần hơi thở thở ra trong ống lấy mẫu bằng cách sử dụng khoảng thời gian xác định. Theo một số phương án, một hoặc nhiều van và/hoặc cơ cấu điều chỉnh

dòng, ví dụ, như bơm chân không, được dùng để điều chỉnh tốc độ dòng của khí lấy vào ống lấy mẫu. Theo một số phương án, phần hơi thở lấy được được phân tích đối với các chỉ báo về tình trạng sinh lý của bệnh nhân.

Một phần của hơi thở có thể bao gồm phần cuối kỳ thở ra, phần đầu, phần giữa, và phần cuối của hơi thở thở ra. Các thông số thở đo được có thể bao gồm một hoặc nhiều thông số được chọn từ nhóm bao gồm cacbon dioxit, oxy, áp suất khí đạo, nhiệt độ khí đạo, tốc độ dòng hơi thở, và áp suất hơi thở. Việc xác định khoảng thời gian của một phần hơi thở có thể bao gồm việc xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của khoảng thời gian đó.

Theo một số phương án về thuật toán thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra nhiều hơi thở, số lượng mẫu thử thu gom thay đổi theo tốc độ thở, để nạp toàn bộ thể tích thu gom mẫu thử cố định bằng phần cuối kỳ thở ra của (các) hơi thở. Theo một số phương án về thuật toán tỷ lệ chân không lấy mẫu thay đổi, tỷ lệ chân không được điều chỉnh trên cơ sở tốc độ thở, cho phép mẫu thử thu gom là toàn bộ phần cuối kỳ thở ra của hơi thở.

Thành phần của khí thở ra có thể thay đổi tương ứng với các pha khác nhau của thời gian thở ra. Ví dụ, khí được lấy mẫu gần điểm kết thúc thở ra có thể đại diện cho khí mà đã được khuếch tán gần nhất ra khỏi dòng máu vào túi phổi. Trong ví dụ thể hiện trên Fig.1, được mô tả dưới đây, thời gian thở ra được chia thành hai phần: trước cuối kỳ thở ra và cuối kỳ thở ra. Trong phần trước cuối kỳ thở ra, khí từ các khí đạo dẫn và từ các phần xa của phổi được đẩy ra, và trong phần cuối kỳ thở ra, khí đã khuếch tán vào thể tích túi phổi được đẩy ra. Mẫu khí chẩn đoán có thể được lấy tốt nhất từ thời gian cuối kỳ thở ra, ví dụ khi thử chẩn đoán tình trạng sinh lý trong dòng máu, như chứng tăng bilirubin huyết hoặc chứng tiêu máu. Đối với mục đích giải thích, các phương án minh họa về việc lấy mẫu khí cuối kỳ thở ra để đo CO cuối kỳ thở ra được nêu dưới đây, tuy nhiên các nguyên lý này cũng áp dụng cho các mục đích mong muốn chẩn đoán khác.

Fig.1 là đồ thị thể hiện kiểu thở thông thường 100 từ hình phổi cảnh của tín hiệu cacbon dioxit (CO_2) đo được trong hơi thở được lấy từ khí đạo của người, như từ mũi của họ, dưới dạng hàm theo thời gian, với thời gian trên trục nằm ngang, và mức CO_2 trên trục thẳng đứng. Trong pha thở ra, CO_2 được đẩy ra, vì vậy mức CO_2 gia tăng. Trong pha hít vào, không khí môi trường chiếm thể tích mũi, vì vậy CO_2 đo được giảm đến gần bằng không. Có thể có nhiều hình dạng đường cong CO_2 hơi thở, trên cơ sở kiểu thở của

người, tuổi của họ, cách họ thở và các tình trạng bệnh cấp tính hoặc mạn tính hiện có bất kỳ. Một số đường cong có thể thể hiện các phần nhỏ sau đối với pha thở ra: (1) phần đầu có CO_2 thấp hoặc không có CO_2 vì khí có thể đơn giản là khí từ khí đạo gần không có CO_2 , (2) phần giữa cho thấy CO_2 gia tăng nhanh chóng từ không đến mức CO_2 ở các đoạn xa của phổi, (3) phần cuối cho thấy sự ổn định hoặc ngang bằng của CO_2 , tương ứng với CO_2 đi ra khỏi túi phổi đối với hơi thở thở ra đó, và (4) mức cực đại không đổi tiềm năng ở mọi đầu của thời gian thở ra. Tuy nhiên, có thể có nhiều đường cong khác với đường cong cổ điển này. Các mức CO_2 cực đại có thể nằm trong khoảng từ 4 đến 6% trong thời gian cuối kỳ thở ra và gần với hoặc bằng không trong thời gian hít vào.

Theo một số phương án, mức CO_2 trong hơi thở thở ra được dùng để xác định khoảng thời gian của hơi thở. Theo các phương án khác, khoảng thời gian của hơi thở có thể được đặc trưng bởi điểm bắt đầu và điểm kết thúc của khoảng thời gian đó. Theo một số phương án, mức CO_2 được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo các phương án khác, đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo các phương án khác, đạo hàm bậc hai theo thời gian của mức CO_2 được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo một số phương án, tổ hợp của các mức CO_2 và các đạo hàm theo thời gian của mức CO_2 có thể được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo một số phương án, điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định bởi sự thay đổi theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 của hơi thở thở ra, như sự giảm đột ngột theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 . Theo một số phương án, mức giảm theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 là lớn hơn so với mức giảm 10%. Theo một số phương án, mức giảm theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 là lớn hơn so với mức giảm 25%. Theo một số phương án, đạo hàm sẽ đạt đến hoặc sẽ bằng không lần lượt thể hiện tỷ lệ thay đổi rất nhỏ hoặc ngang bằng tối đa. Theo các phương án khác, điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định bằng đạo hàm bậc hai theo thời gian lớn của mức CO_2 . Theo một số phương án, điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định bằng mức CO_2 tối đa, mà có thể được phát hiện hoặc xác nhận bởi sự thay đổi dấu của đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 khi đạo hàm trở thành âm (liên quan đến sự giảm mức CO_2 từ giá trị cực đại của nó). Theo các phương án khác, điểm bắt đầu của thời gian đầu có thể được xác định bằng mức tăng đột

ngột theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 . Theo các phương án khác, điểm bắt đầu của thời gian đầu có thể được xác định bằng mức tăng CO_2 từ mức CO_2 bằng không. Theo một số phương án, mức tăng theo mức CO_2 có thể không bằng không, như gần bằng không hoặc từ đường cơ sở. Theo một số phương án, điểm kết thúc của thời gian giữa có thể được xác định bằng sự thay đổi theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 của hơi thở thở ra, như mức giảm đột ngột theo đạo hàm bậc một theo thời gian của mức CO_2 . Theo một số phương án, mức CO_2 , đạo hàm bậc một theo thời gian của nó, đạo hàm bậc hai theo thời gian của nó, hoặc tổ hợp của chúng có thể được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của một hoặc nhiều khoảng thời gian.

Fig.2 là đồ thị thể hiện tín hiệu thở thông thường 200 từ hình phối cảnh của áp suất khí đạo đo được, thể hiện áp suất âm trong pha hít vào và áp suất dương trong pha thở ra. Trong quá trình thở khi nghỉ, áp suất thở ra cực đại có thể tương ứng với điểm giữa của pha thở ra và điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra. Trên các Fig.1 và Fig.2, TI, TE, TPET, TET, TPE lần lượt là thời gian hít vào, thời gian thở ra, thời gian trước cuối kỳ thở ra, thời gian cuối kỳ thở ra, và thời gian sau thở ra. Sự ngừng hít vào cũng có thể có (không được thể hiện), trong đó chuyển động cơ phổi trong quá trình hít vào được dừng trước khi thời gian thở ra bắt đầu. Áp suất hít vào cực đại có thể nằm trong khoảng từ -1 đến -4 cwp (áp suất làm việc lạnh – cold working pressure) trong quá trình thở khi nghỉ ngơi, và lên đến -15 cwp trong quá trình thở nặng hơn, và áp suất thở ra cực đại có thể nằm trong khoảng từ +0,5 đến +2,0 cwp trong quá trình thở khi nghỉ ngơi và lên đến +10 cwp trong quá trình thở nặng hơn khi đo ở đường vào lỗ mũi. Người có kiến thức trung bình trong lĩnh vực này sẽ dễ dàng nhận thấy rằng các giá trị cwp nêu ở đây chỉ là ví dụ và rằng các giá trị cwp khác có thể có mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế.

Theo một số phương án, áp suất khí đạo được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo các phương án khác, đạo hàm bậc một theo thời gian của áp suất khí đạo được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo các phương án khác nữa, đạo hàm bậc hai theo thời gian của áp suất khí đạo được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo một số phương án, tổ hợp của các áp suất khí đạo và đạo hàm theo thời gian của áp suất khí đạo có thể được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian hơi thở. Theo một số phương án, điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra được xác định bằng áp suất khí đạo tối đa, tức là, bằng đạo hàm bậc một theo thời gian của áp suất khí

đạo bằng không. Theo một số phương án, điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định bằng áp suất khí đạo bằng không. Theo một số phương án, áp suất khí đạo, đạo hàm bậc một theo thời gian của nó, đạo hàm bậc hai theo thời gian của nó, hoặc tổ hợp của chúng có thể được dùng để xác định điểm bắt đầu và điểm kết thúc của một hoặc nhiều khoảng thời gian.

Theo một số phương án, cảm biến hơi thở theo dõi hơi thở của người theo thời gian, và định hướng về kiểu thở bằng cách xác định giá trị cập nhật liên tục mà là đặc tính của kiểu thở này. Ví dụ, các giá trị cực đại của tín hiệu thở có thể được đo và cập nhật đối với mỗi hơi thở. Các giá trị cực đại có thể được so sánh với các giá trị cực đại trước. Các giá trị cực đại có thể được tính trung bình qua số lượng nhiều hơi thở trước. Tương tự, các khía cạnh liên quan đến thời gian của các hơi thở có thể được định hướng, như thời gian thở ra. Các trường hợp liên quan đến hơi thở khác nhau mà không là các hơi thở bình thường có thể được nhận biết và có thể có các thuật toán loại trừ để không tính đến các trường hợp hơi thở không bình thường này một cách tình cờ trong các bước tất định. Ví dụ, dạng sóng đặc trưng của sự hắt hơi, ho, hơi thở chồng, hoặc thở không đầy đủ có thể được xác định trước hoặc trên cơ sở theo dõi bệnh nhân cụ thể, và khi phát hiện bởi cảm biến thở, ngoại trừ từ các thuật toán tất định thích hợp.

Fig.3A-Fig.3C thể hiện chi tiết hơn một phương án sử dụng tín hiệu hơi thở để xác định một phần của chu kỳ hơi thở để lấy mẫu thử mong muốn nhằm phân tích thành phần. Trong ví dụ được thể hiện, tín hiệu đo nồng độ CO_2 hoặc tín hiệu áp suất khí đạo được dùng để xác định phần cuối kỳ thở ra của pha thở ra để đo cuối kỳ thở ra CO . Trên Fig.3A, mức CO trong hơi thở 300 được thể hiện, cho thấy cách thức CO thay đổi theo chu kỳ hơi thở, trong đó giá trị CO cực đại tương ứng với thời gian cuối kỳ thở ra. Giá trị CO cực đại 310 là giá trị quan tâm, vì nó tương quan gần nhất với mức CO trong máu. Trong ví dụ về phương pháp đo nồng độ CO_2 330 trên Fig.3B, các giá trị ngưỡng thời gian và biên độ được thiết lập để xác định điểm bắt đầu và kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra. YA và YB lần lượt là các biên độ CO_2 ở điểm thay đổi độ dốc và mức cực đại, lần lượt là điểm bắt đầu và kết thúc các biên độ cuối kỳ thở ra CO_2 . XA và XB lần lượt là các thời gian trước cuối kỳ thở ra và khoảng thời gian thở ra, đo được từ t_1' , điểm bắt đầu của thời gian thở ra như xác định bởi mức tăng từ mức CO_2 cơ sở. Các ngưỡng Y1, Y2, X1 và X2 có thể được thiết lập lần lượt từ và trên cơ sở việc định hướng, tính trung bình, nhận biết kiểu hoặc các giao thức khác của YA, YB, XA và XB, ví dụ tỷ lệ phân

trăm của giá trị định hướng trung bình di chuyển với sự loại trừ được bỏ qua. Trong ví dụ áp suất khí đạo 360 trên Fig.3C, YC là biên độ cực đại, tương ứng với điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra, và XA và XB là thời gian trước cuối kỳ thở ra và thời gian thở ra. Các ngưỡng X1, X2 và Y1 được thiết lập từ và trên cơ sở việc định hướng, tính trung bình, nhận biết kiểu hoặc các giao thức khác của XA, XB và YC, và ngưỡng Y2 được thiết lập trên cơ sở áp suất không. Ví dụ, sự thu gom mẫu khí cuối kỳ thở ra có thể bắt đầu, với sự dịch chuyển pha thích hợp, khi áp suất mũi đạt đến giá trị cực đại, hoặc Y1, hoặc ở giữa pha thở ra, XB/2, trên cơ sở định hướng, đạt đến không, và kết thúc khi áp suất mũi trở nên âm, hoặc bằng không, hoặc khi đạt đến Y2, hoặc sau độ trễ thời gian của XB, hoặc sau độ trễ thời gian trên cơ sở thời gian thở ra đo được trước. Việc đo dòng không khí thở hoặc nhiệt độ khí đạo gần cung cấp thông tin rất tương tự với áp suất khí đạo, và các tín hiệu này cũng có thể được sử dụng theo cách đã nêu ở trên để xác định các phần khác nhau của đường cong thở và thời gian cuối kỳ thở ra. Ngoài ra, các sự đo hơi thở khác có thể được thực hiện để phân biệt kiểu thở, như âm thanh, âm thanh có tần số siêu âm, rung động, và phương pháp ghi biến đổi thể tích.

Các kỹ thuật ngưỡng thể hiện trên Fig.3B và Fig.3C có độ tin cậy cao khi kiểu hơi thở là tương đối không thay đổi và ổn định. Tuy nhiên, trong các trường hợp thở thay đổi hoặc không ổn định, phương pháp đo nồng độ CO₂ và áp suất khí đạo có thể phân biệt điểm bắt đầu và điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra theo cách không đáng tin cậy. Ví dụ phương pháp đo nồng độ CO₂ có thể có khó khăn trong việc xác định đáng tin cậy một cách chính xác sự chuyển tiếp giữa thời gian trước cuối kỳ thở ra và cuối kỳ thở ra, vì sự chuyển tiếp này có thể được thấy khác nhau đối với các kiểu thở khác nhau. Ví dụ, độ dốc của mức tăng CO₂ trong pha thở ra có thể không đổi mà không có điểm chuyển tiếp từ độ dốc thứ nhất sang độ dốc thứ hai trên Fig.3B. Hoặc có thể có nhiều hơn hai độ dốc CO₂ trong pha thở ra nên có nhiều hơn một sự chuyển tiếp, làm cho có thể tùy ý xác định sự chuyển tiếp độ dốc nào tương ứng với điểm bắt đầu của pha thở ra. Phần nêu trên chỉ là ví dụ về các khó khăn tiềm năng trong việc xác định điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra, và có thể có các vấn đề khác. Tín hiệu áp suất khí đạo gần, với các thuật toán thích hợp, có thể cải thiện độ tin cậy so với phương pháp đo nồng độ CO₂ bởi vì ít khi sẽ có nhiều hơn một áp suất thở ra cực đại đối với một hơi thở nhất định, khiến cho dấu hiệu này thành dấu hiệu đáng tin cậy. Tương tự, sự chuyển tiếp từ áp suất dương áp suất không, với thuật toán đưa về không thích hợp, có thể tương quan chính xác

với điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra. Do đó, việc sử dụng nhận biết áp suất khí đạo gần có thể tạo ra độ tin cậy tăng cường và ngoài ra có thể giảm đáng kể chi phí. Tuy nhiên, áp suất khí đạo cũng có thể bị giới hạn về độ tin cậy của nó.

Fig.4A và Fig.4B thể hiện một phương án khác sử dụng phương pháp đo nồng độ CO_2 và áp suất khí đạo gần để đo kiểu thở và xác định các phần khác nhau của kiểu thở, bao gồm thời gian cuối kỳ thở ra. Fig.4A thể hiện đồ thị 400 của cacbon dioxit thở ra và tốc độ thay đổi (đạo hàm bậc một) của cacbon dioxit thở ra. (CO_2 được thể hiện bằng đường 410 và đạo hàm của CO_2 được thể hiện bằng 420). Trên Fig.4A, CO_2 trong hơi thở được đo và số đo được lấy vi phân ngay lập tức theo thời gian thực. Bằng cách quan sát sự thay đổi tức thời về độ dốc và so sánh với các giá trị ngưỡng thích hợp (như các giá trị ngưỡng nêu ở đây), điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định một cách tin cậy. Bằng cách quan sát sự thay đổi nhanh chóng từ giá trị khác biệt dương sang âm, điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra có thể được xác định một cách tin cậy. Ngoài việc phân biệt thời gian cuối kỳ thở ra, các phần khác của pha hơi thở có thể được xác định bằng cách sử dụng phương pháp này. Theo các phương án khác, khác biệt thứ hai về tín hiệu đo được có thể được dùng để cải thiện thêm độ tin cậy hoặc độ tin cậy của việc xác định một phần chính xác của kiểu hơi thở.

Fig.4B thể hiện một phương án sử dụng áp suất khí đạo gần đo được, lấy vi phân theo thời gian thực. Fig.4B thể hiện đồ thị 450 của áp suất khí đạo gần và tốc độ thay đổi (đạo hàm bậc một) của áp suất khí đạo gần. (Áp suất khí đạo được thể hiện bởi đường 460 và đạo hàm của áp suất khí đạo được thể hiện bởi đường 470). Giá trị không thứ nhất 472 của dPA/dt sau giá trị dương biểu thị áp suất khí đạo cực đại ở thời điểm t_2 tương ứng với điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra. Giá trị không thứ hai 474 của dPA/dt sau giá trị âm biểu thị áp suất khí đạo không ở thời điểm t_3 tương ứng với điểm kết thúc thời gian cuối kỳ thở ra. Ngoài việc tiến hành phương pháp đo nồng độ CO_2 hoặc tín hiệu áp suất khí đạo theo cách này, các thông số thở khác có thể được tiến hành đo tương tự. Các ví dụ về các thông số khác như vậy bao gồm nhiệt độ khí thở, độ ẩm, dòng không khí, âm thanh và các yếu tố khác. Mặc dù sự phân tích khí CO cuối kỳ thở ra được mô tả trong các ví dụ ở đây, cần hiểu rằng các hệ thống và phương pháp này cũng có thể áp dụng để lấy mẫu và phân tích các khí khác từ các phần khác của chu kỳ thở.

Đối với một số ứng dụng phân tích hơi thở, lượng thể tích khí tối thiểu được yêu cầu bởi thiết bị phân tích thành phần khí để tạo ra sự phân tích chính xác. Một phương

pháp để thu được mẫu khí để phân tích là thu gom khí trong khoang chứa tạm thời trong khi khí này đang được lấy ra khỏi bệnh nhân. Khoang chứa này được định cỡ với thể tích đã biết để đáp ứng yêu cầu thể tích của thiết bị phân tích thành phần khí, và để thuận tiện, khoang có thể có thể tích cố định hoặc thể tích không đổi. Sau khi khoang được nạp khí mong muốn, tiếp đó khí trong khoang có thể được đưa đến thiết bị phân tích thành phần để phân tích. Khí được lưu trữ và phân tích có thể hoàn toàn là từ phần thở ra mong muốn để có được sự phân tích chính xác. Do đó, hệ thống này có thể thu được thể tích khí từ phần chính xác của hơi thở, trong rất nhiều kiểu thở khác nhau, và vẫn thu gom lượng khí cần thiết cho thiết bị phân tích để có kết quả chính xác.

Fig.5A thể hiện sơ lược một phương án tổng quát về thiết bị thu gom hơi thở thở ra, bao gồm ống lấy mẫu 501 và dụng cụ thu gom và phân tích mẫu khí 502. Khí được lấy từ bệnh nhân, ví dụ, bằng cách sử dụng ống lấy mẫu 501 và bộ tạo dòng 512. Tốc độ dòng của bộ tạo dòng có thể được đo bởi bộ biến đổi dòng, ví dụ, dây cảm biến áp suất, 526 và 528, bố trí tương tự với đầu đo. Tốc độ dòng đo được có thể được dùng dưới dạng điều khiển hồi tiếp vòng kín để điều khiển tốc độ dòng của bộ tạo dòng. Cảm biến hơi thở, như thiết bị đo nồng độ CO₂ 510 hoặc cảm biến áp suất 526, có thể được dùng để đo kiểu thở theo thời gian thực. Khí từ phần hơi thở mong muốn được lấy và cô lập trong khoang chứa 518. Khi đi vào khoang chứa này được điều chỉnh bởi ít nhất một van V1, ví dụ, với cửa chung c luôn mở, và cửa mở thứ hai, hoặc a để thu gom khí hoặc b để cô lập khoang chứa này. Có thể có van V2 giữa V1 và bộ tạo dòng để tham gia cùng với V1 trong việc cô lập khoang chứa này. Khí không được lấy để phân tích được dẫn ra khỏi khoang chứa này qua ống dẫn vòng 520. Khí đã lấy được đưa từ khoang chứa này qua thiết bị phân tích thành phần khí 514, như cảm biến CO. Hệ thống điều khiển 522 có bộ vi xử lý 524 điều khiển hệ thống bằng các thuật toán liên quan. Bộ tạo dòng có thể là bơm chân không hoặc bơm áp suất, như bơm màng, hoặc loại thiết bị tạo dòng khác như nguồn chân không, cơ cấu Venturi từ nguồn áp suất dương, hoặc bơm pit tông. Van để kiểm soát việc dẫn khí có thể là kết cấu van 3 ngã 2 vị trí hoặc có thể là kết cấu van 4 ngã 3 vị trí. Thiết bị đo nồng độ CO₂ 510, nếu dùng, đo kiểu thở tức thời bằng cách sử dụng hồng ngoại (IR). Thiết bị phân tích thành phần khí có thể là cảm biến điện hóa có thời gian phản ứng, hoặc thiết bị sắc ký khí, hoặc thiết bị đo phổ khối. Các phương án khác có thể sử dụng các thiết bị phân tích khác. Khoang chứa mẫu thử có thể là ống có đường kính trong lỗ nhỏ hoặc ống dẫn có chiều dài đáng kể để giảm đến mức tối thiểu tiết diện

ngang mà làm giảm tương tác phân tử khí dọc theo chiều dài của ống dẫn. Ống lấy mẫu có thể là ống silicon hoặc ống PVC có đường kính trong nằm trong khoảng từ 0,020 đến 0,080 in (0,508 đến 0,2032 cm). Cảm biến áp suất 516 là cảm biến áp suất bổ sung mà có thể được sử dụng cùng với cảm biến 526 để có thể xác định tốc độ dòng, ngoài việc sử dụng nó để đo áp suất khí đạo. Tốc độ dòng có thể được dùng để điều chỉnh tốc độ bơm theo một số phương án mà sử dụng tốc độ dòng thay đổi. Cảm biến áp suất 516 cũng có thể được sử dụng cho thông tin về môi trường trong đó đường cong thở được đo bằng áp suất thay vì phương pháp đo nồng độ CO₂. Theo một số phương án, cảm biến cacbon monoxit tức thời được dùng làm cảm biến hơi thở, thay vì thiết bị đo nồng độ CO₂ hoặc cảm biến áp suất khí đạo. Các cảm biến hơi thở tức thời khác cũng có thể được sử dụng.

Fig.5B thể hiện các chi tiết bổ sung về sự vận hành khí nén của hệ thống thể hiện trên Fig.5A (cũng xem Fig.9C dưới đây). Đối với các dấu hiệu tương tự trên Fig.5A, sự mô tả không được lặp lại ở đây. Ống dẫn vòng 536 cho phép khí được lấy ra khỏi bệnh nhân hoặc từ môi trường xung quanh đi vòng qua ống chứa mẫu 518 trong thời gian mà ống chứa mẫu có thể được cô lập khỏi các khí này. Theo cách này, van V1 có thể được đóng ở cửa a và van V2 có thể mở ở cửa b để cho phép dòng đi từ b qua c. Bộ tạo dòng có thể được dùng để đưa khí lấy mẫu qua kiểu ống dẫn vòng. ống đẩy 532 có thể được dùng để đẩy mẫu thử cuối kỳ thở ra trong ống chứa mẫu 518 ra khỏi ống chứa mẫu đến cảm biến 514, tại thời điểm đó các van V1 và V3 được mở ở cửa b và V2 được đóng ở cửa a. Van V4 chuyển nguồn khí từ bệnh nhân sang khí môi trường bằng cách mở cửa b, khi muốn không gây ô nhiễm các đường dẫn khí bên trong với khí của bệnh nhân hoặc để làm sạch hệ thống.

Theo một số phương án, hệ thống khí nén thể hiện trên Fig.5A và Fig.5B ở trên có thể bao gồm khoang lấy mẫu có thể tháo ra được (không được thể hiện). Ví dụ, ống chứa mẫu 518 có thể tháo ra khỏi hệ thống. Theo cách này, hệ thống khí nén có thể nạp ống chứa mẫu bằng khí mong muốn, và ống chứa mẫu có thể được phân tích ở một vị trí khác, hoặc được bảo quản để phân tích sau. Theo các phương án khác, khí có thể được đưa từ ống chứa mẫu đến khoang lấy mẫu có thể tháo ra được. Theo phương án này, khoang có thể thay thế thiết bị phân tích hoặc mặt khác có thể được bố trí để có thể được tháo ra và/hoặc thay thế.

Fig.6 thể hiện tập hợp 600 của các đồ thị minh họa sự dịch chuyển pha liên quan đến việc sử dụng phương pháp đo nồng độ CO₂ để xác định và thu gom mẫu thử hơi thở

theo một phương án về thiết bị để lấy hơi thở thở ra. Đồ thị trên 610 minh họa pha hơi thở thực (hít vào/thở ra). Đồ thị giữa 630 minh họa nồng độ CO_2 . Đồ thị dưới 660 minh họa vị trí van. Thời gian di chuyển để khí di chuyển từ người đến thiết bị đo nồng độ CO_2 qua ống lấy mẫu được thể hiện bằng α . Do đó, tín hiệu đo nồng độ CO_2 thể hiện điểm bắt đầu sau thở ra điểm bắt đầu thở ra thực một chút. Thời gian di chuyển để khí ra khỏi thiết bị đo nồng độ CO_2 và bắt đầu đi vào khoang thu gom mẫu thử được thể hiện bằng β . Do đó, van cô lập khoang chứa mẫu thử V1 mở đến vị trí a ở thời điểm $t(1)$, β sau khi phát hiện điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra bằng thiết bị đo nồng độ CO_2 , đối với thời gian thu gom mẫu thử $t(s)$.

Fig.7 thể hiện tập hợp 700 của các đồ thị minh họa sự dịch chuyển pha liên quan đến việc sử dụng áp suất khí đạo theo dõi để xác định và thu gom mẫu thử hơi thở theo một phương án về thiết bị để lấy hơi thở thở ra. Đồ thị trên 710 minh họa pha thở thực (hít vào/thở ra). Đồ thị giữa 730 minh họa áp suất khí đạo. Đồ thị dưới 750 minh họa vị trí van. Sự dịch chuyển pha giữa hơi thở thực, và áp suất là $t\phi$, gần bằng khoảng cách di chuyển được chia bởi tốc độ âm thanh, vì vậy là tương đối tức thời. Thời gian di chuyển để khí ra khỏi khí đạo của người và bắt đầu đi vào khoang thu gom mẫu thử được thể hiện bằng $t\delta$. Do đó, van V1 mở đến vị trí a ở thời điểm $t(1')$, mà là $t\delta$ sau khi phát hiện điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra bằng thiết bị đo nồng độ CO_2 , đối với thời gian thu gom mẫu thử $t(s)$.

Phần mô tả dưới đây đề cập đến thiết bị lấy hơi thở thở ra được thể hiện trên Fig.5A và Fig.5B. Cần lưu ý rằng các thiết bị khác có thể được sử dụng để xác định khoảng thời gian của hơi thở thở ra và có được khoảng thời gian thở đó mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế.

Theo phương án thứ nhất về biến số điều chỉnh tốc độ thở, thể hiện trên Fig.8-Fig.9G, hệ số hiệu chỉnh được áp dụng với kết quả phân tích thành phần khí để bù đắp cho tính không đồng nhất của mẫu khí đã lấy. Hệ thống trong ví dụ thể hiện phân tích khí CO cuối kỳ thở ra bằng cách xác định thời gian cuối kỳ thở ra sử dụng phương pháp đo nồng độ CO_2 , và sử dụng thời gian lấy mẫu khí cố định và tốc độ dòng lấy mẫu. Fig.8 thể hiện đồ thị 800 của tín hiệu đo nồng độ CO_2 đối với một chuỗi hơi thở. Tín hiệu đo nồng độ CO_2 được dùng để xác định hơi thở tốt để lấy mẫu và để xác định thời gian cuối kỳ thở ra, với hơi thở gần nhất ở đầu bên phải, và hơi thở cũ nhất ở đầu bên trái của đồ thị.

Các hơi thở 1 đến 3 được theo dõi và đánh giá để đáp ứng tiêu chuẩn xác định, và nếu đáp ứng, phần cuối kỳ thở ra của hơi thở 4 được lấy mẫu để phân tích.

Fig.9A thể hiện đồ thị 900 của trường hợp danh định tương ứng với Fig.8 trong đó thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở số 4 phù hợp với thời gian lấy mẫu $t(s1)$. Fig.9C minh họa kết cấu 930 của hệ thống khí nén để lấy khí được mô tả trong trường hợp danh định được thể hiện trên Fig.9A, trong đó khí từ thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở 4 nạp toàn bộ thể tích khoang thu gom mẫu thử $V(s1)$. Trên Fig.9C, trước cuối kỳ thở ra của hơi thở 4 có thể được thấy ở bên phải của $V2$, ngoài khoang chứa mẫu thử. Phần hít vào của hơi thở 5 có thể được thấy ở bên trái của $V1$, ngoài khoang chứa mẫu thử.

Trong đồ thị 910 trên Fig.9B, thời gian lấy mẫu $t(s1)$ lớn hơn so với thời gian cuối kỳ thở ra. Kết cấu 940 thể hiện trên Fig.9D, tương ứng với đồ thị trên Fig.9B, bao gồm cả khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở 4 và khí hít vào từ hơi thở 5. Ví dụ, nếu hệ thống được điều chỉnh trong thời gian cuối kỳ thở ra 1 giây với thời gian thu gom mẫu bằng 1 giây, và thời gian cuối kỳ thở ra thực là 1 giây, khi đó khí mẫu thử là đồng nhất với các phần khác nhau của pha thở ra, và sự phân tích có thể chính xác nhất (xem Fig.9A và Fig.9C). Tuy nhiên, nếu thời gian cuối kỳ thở ra của người trở nên ngắn hơn hoặc dài hơn, khoang chứa mẫu thử có thể thiếu một phần của khí cuối kỳ thở ra hoặc có thể có khí không phải cuối kỳ thở ra nào đó mà chắc chắn dẫn đến tính thiếu chính xác trong việc phân tích mà có thể được hiệu chỉnh bằng cách sử dụng hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở không đồng nhất của khí. Ví dụ, nếu thời gian cuối kỳ thở ra là 0,5 giây, khoang chứa mẫu thử có thể được nạp 50% bằng khí cuối kỳ thở ra tinh khiết từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra cộng 50% được nạp bằng khí hít vào, nhờ đó pha loãng nồng độ của CO trong khoang chứa mẫu thử. Giả sử CO của mẫu khí từ pha hít vào là đã biết, ví dụ 0,25ppm, và giả sử kết quả đo của thiết bị phân tích là CO bằng 1,25ppm, và CO môi trường đã biết là 0,25ppm, tiếp đó mẫu thử chứa 50% CO bằng 0,0ppm, và 50% CO bằng 1,0ppm đối với CO hiệu chỉnh bằng 0,5ppm. Trong trường hợp này, hệ số hiệu chỉnh là 0,5. Trong ví dụ thể hiện trên Fig.9B, thời gian lấy mẫu $t(s1)$ lớn hơn so với thời gian cuối kỳ thở ra. Mẫu khí đã lấy thể hiện trên Fig.9D tương ứng với Fig.9B bao gồm cả khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở 4 lẫn khí hít vào từ hơi thở tiếp theo.

Phân tích CO thu được ở 60 hơi thở/phút thể hiện bởi đường nét liền trên đồ thị trên Fig.9E thể hiện sai số 15% do sự pha loãng mẫu thử, tuy nhiên việc áp dụng hệ số hiệu chỉnh phụ thuộc tốc độ thở được thể hiện bởi đường nét đứt đạt được 2% độ chính

xác trong ví dụ này. Hệ số hiệu chỉnh có thể là phương trình tuyến tính có độ dốc và giá trị dịch chuyển áp dụng với tất cả các tốc độ thở qua khoảng làm việc của thiết bị.

Fig.9E thể hiện đồ thị 950 của độ chính xác và tốc độ thở từ thiết bị phân tích CO cuối kỳ thở ra, sử dụng thiết bị mô phỏng hơi thở và nồng độ khí CO đưa vào đã biết, và công thức hiệu chỉnh toán học. Đường cong nét liền trên đồ thị 950 trên Fig.9E ở 40 hơi thở/phút thể hiện độ chính xác thu được của sự phân tích CO của mẫu thử thu gom. Trong ví dụ thể hiện, thể tích ống chứa mẫu và tốc độ dòng mẫu khí được định cỡ và thiết lập tương ứng với việc nạp toàn bộ ống chứa mẫu bằng khí cuối kỳ thở ra từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra, trong thời gian cuối kỳ thở ra bằng 500 milli giây tương ứng với 30 hơi thở/phút với tỷ lệ 1:1 I:E (“Hít vào: Thở ra”). Như có thể được thấy trên đồ thị, đường cong là rất chính xác ở các tốc độ thở thấp hơn 30 hơi thở/phút, vì ở 30 hơi thở/phút ống chứa mẫu được nạp toàn bộ bằng khí cuối kỳ thở ra đồng nhất, và thấp hơn 30 hơi thở/phút, ống chứa mẫu cũng được nạp bằng khí cuối kỳ thở ra đồng nhất, mặc dù không từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra. Tuy nhiên, cao hơn 30 hơi thở/phút, ống chứa mẫu chứa khí từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra của mẫu thử thở, cộng với khí nào đó từ trước hoặc sau thời gian cuối kỳ thở ra vì các thời gian cuối kỳ thở ra ở các tốc độ thở này ngắn hơn về thời gian so với thời gian lấy mẫu khí, do đó dẫn đến độ dốc âm trong đường cong do sự pha loãng. Như có thể được thấy trong đường cong hiệu chỉnh, các kết quả ở các tốc độ thở lớn hơn 30 được điều chỉnh một cách chính xác bằng hệ số hiệu chỉnh. Độ chính xác giữa 10 và 30 hơi thở/phút có thể không là tuyến tính vì ở 10 hơi thở/phút thì ống chứa mẫu chứa phần cuối của khí cuối kỳ thở ra, mà có thể cao hơn một chút về nồng độ CO so với mức trung bình suốt thời gian cuối kỳ thở ra, trong khi ở 30 hơi thở/phút, ống chứa mẫu chứa khí từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra. Phương trình chung thể hiện mối quan hệ giữa khí đo được và khí thực là $x = My + B$, ví dụ $x = 0,0074y + 0,07$, trong đó x là ETCO đo được, M là độ dốc của phương trình, y là ETCO hiệu chỉnh tốc độ thở, và B là đoạn hoặc mức dịch chuyển của phương trình y . Do đó, $ETCO_{(hiệu chỉnh)} = [ETCO_{(đo được)} - \text{mức dịch chuyển}] / \text{độ dốc}$.

Fig.9F thể hiện một kết cấu khác 960 của hệ thống thể hiện trên Fig.9D trong đó mẫu thử cuối kỳ thở ra được bố trí ở phía van V1 của ống chứa mẫu. Đây là kết cấu tương tự với Fig.9D, ngoại trừ một phần của thời gian cuối kỳ thở ra thở ra của hơi thở 4 được lấy trong mẫu thử thay vì pha hít vào (như được thể hiện trong dạng trên Fig.9D). Fig.9G minh họa dạng 970 của hệ thống trên Fig.9C và Fig.9D trong đó hơi thở được lấy

từ tốc độ thở chậm. Trong kết cấu trên Fig.9G, một phần khí cuối kỳ thở ra không được lấy trong ống chứa mẫu trong vùng đi qua V2.

Fig.10A thể hiện phương pháp 1000 lấy mẫu nhiều hơi thở để thu gom một thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra. Phương pháp 1000 tùy ý bắt đầu với bước 1002, thổi hệ thống bằng không khí môi trường. Điều này có thể là không cần thiết mỗi lần phương pháp được thực hiện. Phương pháp 1000 tiếp tục với việc thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra thứ nhất 1004. Van trên ống lấy mẫu được mở ở thời điểm thích hợp tương quan với điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra. Phương án thể hiện trên Fig.10A thể hiện van được mở tương quan với đoạn bằng thứ hai của đạo hàm bậc một của nồng độ cacbon dioxit, nhưng các phương án khác có thể sử dụng các bộ khởi động luân phiên để bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra, như được mô tả trong phần mô tả này. Van trên ống lấy mẫu được đóng ở thời điểm thích hợp tương quan với điểm kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra. Phương án thể hiện trên Fig.10A thể hiện van được đóng tương quan với giá trị không của đạo hàm bậc một của nồng độ cacbon dioxit, nhưng các phương án khác có thể sử dụng các bộ khởi động luân phiên để kết thúc của thời gian cuối kỳ thở ra, như được mô tả trong phần mô tả này. Phương pháp với bước 1006 để xác định thể tích của khí được lấy trong bước 1004. Phương án thể hiện trên Fig.10A thể hiện thể tích trên cơ sở tốc độ bơm và thời gian mở van, nhưng các cơ cấu khác có thể được sử dụng tương đương. Tiếp đó, thể tích đã khi so sánh với thể tích ống chứa mẫu để xác định nếu ống chứa mẫu được nạp. Nếu không, bước 1008 lặp lại bước lấy 1004 và so sánh bước 1006 cho đến khi thể tích chứa mẫu được nạp. Tiếp đó, phương pháp, trong bước 1010, đẩy thể tích đã thu gom đến thiết bị phân tích CO. Theo một số phương án, thể tích thu gom có thể được đẩy đến thiết bị phân tích khí loại khác, hoặc đẩy đến ống chứa tháo ra được để phân phối đến phòng thí nghiệm hoặc thiết bị phân tích khác.

Như nêu trên, để bù đắp cho tốc độ thở hoặc kiểu thở bất kỳ và vẫn có được thể tích chứa mẫu và độ tinh khiết khí mong muốn, nhiều hơi thở có thể được lấy mẫu. Số lượng hơi thở sẽ phụ thuộc vào kiểu hơi thở và thể tích khoang. Fig.10B thể hiện đồ thị 1020 của số lượng hơi thở mà có thể là cần thiết để nạp thể tích chứa mẫu. Đối với mục đích minh họa, khoang chứa mẫu thử là 2,5ml, tốc độ dòng mẫu thử là 100ml/phút, và giả sử khí cuối kỳ thở ra đang được phân tích, 3 hơi thở cần được lấy mẫu ví dụ ở tốc độ thở bằng 30 hơi thở/phút v.v.. Cần hiểu rằng việc thay đổi khoang chứa mẫu thử, tốc độ dòng v.v. có thể dẫn đến đồ thị khác. Đồ thị 1020 tạo ra sự tham khảo dễ dàng để xác

định bao nhiêu hơi thở có thể là cần thiết để nạp ống khoang. Mặc dù phương án trên Fig.10B thể hiện các hơi thở được lấy mẫu dưới dạng toàn bộ số (và, bởi vậy, đồ thị hàm số bước), các phương án khác có thể sử dụng đường đồ thị liên tục, nhờ đó thể hiện rằng hơi thở một phần (ngoài một hoặc nhiều hơi thở đủ) sẽ được lấy để nạp thể tích chứa mẫu. Thông tin này có thể được dùng để đóng khoang chứa mẫu thử van ở thời điểm thích hợp.

Fig.11A-Fig.11F là đồ thị thể hiện phương pháp trên Fig.10A-Fig.10B sử dụng thiết bị trên Fig.5A hoặc 5B, cho mục đích giải thích. Cần lưu ý rằng số lượng thiết bị bất kỳ có thể được dùng để lấy một phần cụ thể của hơi thở mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế.

Fig.11A thể hiện đồ thị 1100 thể hiện mức cacbon dioxit của một chuỗi các hơi thở. Sau khi xác định và đánh giá ba hơi thở đầu tiên, hệ thống quyết định bắt đầu thu gom các mẫu thử từ hơi thở thứ tư, hơi thở được đánh dấu 1. Phụ thuộc vào kiểu thở phổ biến, số lượng thích hợp các thời gian cuối kỳ thở ra được lấy mẫu để thu gom thể tích cần thiết. Các hơi thở có thể được kiểm tra trước tiên để chúng đáp ứng tiêu chuẩn cần thiết cho việc lấy mẫu, dẫn đến nhiều hơi thở liên tục, hoặc các hơi thở không liên tục. Fig.11A cũng minh họa đồ thị 1105 của trạng thái van của van V1 trên cửa nạp vào ống chứa mẫu. Trong khi ba hơi thở thứ nhất (“hơi thở -3” đến “hơi thở -1”) được kiểm tra, cửa nạp vào ống chứa mẫu được đóng (“mở b”). Khi hệ thống xác định lấy mẫu hơi thở 1, cửa nạp vào van được mở (“mở a”) để cho phép ống chứa mẫu thu gom thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở 1. Như có thể được thấy trên Fig.11A, có sự dịch chuyển pha (dịch chuyển thời gian) từ điểm bắt đầu của thời gian cuối kỳ thở ra đến khi mở van cửa nạp. Điều này có thể phản ánh thời gian hữu hạn cần thiết để hơi thở di chuyển từ bệnh nhân đến van cửa nạp, như nêu trên. Khi thời gian cuối kỳ thở ra kết thúc, van cửa nạp lại được đóng. Tiếp đó, việc mở và đóng van cửa nạp được lặp lại đối với hai hơi thở khác.

Sau khi lưu trữ mỗi mẫu thử, trước khi mẫu thử tiếp theo được lưu trữ, khí được lấy từ bệnh nhân được dẫn để đi vòng qua khoang chứa này. Các kết cấu của hệ thống này được thể hiện trên các hình vẽ từ Fig.11B đến Fig.11F. Theo kết cấu 1110 trên Fig.11B, khí từ pha cuối kỳ thở ra của hơi thở thứ nhất bắt đầu được lưu trữ trong ống chứa mẫu. Theo kết cấu 1120 trên Fig.11C, khí sau pha cuối kỳ thở ra của hơi thở thứ nhất (tức là, các pha trước cuối kỳ thở ra và hít vào của hơi thở thứ hai) được dẫn qua ống dẫn vòng. Theo kết cấu 1130 trên Fig.11D, khí từ pha cuối kỳ thở ra của hơi thở thứ

hai bắt đầu được lưu trữ trong khoang. Theo kết cấu 1140 trên Fig.11E, khí sau pha cuối kỳ thở ra của hơi thở thứ hai (tức là, các pha trước cuối kỳ thở ra và hít vào của hơi thở thứ ba) được dẫn qua ống dẫn vòng. Theo kết cấu 1150 trên Fig.11F, khí từ pha cuối kỳ thở ra của hơi thở thứ ba bắt đầu được lưu trữ trong khoang, sau đó khoang được nạp toàn bộ bằng khí cuối kỳ thở ra tinh khiết từ nhiều hơi thở. Sau đó, việc thu gom mẫu thử có thể kết thúc, và khí trong khoang chứa này có thể được đưa đến thiết bị phân tích khí để phân tích thành phần. Theo một phương án, khoang chứa mẫu thử có thể được định cỡ theo thể tích đối với mẫu khí được lấy ra từ một thời gian cuối kỳ thở ra mà kết hợp với thời gian cuối kỳ thở ra có thể có dài nhất có thể hình dung được. Tất cả các tốc độ thở khác sẽ dẫn đến việc lấy mẫu khí từ nhiều hơn một hơi thở. Theo một phương án khác, trong một số ứng dụng lâm sàng, có thể mong muốn định cỡ khoang chứa này để hệ thống luôn lấy mẫu ít nhất một vài hơi thở hoặc lấy mẫu thử trong thời gian ít nhất 30 giây, để có chỉ số trung bình qua một khoảng thời gian, để giảm tác động của rối loạn hơi thở với hơi thở bất kỳ trong thành phần khí thực.

Fig.12A thể hiện phương pháp 1200 để lấy hơi thở bằng cách sử dụng tốc độ bơm thay đổi để thu gom thể tích mong muốn của khí cuối kỳ thở ra. Phương pháp 1200 tùy ý bắt đầu với bước 1202, thổi hệ thống bằng không khí môi trường. Điều này có thể là không cần thiết mỗi lần phương pháp được thực hiện. Phương pháp 1200 tiếp tục với việc đo thời gian cuối kỳ thở ra 1204. Theo một phương án khác của phương pháp 1200, thời gian cuối kỳ thở ra có thể được đo bằng cách sử dụng tín hiệu đo nồng độ CO₂, khác biệt về tín hiệu đo nồng độ CO₂, hoặc tín hiệu áp suất. Theo các phương án khác, thời gian cuối kỳ thở ra có thể được đo theo cách khác nhau, như được mô tả ở đây. Tiếp đó, phương pháp 1200 tiếp tục với bước 1206, điều chỉnh tốc độ của bơm trên cơ sở thời gian cuối kỳ thở ra đo được trong bước 1204. Tiếp đó, phương pháp 1200 tiếp tục đến bước 1208, ở đó van được mở khi mẫu thử cuối kỳ thở ra đến van. Van có thể vẫn mở trong khoảng thời gian của thời gian cuối kỳ thở ra đo được, và sau đó được đóng để lấy mẫu khi thời gian cuối kỳ thở ra đã qua. Tiếp đó phương pháp này, trong bước 1210, đẩy thể tích đã gom đến thiết bị phân tích CO. Theo một số phương án, thể tích đã gom có thể được đẩy đến thiết bị phân tích khí loại khí, hoặc đẩy đến ống chứa có thể tháo ra được để phân phối đến phòng thí nghiệm hoặc thiết bị phân tích khác.

Như nêu trên, để bù đắp cho sự thay đổi tốc độ thở hoặc kiểu thở bất kỳ và vẫn có được thể tích chứa mẫu mong muốn, tốc độ dòng mẫu thử có thể được điều chỉnh.

Fig.12B minh họa đồ thị 1220 thể hiện tốc độ dòng lấy mẫu mà tương ứng với thời gian cuối kỳ thở ra. Đối với mục đích minh họa, thể tích khoang chứa mẫu thử là 1,25ml và phần cuối kỳ thở ra của hơi thở cụ thể là trong khoảng thời gian 1 giây. Trong ví dụ đó, tốc độ dòng mẫu thử được điều chỉnh để là 1,25ml/giây hoặc 75ml/phút để thu gom 1,25ml mẫu khí được lấy mẫu từ toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra. Cần hiểu rằng sự thay đổi khoang chứa mẫu thử, tốc độ dòng v.v. có thể dẫn đến đồ thị khác.

Fig.13A-Fig.13F thể hiện phương pháp trên Fig.12A-Fig.12B sử dụng thiết bị trên Fig.5A hoặc Fig.5B, với hai trường hợp hơi thở để so sánh. Cần lưu ý rằng một số lượng bất kỳ thiết bị có thể được dùng để lấy một phần cụ thể của hơi thở mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế. Đồ thị 1300 trên Fig.13A thể hiện “trường hợp A”, hơi thở tương đối nhanh. Đồ thị 1310 trên Fig.13B thể hiện “trường hợp B”, hơi thở tương đối chậm. Trường hợp A và B lần lượt dẫn đến thời gian cuối kỳ thở ra tương đối ngắn và thời gian cuối kỳ thở ra tương đối dài. Theo các dạng 1320 và 1330 lần lượt trên Fig.13C và Fig.13D, hệ thống có thể có thể tích khoang chứa mẫu thử cố định, $V(s1)$, ví dụ 1,0ml. Sẽ hiểu rằng các thể tích khác của ống chứa mẫu có thể được dùng mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế. Trong trường hợp A (Fig.13A và Fig.13C), thời gian cuối kỳ thở ra là 0,4 giây và vì vậy tốc độ dòng lấy mẫu được điều chỉnh đến 150ml/phút, để lấy 1,0ml mẫu khí trong 0,4 giây. Trong trường hợp B (Fig.13B và Fig.13D), thời gian cuối kỳ thở ra là 0,833 giây và vì vậy tốc độ dòng lấy mẫu được điều chỉnh đến 50ml/phút để lấy 1,0ml mẫu khí trong 0,833 giây. Do đó, trong cả trường hợp A lẫn B, toàn bộ thời gian cuối kỳ thở ra được lấy mẫu để phân tích, chứ không phải chỉ một phần của thời gian cuối kỳ thở ra, và khoang thu gom mẫu thử chứa khí cuối kỳ thở ra tinh khiết và được nạp 100% bằng khí cuối kỳ thở ra. Lượng khí chính xác, 1ml, có thể được đưa đến thiết bị phân tích khí CO trong cả hai trường hợp để phân tích chính xác. Theo các phương án khác, khí có thể được đẩy đến thiết bị phân tích khí loại khác, hoặc đẩy đến ống chứa có thể tháo ra được để phân phối đến phòng thí nghiệm hoặc thiết bị phân tích khác. Tốc độ của bơm có thể được điều chỉnh một cách chính xác bằng cách điều chỉnh điện áp hoặc dòng điện dẫn động bơm, trên cơ sở các bảng tra cứu trong phần mềm kết hợp. Theo một số phương án, tốc độ của bơm có thể được điều chỉnh một cách chính xác bằng cách sử dụng hệ thống điều khiển hồi tiếp vòng kín bằng cách đo tốc độ dòng của chất lưu, ví dụ bằng cách sử dụng đầu đo như được thể hiện trên Fig.5A và Fig.5B, và điều chỉnh tốc độ bơm bằng cách điều chỉnh dòng điện trên cơ sở tốc độ dòng đo được.

Theo một số phương án, bảng tra cứu có thể được dùng áp dụng dòng đến bơm phụ thuộc vào tốc độ dòng điện mong muốn, tiếp đó vòng hồi tiếp đầu đo có thể được dùng tạo ra sự tinh chỉnh với dòng điện để có được tốc độ dòng điện chính xác cần thiết.

Fig.13E minh họa đồ thị 1340 thể hiện phương pháp tốc độ dòng lấy mẫu thay đổi trên Fig.12A khi phương pháp đo nồng độ CO_2 được dùng để đo kiểu thở, thể hiện một chuỗi hơi thở với hơi thở gần nhất ở đầu bên phải của đồ thị. Sau khi xác định thời gian cuối kỳ thở ra trung bình từ một chuỗi các hơi thở trước (các hơi thở 1-3), tốc độ dòng mẫu thử được điều chỉnh từ tốc độ dòng lấy mẫu cơ sở mặc định của $Q(d)$ sang tốc độ dòng lấy mẫu $Q(s)$, bằng thể tích khoang $V(s1)$ được chia bởi thời gian cuối kỳ thở ra dự kiến hoặc thời gian lấy mẫu $t(s)$. Bằng cách sử dụng sự điều khiển vòng kín của bộ tạo dòng, dòng này được tinh chỉnh cho đến khi bằng $Q(s)$ (trong hơi thở 4). Tiếp đó, khí từ thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở tiếp theo (Hơi thở 5) được lấy ở tốc độ dòng $Q(s)$ và đưa vào khoang thu gom mẫu thử. Ngoài ra, thời gian cuối kỳ thở ra của hơi thở được lấy mẫu có thể được đo để xác nhận nó bằng $t(s)$ để xác nhận tính nguyên vẹn của mẫu thử. Nếu hơi thở là không ổn định không phù hợp với $t(s)$, khi đó mẫu thử có thể được loại bỏ và trình tự này được lặp lại.

Fig.13F minh họa đồ thị 1350 thể hiện kỹ thuật tốc độ dòng lấy mẫu biến thiên trên Fig.12A khi sử dụng áp suất khí đạo để đo kiểu thở, thể hiện một chuỗi hơi thở với hơi thở gần nhất ở đầu bên phải của đồ thị. Trong ví dụ được thể hiện, khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở 3 được lấy mẫu để phân tích. Tốc độ dòng mẫu thử có thể được điều chỉnh theo nhiều cách. Theo một phương án, thời gian cuối kỳ thở ra có thể được dự đoán từ các hơi thở trước và do vậy tốc độ dòng điều chỉnh trước khi lấy mẫu thử từ hơi thở mong muốn. Theo các phương án khác, sự điều chỉnh tốc độ dòng có thể được thực hiện tức thời trên cơ sở thời gian trước cuối kỳ thở ra $T(e)$ sau khi $T(e)$ được đo và đã biết.

Theo một số phương án, nồng độ khí đo được có thể được điều chỉnh đến gần bằng nồng độ khí thực. Sự điều chỉnh như vậy có thể tính đến các thay đổi về độ tin cậy của thiết bị lấy mẫu hơi thở trên một phạm vi các tốc độ thở. Nồng độ đo được có thể được thay đổi bằng cách sử dụng phương trình hiệu chỉnh mà có thể là đặc trưng với thiết bị được sử dụng, nhưng cũng có thể sử dụng được với các thiết bị khác nhau. Theo một số phương án, phương trình hiệu chỉnh được tạo ra để bao quát một phạm vi các tốc độ thở. Theo một số phương án, tốc độ thở và số đo nồng độ CO_2 trong thiết bị có thể là đủ

gần bằng nồng độ thực của khí ở cửa nạp của thiết bị bằng cách sử dụng phương trình hiệu chỉnh.

Fig.14A là đồ thị 1400 minh họa ppm ETCO dưới dạng hàm của tốc độ thở. Trong ví dụ thể hiện ppm ETCO thực là 4,1 ppm. Đồ thị 1400 thể hiện ba đường cong: giá trị đo được, giá trị hiệu chỉnh tốc độ thở, và giá trị thực. Giá trị thực có thể là nồng độ khí ở cửa nạp đến thiết bị lấy mẫu hơi thở. Giá trị đo được có thể là nồng độ khí đo được ở một điểm khác trong thiết bị lấy mẫu hơi thở, như cửa xả. Giá trị hiệu chỉnh tốc độ thở có thể là giá trị đo được của nồng độ khí sau khi đã được điều chỉnh. Để tạo ra đồ thị 1400, bốn lần đo nồng độ CO₂ có thể được thực hiện đối với bốn tốc độ thở: 10 hơi thở/phút, 30 hơi thở/phút, 40 hơi thở/phút, và 60 hơi thở/phút. Như đồ thị 1400 minh họa, giá trị hiệu chỉnh tốc độ thở gần bằng hoặc phù hợp với giá trị thực. Tốc độ thở có thể được hiệu chỉnh bằng cách sử dụng một hoặc nhiều phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở.

Bảng 1420 trên Fig.14B thể hiện một số phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở ví dụ. Mỗi phương trình liên quan đến nồng độ khí đo được (y) và tốc độ thở (x). Theo một phương án, phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở là tuyến tính. Theo các phương án khác, hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở bao gồm nhiều phương trình tuyến tính, với mỗi phương trình tạo ra một sự hiệu chỉnh đối với một phạm vi cụ thể của các tốc độ thở. Việc sử dụng các khoảng khác nhau có thể cải thiện độ tin cậy của sự hiệu chỉnh. Theo một phương án khác, phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở là phương trình bậc hai. Theo các phương án khác, nhiều phương trình bậc hai có thể được dùng cho nhiều khoảng tốc độ thở.

Theo một số phương án, các hệ số của phương trình tuyến tính hoặc phương trình bậc hai được xác định bằng cách sử dụng thiết bị mô phỏng hơi thở. Theo các phương án như vậy, thiết bị mô phỏng hơi thở cung cấp nồng độ đã biết của khí ở cửa nạp đến thiết bị lấy mẫu hơi thở ở tốc độ thở đã biết. Từ tốc độ thở và chênh lệch nồng độ khí đo được ở vị trí khác của thiết bị lấy mẫu từ nồng độ khí đã biết ở cửa nạp, thu được phương trình hệ số tốc độ bằng cách đưa các số đo vào phương trình. Ví dụ, phương án thể hiện trên Fig.14A có thể tạo ra độ lệch đối với mỗi tốc độ thở cụ thể. Độ lệch ở mỗi tốc độ thở có thể được ngoại suy để tạo ra một hoặc nhiều phương trình đi qua khoảng làm việc. Theo cách này, nồng độ khí đo được có thể được hiệu chỉnh để gần bằng nồng độ khí thực đối với tốc độ thở bất kỳ trong khoảng làm việc.

Các phương án khác có thể thực hiện sự điều chỉnh đối với một khoảng nồng độ khí đo được thành một khoảng nồng độ khí đã hiệu chỉnh qua một khoảng các tốc độ thở. Theo một phương án, phương pháp để thu được phương trình hiệu chỉnh tốc độ thở có thể bao gồm việc thu được nhiều phương trình đại số mà tương ứng với các khoảng của các nồng độ khí đo được, các nồng độ khí thực, và các tốc độ thở và sử dụng các phương trình đại số để đưa vào bảng tra cứu. Theo các phương án khác, thiết bị có thể bao gồm bộ xử lý mà tham chiếu bảng tra cứu để xác định phương trình đại số đối với tốc độ thở nhất định, trong đó phương trình đại số tạo ra nồng độ khí đã hiệu chỉnh cho nồng độ khí đo được ở tốc độ thở nhất định. Theo cách này, có lợi nếu các phương án khác nhau của sáng chế có thể được đề xuất để xác định nồng độ khí ở hơi thở của bệnh nhân không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân. Tức là, nồng độ khí có thể được xác định đối với bệnh nhân mà miễn cưỡng hoặc không thể điều chỉnh việc thở của họ tương quan với kiểu thở “bình thường”.

Fig.15A thể hiện phương pháp 1500 để tạo ra bảng tra cứu để biến đổi ETCO đo được ở tốc độ thở nhất định thành ETCO đã hiệu chỉnh, theo một phương án. Phương pháp này có thể bắt đầu bằng cách thiết lập độ chính xác ETCO đối với các tốc độ thở riêng biệt và đối với các nồng độ khí đã biết riêng biệt (bước 1502). Theo phương án thể hiện trên Fig.15A, các tốc độ thở và các nồng độ khí riêng biệt được lấy ứng với một khoảng làm việc, nhưng cần hiểu rằng các tốc độ thở hoặc các nồng độ khí riêng biệt cần không ứng với toàn bộ khoảng. Theo một số phương án, các tốc độ thở riêng biệt có thể bao gồm một tập hợp con của khoảng làm việc và phương pháp này có thể ngoại suy tập hợp con đó thành khoảng rộng hơn, nếu cần. Ví dụ, theo một phương án, bảng tra cứu bao phủ khoảng làm việc nằm trong khoảng từ 8 hơi thở/phút đến 60 hơi thở/phút có thể được dùng bằng cách lấy số đo ở 10 hơi thở/phút, 30 hơi thở/phút, và 50 hơi thở/phút.

Mặc dù ETCO được thể hiện cụ thể trên Fig.15A-Fig.15E, nhưng sẽ không chỉ giới hạn ở ETCO này. Theo các phương án khác, các phương pháp mô tả ở đây có thể được áp dụng với các khí và/hoặc các pha hơi thở khác và nhiều nồng độ khí. Các biến số ảnh hưởng cũng có thể được tính đến trong việc tạo ra cơ sở dữ liệu, như các nhiệt độ làm việc khác nhau, các mức khí thứ hai khác nhau, hoặc yếu tố tương tự.

Theo một số phương án, bảng tra cứu có thể được dùng bằng cách lấy ETCO đã biết qua cửa nạp của thiết bị và tiếp đó đo ETCO ở một điểm khác trong thiết bị. Trình tự này có thể được lặp lại đối với nhiều tốc độ thở. Một phương án cụ thể khác thiết lập độ

chính xác ETCO, như trong bước 1502, được thể hiện trên đồ thị 1520 của Fig.15B. Đồ thị 1520 minh họa nồng độ khí đo được (trục y, “ETCO đo được”) đối với ba nồng độ CO đã biết (trục x, “CO thực”). Việc đo được lặp lại qua năm tốc độ thở: 10 hơi thở/phút, 20 hơi thở/phút, 30 hơi thở/phút, 40 hơi thở/phút, và 50 hơi thở/phút; và ở ba nồng độ khí: 0,91 ppm, 9,70 ppm và 24,4 ppm. Mặc dù phương án trên Fig.15B thể hiện năm tốc độ thở và ba nồng độ khí cụ thể, nhưng các phương án khác có thể sử dụng số lượng khác và/hoặc tốc độ và nồng độ khác.

Trên Fig.15A, phương pháp 1500 tiếp tục với bước 1504. Tại bước này, các phương trình độ chính xác đối với các hơi thở riêng biệt được thiết lập. Như sử dụng ở đây, “phương trình độ chính xác” có thể được hiểu là phương trình đại số mà làm cho các nồng độ khí đo được thích hợp với các nồng độ khí thực của tốc độ thở, trong đó dữ liệu “thích hợp với” phương trình khi dữ liệu này được nội suy, ngoại suy, hoặc chỉnh sửa. Phương trình cần không tương quan với dữ liệu một cách chính xác và có thể gần đúng với dữ liệu. Mức độ gần đúng có thể được xác định bằng các yêu cầu của ứng dụng cụ thể.

Theo một số phương án, các phương trình không phải đại số có thể được dùng để mô tả các quan hệ, như phương trình logarit, phương trình hàm mũ, hoặc các phương trình khác. Các phương trình độ chính xác cụ thể được thể hiện trên đồ thị 1520 trên Fig.15B. Đối với mỗi tốc độ thở, thu được phương trình tuyến tính mà tính gần đúng “CO thực” với “ETCO đo được” qua tất cả các nồng độ “CO thực”. Thu được phương trình tuyến tính bằng cách làm cho các nồng độ CO đã biết và nồng độ ETCO đo được thích hợp với mỗi tốc độ thở.

Mặc dù phương án trên Fig.15B thể hiện phương trình tuyến tính, các phương án khác có thể bao gồm các phương trình đại số có bậc cao hơn. Ví dụ các phương trình đại số bậc hai, bậc ba và bậc bốn. Theo một số phương án, bậc tối đa có thể là bậc nhỏ hơn so với số lần đo được thực hiện. Ví dụ, ba lần đo được thực hiện trong phương án minh họa trên Fig.15B và vì vậy bậc tối đa đối với phương trình đại số có thể là hai (tức là, phương trình bậc hai). Trên Fig.15B, các kết quả đo thu được phương trình tuyến tính, nhưng không cần phải có. Tuy nhiên, phương trình tuyến tính có thể có lợi vì đòi hỏi ít tài nguyên máy tính hơn để giải phương trình này. Theo một số phương án, các lần đo có thể thích hợp với phương trình nhỏ hơn bậc tối đa. Theo các phương án như vậy, có lợi

nếu làm cho các lần đo thích hợp với phương trình “phù hợp nhất” có bậc thấp hơn để giảm như đối với các tài nguyên máy tính.

Lại xét Fig.15A, tiếp đó, phương pháp 1500 chuyển đến bước 1506 và thiết lập mối quan hệ liên tục giữa phương trình độ chính xác và tốc độ thử. Trong bước này, các hệ số được đối chiếu theo bậc trong mỗi phương trình độ chính xác tốc độ thử. Đối với mỗi bậc, các hệ số đối với bậc đó và mỗi tốc độ thử tương ứng của hệ số được dùng để xác định mối quan hệ liên tục.

Fig.15C và Fig.15D minh họa hai sự so sánh như vậy. Fig.15C minh họa đồ thị 1530 mà thể hiện độ dốc (M) và mức dịch chuyển (b) của các phương trình độ chính xác tuyến tính có các tốc độ thử riêng biệt nằm trong khoảng từ 10 đến 30. Tương tự, Fig.15D minh họa đồ thị 1535 thể hiện độ dốc và mức dịch chuyển của các phương trình độ chính xác tuyến tính có các tốc độ thử riêng biệt nằm trong khoảng từ 30 đến 50. Hai khoảng riêng biệt có thể cho phép thu được các phương trình bậc thấp hơn đối với các hệ số, nhờ đó giảm tài nguyên máy tính cần thiết để giải các phương trình này. Ngoài ra, bằng cách biến đổi tốc độ thử thành hai khoảng tách biệt, độ tin cậy của hệ thống có thể được cải thiện. Ví dụ, Fig.15C và Fig.15D minh họa hai phương trình mà có đạo hàm bậc hai không đổi. Phương trình đại số bậc cao hơn có thể dẫn đến các khác biệt lớn có thể có trong vùng nồng độ đo được.

Mặc dù Fig.15C và Fig.15D mô tả sự tách tốc độ thử thành hai khoảng, các phương án khác có thể không tách các tốc độ thử thành các khoảng. Các phương án khác có thể tách tốc độ thử thành ba, bốn, hoặc năm, hoặc lớn hơn năm khoảng.

Lại xét Fig.15A, phương pháp 1500 tiếp tục với việc xác định các phương trình đối với độ dốc và mức dịch chuyển của phương trình độ chính xác trên cơ sở mối quan hệ liên tục thiết lập, bước 1508. Theo một số phương án, các bước 1506 và 1508 có thể được thực hiện đồng thời, tức là, xác định các mối quan hệ giữa mỗi quan hệ liên tục có thể dẫn đến việc xác định các phương trình độ dốc và mức dịch chuyển. Fig.15C và Fig.15D minh họa các phương trình bậc hai thu được từ mối quan hệ giữa các hệ số của các phương trình độ chính xác và tốc độ thử. Mỗi trong số các phương trình bậc hai trên Fig.15C và Fig.15D có hệ số ở mỗi bậc (mà có thể bao gồm hệ số = 0 theo một số phương án). Các hệ số này được dùng trong bước tiếp theo của phương pháp 1500.

Mặc dù các Fig.15C và Fig.15D minh họa các phương trình bậc hai, nhưng các phương trình đại số có các bậc khác có thể được dùng. Ví dụ, các phương trình đại số bậc một (tuyến tính), bậc ba, bậc bốn, bậc năm, bậc sáu hoặc bậc cao hơn có thể được dùng. Bậc tối đa của các phương trình đại số có thể là số các tốc độ thở riêng biệt trừ một. Như trên Fig.15C và Fig.15D, các phương trình đại số có thể bao gồm các bậc thấp hơn so với các bậc tối đa. Điều này cải thiện độ tin cậy nếu một số vùng riêng biệt của đường cong có thể là đường cong bậc thấp. Điều này cũng có thể giảm việc sử dụng các tài nguyên máy tính vì khó khăn trong việc giải phương trình đại số gia tăng khi bậc gia tăng.

Lại xét Fig.15A, bước 1510 đưa vào bảng tra cứu trên cơ sở các phương trình hệ số xác định trong bước trước. Bây giờ xét phương án minh họa trên Fig.15E, bảng tra cứu có thể được thấy ở phần dưới của Bảng 1540. Đối với tốc độ thở nhất định (nhỏ hơn hoặc bằng 30 hoặc lớn hơn 30), các hệ số đối với mỗi bậc của phương trình bậc hai có thể được xác định. Có hai phương trình thu được đối với mỗi độ dốc và đối với mức dịch chuyển. Vì độ dốc và mức dịch chuyển được xác định bằng các phương trình bậc hai trên Fig.15A-Fig.15E, nên bảng tra cứu bao gồm ba hệ số cho mỗi độ dốc và mức dịch chuyển ở mỗi tốc độ thở.

Fig.15E cũng thể hiện một phương án về việc hiệu chỉnh nồng độ khí đo được. Khi tốc độ thở được xác định, các hệ số liên quan được xác định. Khi các hệ số liên quan được xác định, các phương trình đối với độ dốc và mức dịch chuyển có thể được xác định. Bằng cách sử dụng tốc độ thở, các giá trị thực đối với độ dốc và mức dịch chuyển có thể được xác định. Tiếp đó, các giá trị này được dùng để tính nồng độ hiệu chỉnh bằng cách sử dụng công thức sau:

$$ETCO_{(BR \text{ hiệu chỉnh})} = [ETCO_{(đo được)} - b]/M$$

Cần hiểu rằng phương trình nêu trên có thể thay đổi nếu số hệ số của phương trình độ chỉnh xác được thay đổi. Ví dụ, phương án trên Fig.15E có hai hệ số. Bởi vậy, phương trình nêu trên thu được từ việc giải phương trình tuyến tính (hai hệ số). Nếu nhiều hệ số hơn được sử dụng, khi đó việc giải với phương trình bậc cao hơn có thể là cần thiết. Việc giải phương trình này có thể đạt được bằng cách bằng cách phương pháp toán học bất kỳ có thể giải biến số chưa biết trong phương trình bậc cao hơn.

Khi thiết bị đang sử dụng, tốc độ thở đo được hoặc nồng độ khí đo được sẽ nằm ngoài khoảng xác định bởi phương pháp nêu trên, thiết bị này có thể phản ứng theo nhiều

cách, phụ thuộc vào các chi tiết của ứng dụng lâm sàng. Thiết bị có thể không tính kết quả ETCO hiệu chỉnh và báo cho người sử dụng biết rằng các thông số đo được nằm ngoài khoảng của thiết bị. Thiết bị có thể tính ETCO hiệu chỉnh cho dù nằm ngoài khoảng, và cung cấp kết quả cho người sử dụng trong khi báo cho người sử dụng biết rằng kết quả có thể ít chính xác vì các thông số đo được nằm ngoài khoảng làm việc. Theo một số phương án, thiết bị có thể chỉ tính kết quả bằng cách ngoại suy với các phương trình thích hợp. Theo cách này, các phương án của sáng chế có thể có lợi nếu được đề xuất để xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân. Tức là, nồng độ khí có thể được xác định đối với các bệnh nhân mà miễn cưỡng hoặc không thể điều chỉnh việc thở của họ tương quan với kiểu thở “bình thường”.

Theo một số phương án, toàn bộ nhóm giá trị trong khoảng làm việc có thể được thử nghiệm trước, và cơ sở dữ liệu tra cứu tạo ra trên cơ sở các kết quả này. Ví dụ, các tốc độ thở bằng 10, 11, 12 và v.v. đến 50 hơi thở/phút (ví dụ), ở các nồng độ khí bằng 1,0, 1,1, 1,2 và v.v. đến 25,0 ppm có thể được thử nghiệm trước. Khi thiết bị đang sử dụng, nồng độ khí đã hiệu chỉnh có thể đạt được bằng cách phát hiện giá trị thích hợp trong cơ sở dữ liệu đối với tốc độ thở đo được và nồng độ khí đo được. Theo một số phương án, phương pháp kết hợp được dùng như thử nghiệm trước tất cả các tốc độ thở nhưng chỉ một nhóm các nồng độ khí riêng biệt trong hoặc gần khoảng làm việc.

Trong khi các phương án nêu trên mô tả việc sử dụng tốc độ thở làm thông số kiểu thở dùng để hiệu chỉnh, thì cần hiểu rằng phương án tương tự có thể được thực hiện với thông số liên quan đến kiểu thở bất kỳ. Ví dụ về các thông số khác bao gồm thời gian thở ra, thời gian cuối kỳ thở ra, thời gian hít vào, tỷ lệ hít vào:thở ra, thể tích một chu kỳ thở, thể tích theo phút, biên độ áp suất khí đạo, biên độ tín hiệu đo nồng độ CO₂, và thời gian của độ nghiêng dương của tín hiệu đo nồng độ CO₂.

Theo một số phương án, phương pháp xác định nồng độ khí tại cửa nạp của thiết bị có thể bao gồm bước xác định tốc độ thở của bệnh nhân và đo nồng độ của hơi thở của bệnh nhân ở một vị trí khác trong thiết bị. Như được sử dụng ở đây, việc đo khí trong thiết bị có thể được hiểu nghĩa là đo ở một điểm bất kỳ trong thiết bị, như ở cửa xả hoặc điểm bên trong thiết bị, như trong ống hoặc khoang. Với nồng độ khí đo được, cơ sở dữ liệu có thể được đánh giá để có được các hệ số tương ứng với tốc độ thở của bệnh nhân. Trong ví dụ trên Fig.15E, các hệ số được tách bởi tốc độ thở thành hai vùng: tại hoặc

thấp hơn 30 hơi thở/phút, hoặc tại hoặc cao hơn 30 hơi thở/phút. Các phương án khác có thể bố trí các hệ số theo cách khác. Khi đạt được các hệ số, phương pháp này có thể thu được các phương trình đại số thứ nhất (trên Fig.15A-Fig.15E, các phương trình đại số thứ nhất là phương trình bậc hai). Các phương trình này cung cấp các hệ số cho các phương trình thứ hai (trên Fig.15A-Fig.15E, các phương trình đại số thứ hai là phương trình tuyến tính), tiếp đó các hệ số được dùng để tạo ra phương trình bù (trên Fig.15A-Fig.15E, phương trình bù là phương trình tuyến tính). Tiếp đó, phương trình bù được dùng để điều chỉnh nồng độ khí đo được để xác định nồng độ khí ở cửa nạp.

Theo một số phương án, thiết bị có thể bao gồm bộ xử lý để thực hiện phương pháp nêu trên nhằm xác định nồng độ khí ở cửa nạp của thiết bị. Thiết bị cũng có thể bao gồm điểm đo, thiết bị phân tích khí để xác định nồng độ khí ở điểm đo, cửa nạp, và bộ phận phân tích tốc độ thở. Bộ xử lý có thể tiếp cận cơ sở dữ liệu lưu trữ trên phương tiện đọc được bằng máy tính không chuyên tiếp, trong đó cơ sở dữ liệu bao gồm các hệ số đối với mỗi tốc độ thở trong khoảng làm việc.

Theo một số phương án, hệ thống lấy mẫu có thể được điều chỉnh đối với giới hạn trên của tốc độ thở. Đối với một thể tích chứa mẫu nhất định (thể tích chứa mẫu có thể được xác định để đáp ứng các thông số kỹ thuật của một ứng dụng cụ thể), tốc độ dòng của bộ tạo dòng, như bơm, có thể được tạo kết cấu để nạp toàn bộ thể tích chứa mẫu bằng khí cuối kỳ thở ra đối với giới hạn trên của tốc độ thở. Đối với các tốc độ thở thấp hơn so với giới hạn trên của tốc độ thở, thể tích chứa mẫu được nạp toàn bộ bằng khí cuối kỳ thở ra, mặc dù không phải toàn bộ khí cuối kỳ thở ra đối với hơi thở đó. Theo các phương án khác, hệ thống này có thể bao gồm ngưỡng giới hạn trên mà giới hạn việc lấy mẫu với hơi thở tại hoặc thấp hơn giới hạn trên. Theo cách này, có lợi nếu các phương án này có thể ngăn không cho khí không phải cuối kỳ thở ra đi vào thể tích chứa mẫu. Bởi vậy, có lợi nếu các phương án của sáng chế có thể được đề xuất để xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân. Tức là nồng độ khí có thể được xác định đối với các bệnh nhân mà miễn cưỡng hoặc không thể điều chỉnh việc thở của họ tương quan với kiểu thở “bình thường”.

Theo một số phương án, tốc độ dòng khí lấy mẫu có thể được xác định để thích hợp với các yêu cầu của một ứng dụng cụ thể. Ví dụ, giới hạn trên đối với việc thở bình thường có thể được mô tả bởi thông số tần suất hơi thở, như 60 hơi thở/phút. Tuy nhiên, đối với các bệnh nhân nhất định (như trẻ sơ sinh chẳng hạn), tốc độ thở bình thường có

thể lớn hơn 60 hơi thở/phút. Trong trường hợp như vậy, giới hạn trên có thể cao hơn, như ở 100 hơi thở/phút. Tương tự, thể tích chứa mẫu có thể được chọn để phản ánh nhu cầu của một ứng dụng cụ thể. Theo một số phương án, các thông số tần suất khác có thể được chọn, như thời gian hít vào, thời gian hơi thở, thời gian thở ra, thời gian cuối kỳ thở ra, thời gian xuất hiện tín hiệu của thiết bị đo nồng độ CO₂, hoặc một thông số khác mà thể hiện ít nhất một phần sự thở của bệnh nhân. Theo một số phương án, cảm biến cacbon monoxit tức thời có thể được sử dụng.

Fig.16A minh họa phương pháp 1600 để xác định tốc độ lấy mẫu khí của bộ tạo dòng tương quan với giới hạn trên của tốc độ thở và thể tích lấy mẫu định trước. Phương pháp 1600 bắt đầu với bước 1602: xác định giới hạn trên đối với tốc độ thở (BR). Như nêu trên, giới hạn trên có thể được xác định để đáp ứng các yêu cầu của một ứng dụng cụ thể.

Phương pháp 1600 tiếp tục với bước 1604, xác định thể tích chứa mẫu mong muốn (V(s)). Theo một phương án của phương pháp 1600, thể tích chứa mẫu được định cỡ cho sự phân tích đầy đủ và đáng tin cậy. Theo các phương án khác, thể tích chứa mẫu có thể được định cỡ để xem như một nhân tố trong các sự xem xét khác.

Phương pháp 1600 tiếp tục với bước 1606, xác định tốc độ dòng lấy mẫu khí (Q(S)). Theo một phương án của phương pháp 1600, bộ tạo dòng là bơm, nhưng các bộ tạo dòng khác có thể được sử dụng, như các ví dụ nêu ở đây. Tốc độ dòng lấy mẫu khí có thể được tính để nạp thể tích chứa mẫu mong muốn ở giới hạn trên của tốc độ thở.

Theo một số phương án, tốc độ dòng lấy mẫu được tính từ công thức sau $Q(S) = T_{ET} / V(S)$, trong đó T_{ET} là thời gian cuối kỳ thở ra dự tính và là hàm của tốc độ thở. Theo một số phương án, T_{ET} có thể được giả sử là một nửa thời gian thở ra, mà bản thân nó có thể được giả sử là một nửa thời gian hơi thở (các thời gian hít vào và thở ra). Thời gian hơi thở (giây) là 60/ tốc độ thở. Ví dụ, nếu giới hạn trên của tốc độ thở là 60 hơi thở/phút, khi đó T_{ET} có thể được giả sử là 0,25 giây. Nếu thể tích chứa mẫu trong ví dụ này là 0,5 ml, khi đó tốc độ dòng lấy mẫu là 2 ml/giây.

Fig.16B minh họa hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B theo dạng 1620. Dạng 1620 bao gồm tốc độ lấy mẫu khí của bơm được cấu tạo cho giới hạn trên của tốc độ thở, và nếu tốc độ thở của bệnh nhân là giới hạn trên. Như có thể được thấy

trên Fig.16B, thể tích chứa mẫu được nạp toàn bộ bằng khí cuối kỳ thở ra và không có khí cuối kỳ thở ra bên ngoài thể tích chứa mẫu.

Fig.16C minh họa hệ thống khí nén lấy khí trên Fig.5A hoặc Fig.5B theo kết cấu 1640. Kết cấu 1640 bao gồm tốc độ lấy mẫu khí của bơm được cấu tạo đối với giới hạn trên của tốc độ thở, và ở đó tốc độ thở của bệnh nhân thấp hơn giới hạn trên. Như có thể được thấy trên Fig.16C, thể tích chứa mẫu được nạp toàn bộ bằng khí cuối kỳ thở ra, nhưng có khí cuối kỳ thở ra từ hơi thở bên ngoài thể tích chứa mẫu. Fig.16C minh họa khí cuối kỳ thở ra bên ngoài thể tích chứa mẫu khi ở phía sau (về bên phải) V2. Tuy nhiên, theo các phương án khác, khí cuối kỳ thở ra bên ngoài thể tích chứa mẫu có thể ở phía trước (về bên trái) V1, hoặc kết hợp giữa phía trước V1 hoặc phía sau V2. Theo cách này, có lợi nếu các phương án của sáng chế được đề xuất để xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân không phụ thuộc vào sự phối hợp của bệnh nhân. Tức là, nồng độ khí có thể được xác định đối với các bệnh nhân mà miễn cưỡng hoặc không thể điều chỉnh việc thở của họ tương quan với kiểu thở “bình thường”.

Một số phương án có các bộ phận và chức năng từ các phương án riêng biệt nêu trên, tức là, một số phương án có thể kết hợp các bộ phận khác nhau của các phương án khác nhau nêu trên. Ví dụ, giao diện người dùng cho phép người dùng nhập một thông số nhất định về bệnh nhân, như loại bệnh nhân, ví dụ người lớn hoặc trẻ em, hoặc ví dụ trẻ sơ sinh sinh non hoặc trẻ sinh đủ tháng. Hệ thống điều khiển của thiết bị sẽ chọn phương pháp bù tốc độ thở ưu tiên, được chọn từ các phương án nêu trên, và sử dụng phương pháp đó. Theo một số phương án, thiết bị có thể, ví dụ, sử dụng phương án thể hiện trên Fig.16 trong đó hệ thống được điều chỉnh đối với tốc độ thở bằng 60 hơi thở/phút, do đó thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra chưa pha loãng đối với tốc độ thở bất kỳ tại hoặc thấp hơn 60 hơi thở/phút và do đó không cần bù tốc độ thở. Phương án này còn cho phép thu gom các tốc độ thở trên 60 hơi thở/phút, trong đó cần đến thuật toán bù tốc độ thở. Thuật toán bù tốc độ thở có thể là, ví dụ, sự thu gom khí cuối kỳ thở ra từ hai hơi thở để nạp ống chứa mẫu như được thể hiện trên các Fig.10A-Fig.11F, hoặc có thể là việc sử dụng phương trình đại số hệ số hiệu chỉnh như được thể hiện trên Fig.15A-Fig.15E.

Trong phần mô tả nêu trên về các phương án của sáng chế, các ví dụ được mô tả để minh họa nguyên lý của sáng chế, và các cải biến, thay đổi và kết hợp khác nhau có thể được thực hiện bởi người có hiểu biết trung bình về lĩnh vực này mà không nằm ngoài phạm vi của sáng chế. Phương án bất kỳ trong số các phương án về thiết bị đo và

lấy mẫu hơi thở khác nhau mô tả ở đây có thể bao gồm các dấu hiệu được mô tả bởi các thiết bị đo và lấy mẫu hơi thở khác bất kỳ hoặc tổ hợp của các thiết bị đo và lấy mẫu hơi thở mô tả ở đây. Do vậy, dự tính rằng sáng chế không chỉ giới hạn ở các phương án như vậy. Đối với tất cả các phương án nêu trên, các bước của phương pháp không cần được thực hiện một cách liên tiếp.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Thiết bị phân tích nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân, thiết bị này bao gồm:

bộ phận phân tích khí đo nồng độ khí trong thiết bị;

cửa nạp tiếp nhận hơi thở của bệnh nhân;

bộ phận phân tích hơi thở xác định thông số tần số thở của hơi thở của bệnh nhân;

cơ sở dữ liệu bao gồm các hệ số tương ứng với các thông số tần số thở; và

bộ xử lý chứa phương tiện đọc được bằng máy tính không chuyển tiếp chứa các lệnh thực hiện được mà khi thực hiện sẽ tiến hành phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị, phương pháp này bao gồm các bước:

truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số thứ nhất trên cơ sở thông số tần số thở của bệnh nhân;

thu được các phương trình đại số thứ nhất trên cơ sở các hệ số thứ nhất;

thu được các hệ số thứ hai bằng cách đưa tần số thông số thở vào mỗi phương trình trong số các phương trình đại số thứ nhất;

thu được phương trình bù bằng cách sử dụng các hệ số thứ hai; và

xác định nồng độ khí hiệu chỉnh ở cửa nạp bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù.

2. Thiết bị theo điểm 1, trong đó mỗi phương trình trong số các phương trình đại số thứ nhất là phương trình bậc hai và số lượng các hệ số thứ nhất là ba hệ số.

3. Thiết bị theo điểm 1 hoặc 2, trong đó phương trình bù là phương trình tuyến tính và số lượng các hệ số thứ hai là hai hệ số.

4. Thiết bị theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 3, trong đó cơ sở dữ liệu bao gồm một tập hợp con hệ số thứ nhất và một tập hợp con hệ số thứ hai thuộc nhóm các hệ số thứ nhất, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở xác định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở xác định trước.

5. Thiết bị theo điểm 4, trong đó thông số tần số thở xác định trước được dựa trên tính đồng nhất của mẫu hơi thở của bệnh nhân

6. Phương pháp xác định nồng độ khí trong hơi thở của bệnh nhân ở cửa nạp của thiết bị, phương pháp này bao gồm các bước:

xác định thông số tần số thở của bệnh nhân;

đo nồng độ khí trong thiết bị;

thu được phương trình bù dựa trên thông số tần số thở; và

xác định nồng độ khí hiệu chỉnh ở cửa nạp bằng cách đưa nồng độ khí đo được vào phương trình bù.

7. Phương pháp theo điểm 6, trong đó phương trình bù là phương trình đại số.

8. Phương pháp theo điểm 6, trong đó phương trình bù là phương trình tuyến tính.

9. Phương pháp theo điểm 6, trong đó phương pháp này còn bao gồm bước truy cập cơ sở dữ liệu để có được các hệ số thứ nhất tương ứng với thông số tần số thở của bệnh nhân, trong đó cơ sở dữ liệu này bao gồm tập hợp con hệ số thứ nhất và tập hợp con hệ số thứ hai thuộc nhóm các hệ số thứ nhất, trong đó tập hợp con hệ số thứ nhất tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc thấp hơn thông số tần số thở xác định trước và tập hợp con hệ số thứ hai tương ứng với các thông số tần số thở tại hoặc cao hơn thông số tần số thở xác định trước, và trong đó bước thu được phương trình bù còn bao gồm việc sử dụng các hệ số thứ nhất.

10. Phương pháp theo điểm 6, trong đó thông số tần số thở định trước là dựa trên tính đồng nhất của mẫu hơi thở của bệnh nhân.

Fig.1

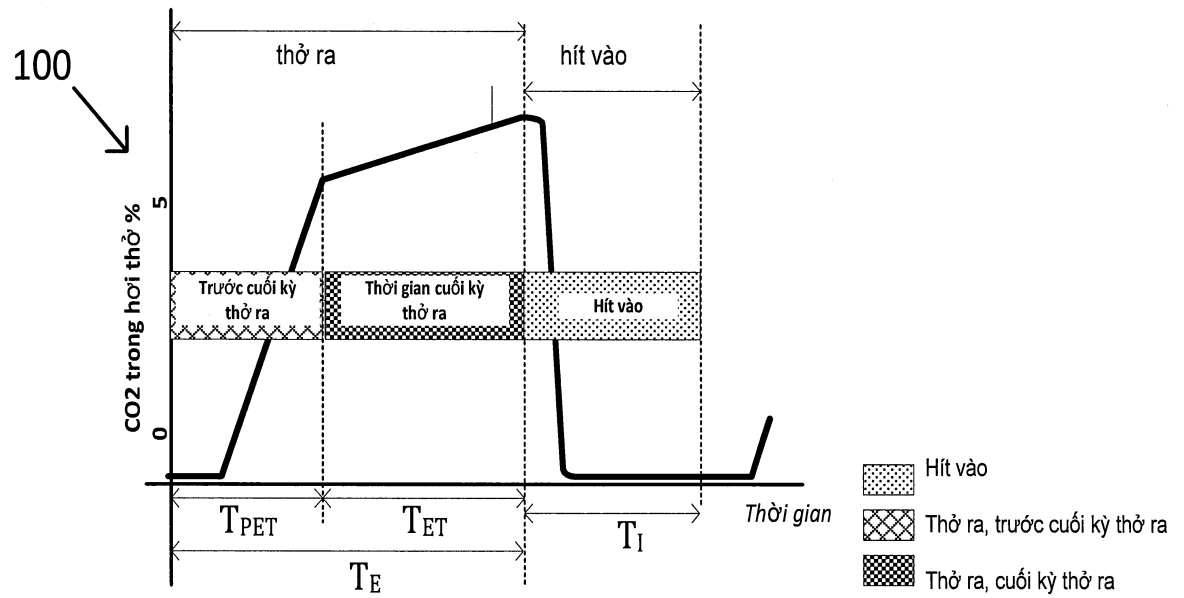
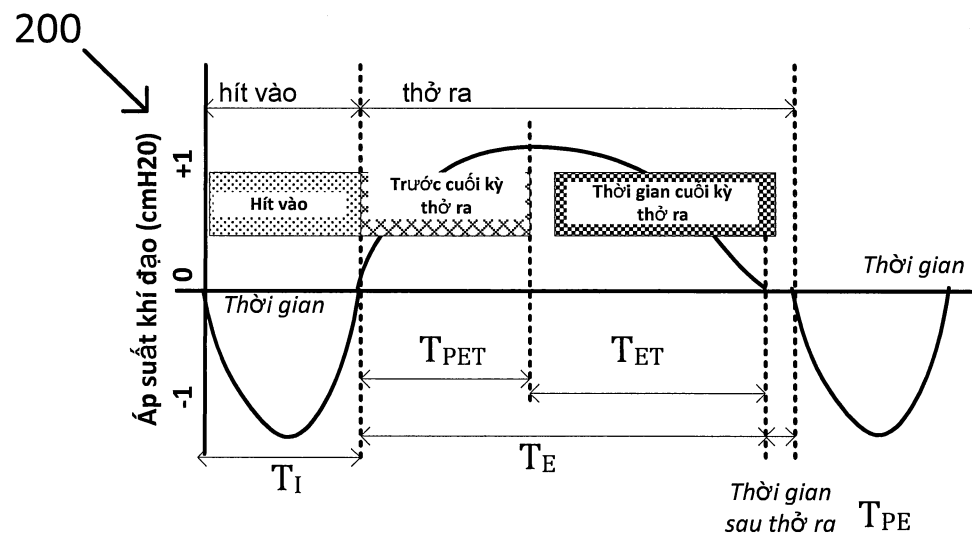


Fig.2



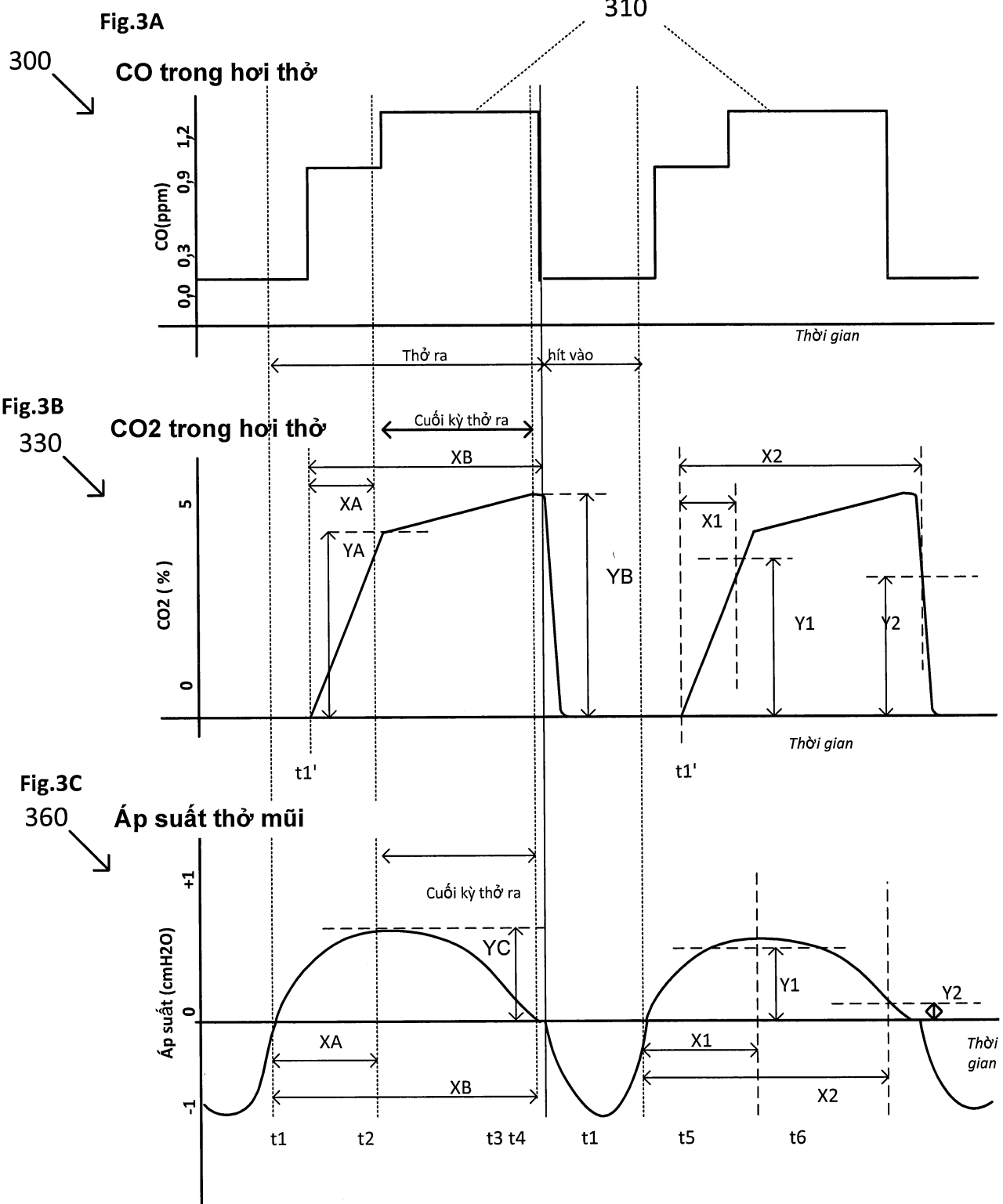


Fig.4A

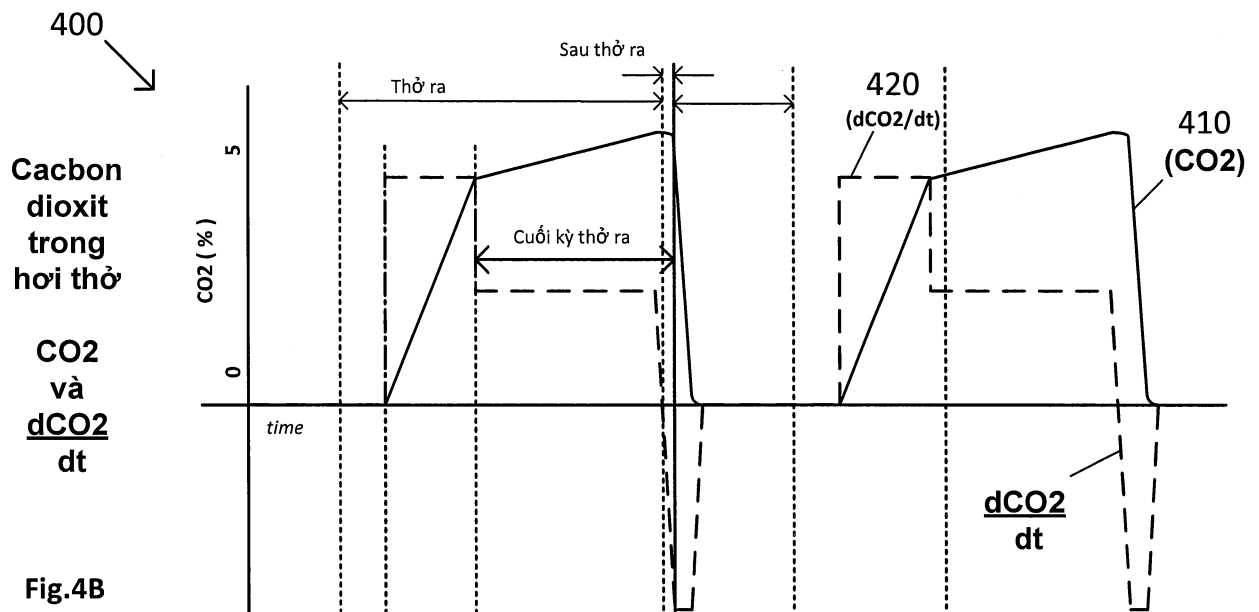


Fig.4B

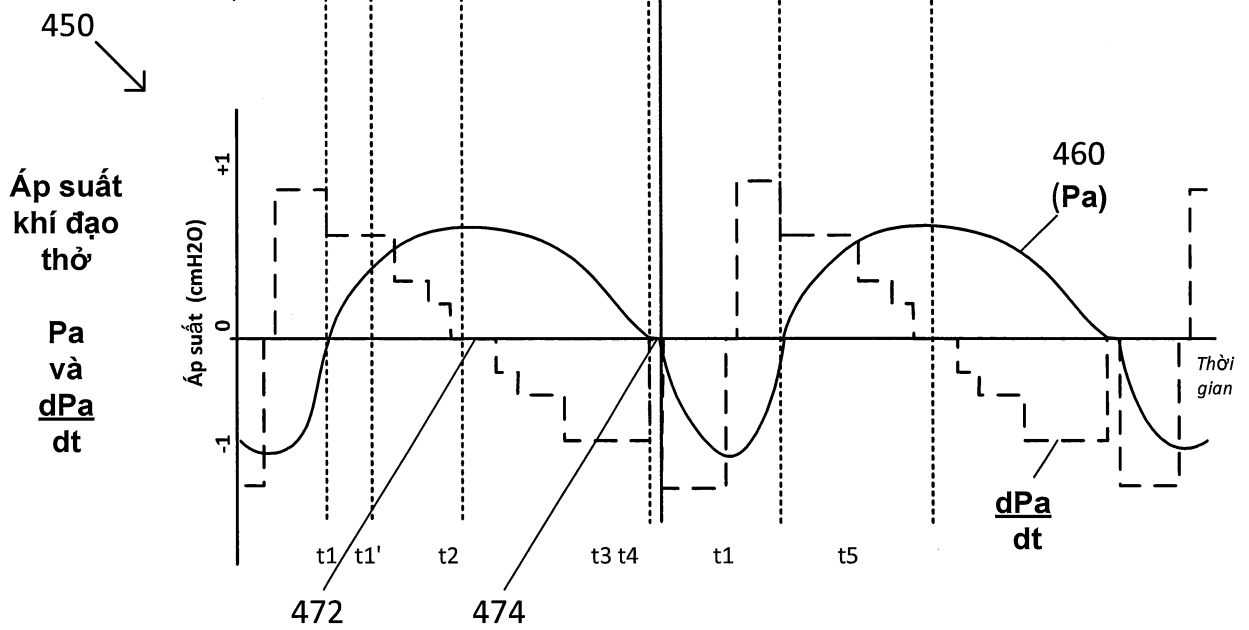


Fig.5A

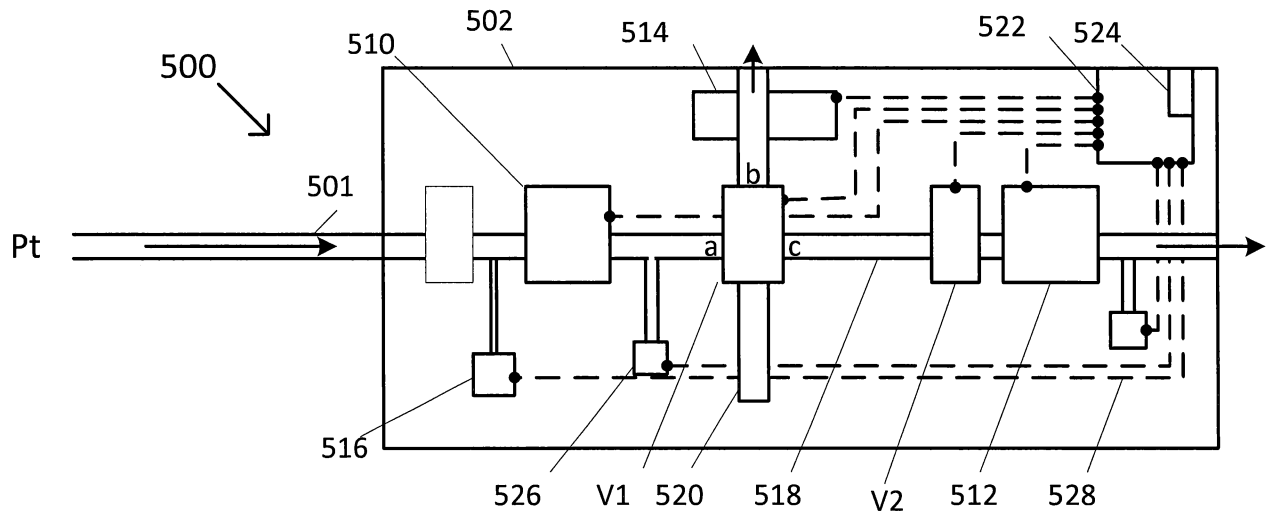


Fig.5B

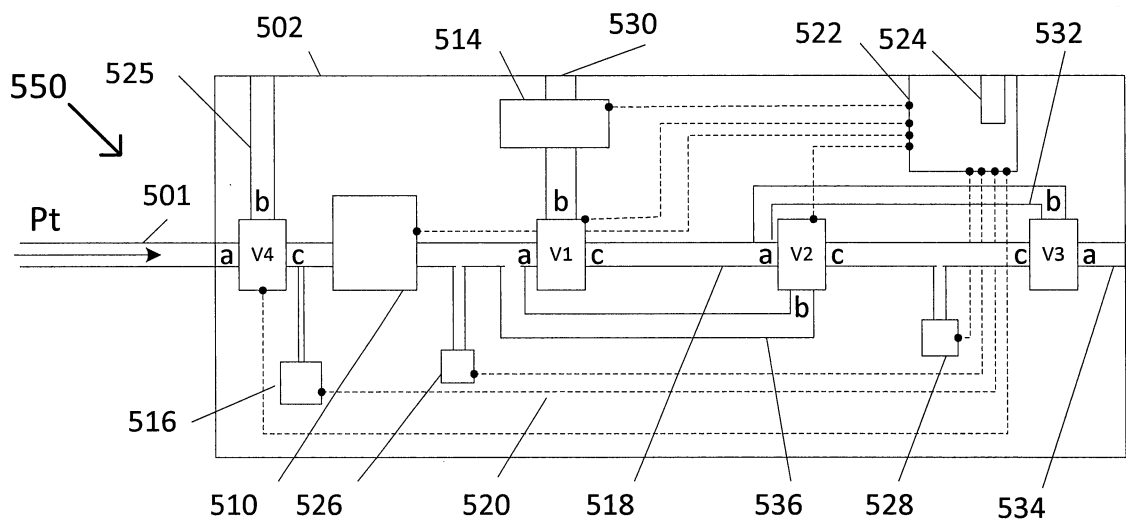


Fig.6

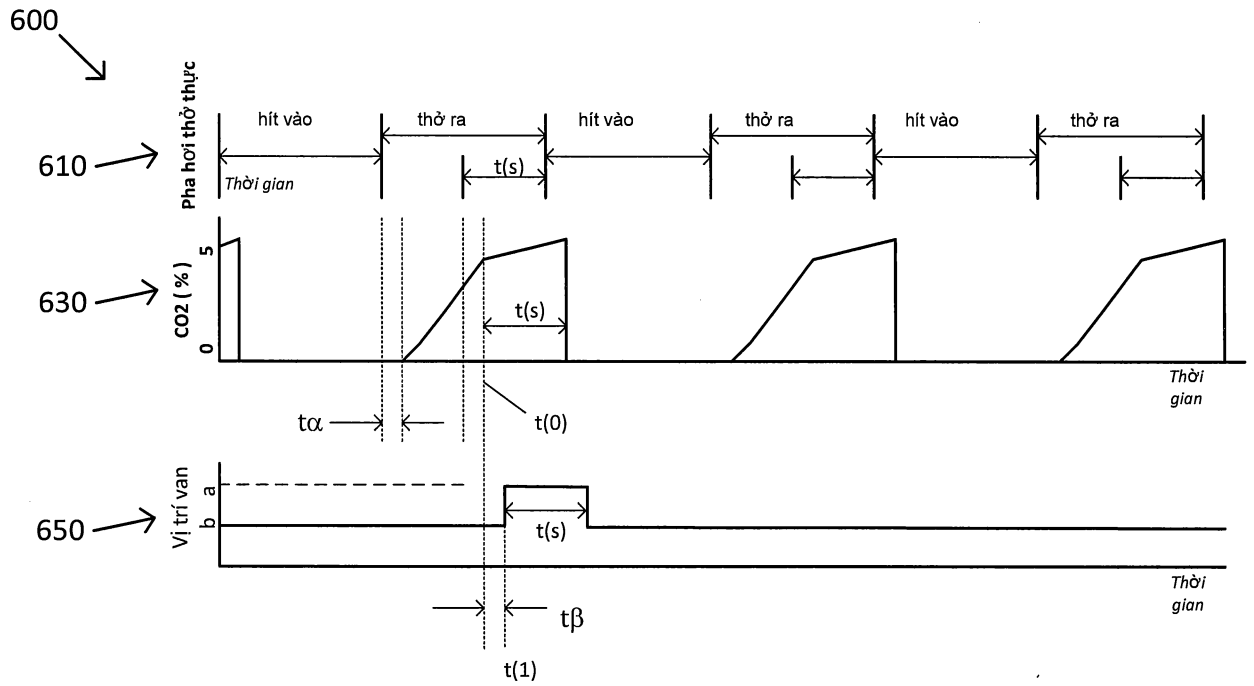


Fig.7

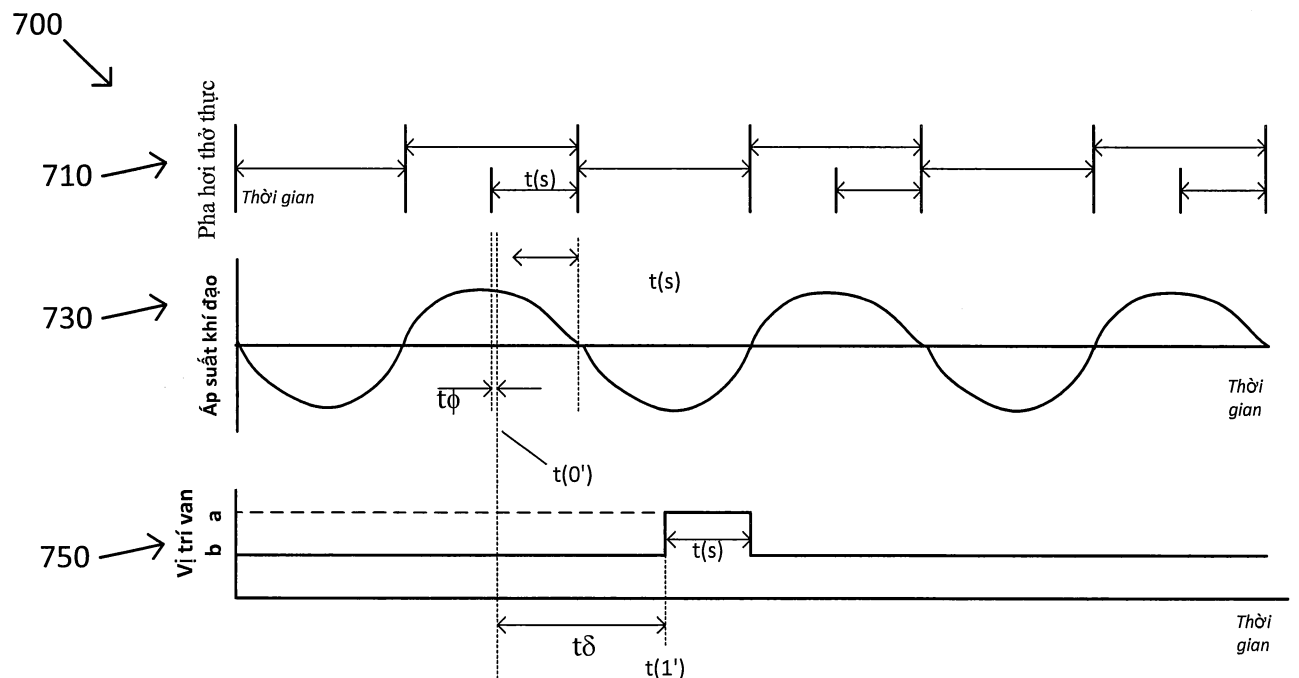


Fig.8

800

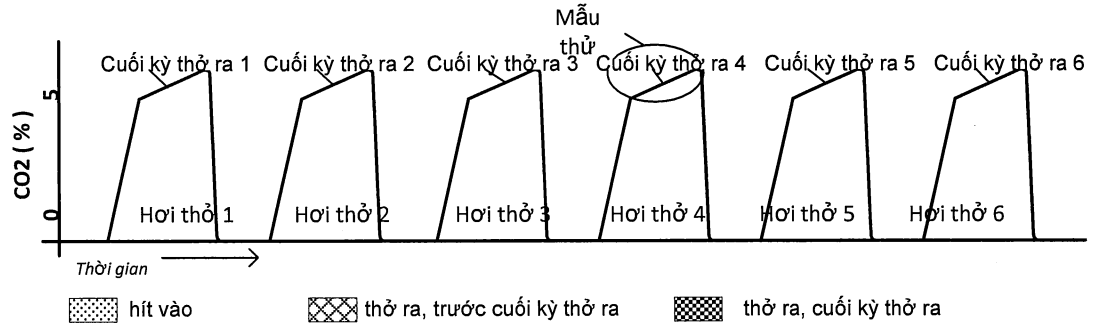


Fig.9A

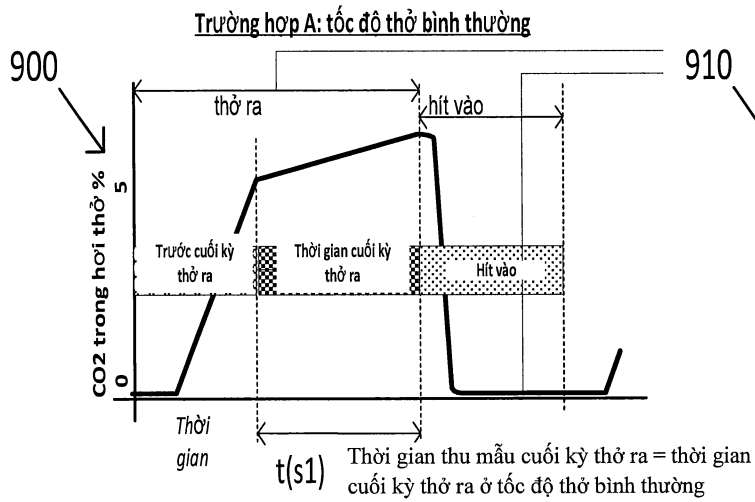


Fig.9B

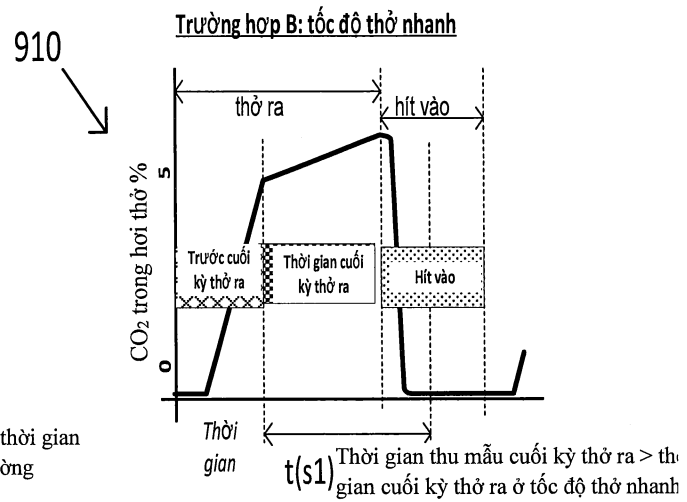


Fig.9C

920

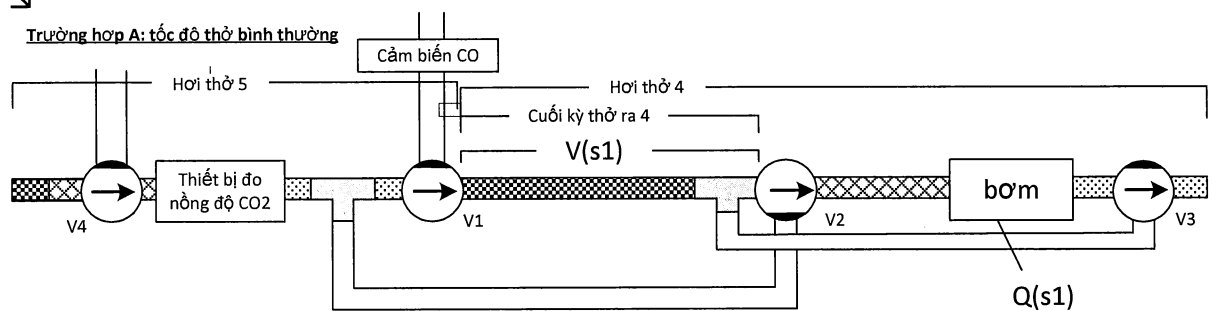


Fig.9D

930

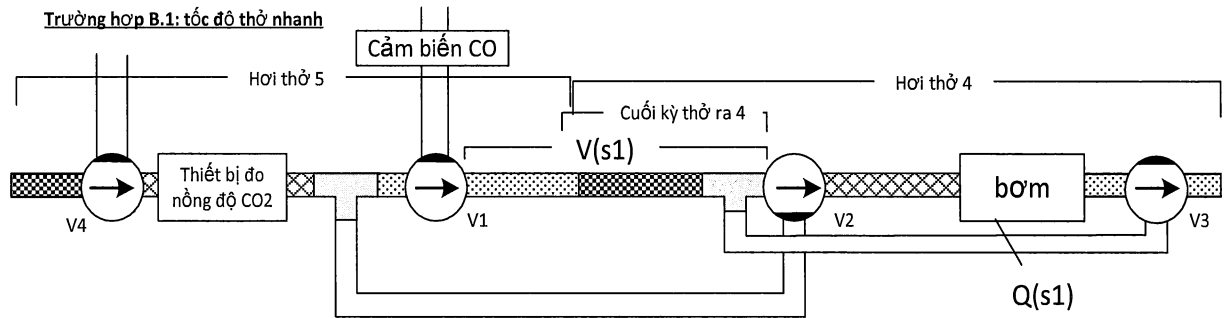


Fig.9E

940

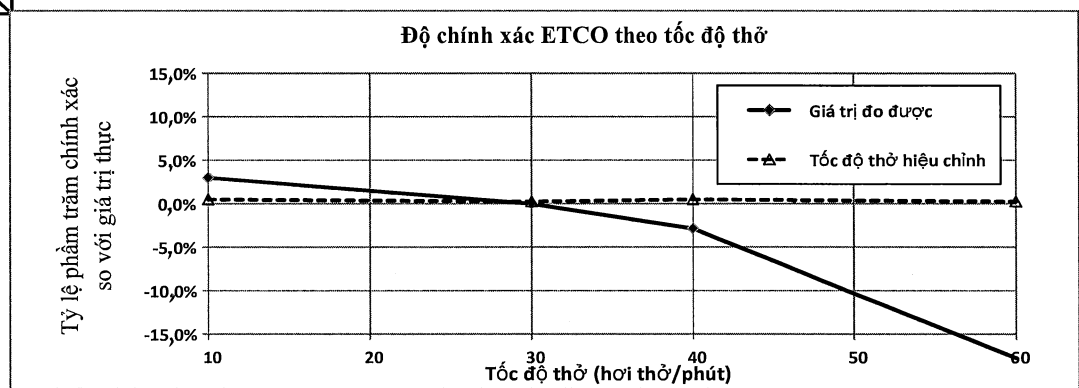


Fig.9F

950

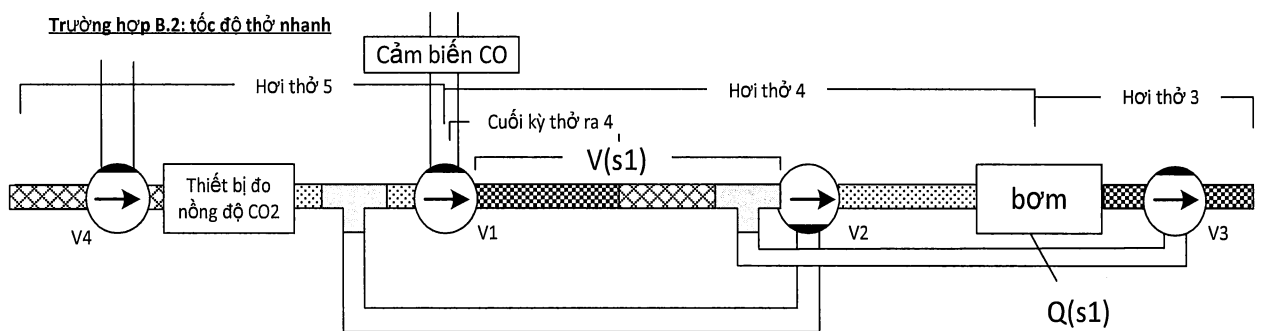


Fig.9G

960

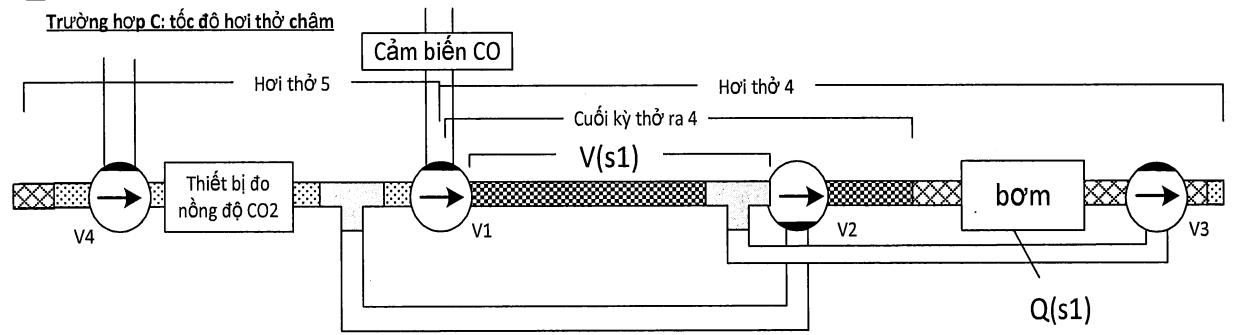


Fig.10A

1000



KỸ THUẬT LẤY MẪU NHIỀU HƠI THỞ

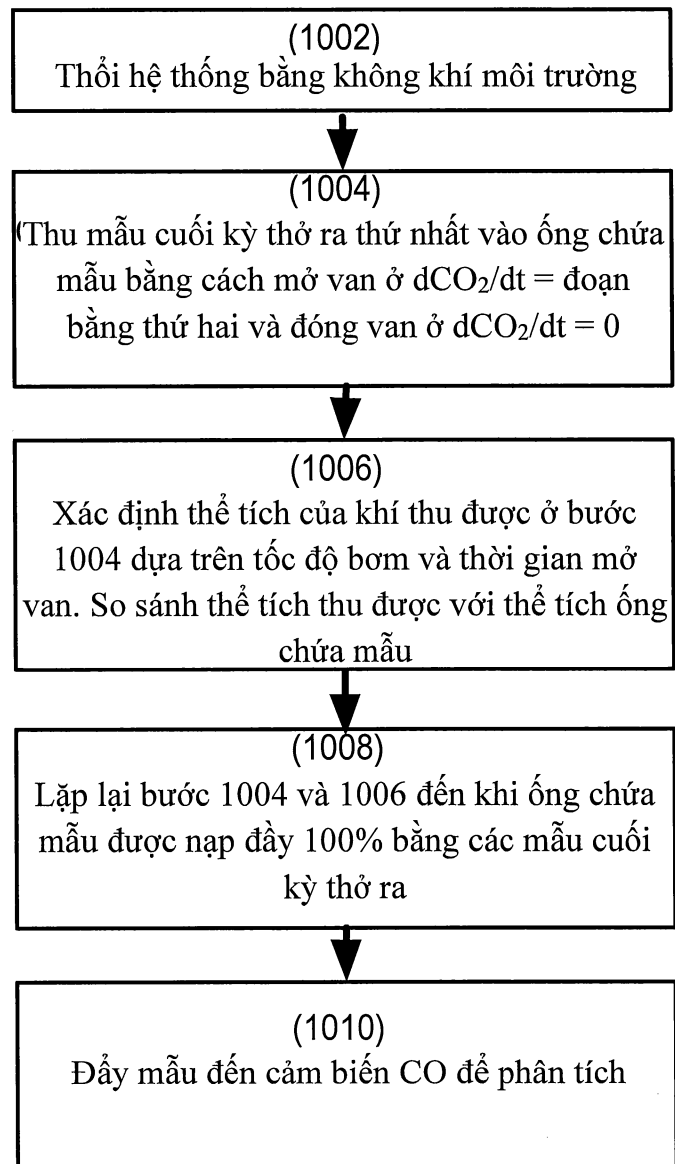


Fig.10B

1020

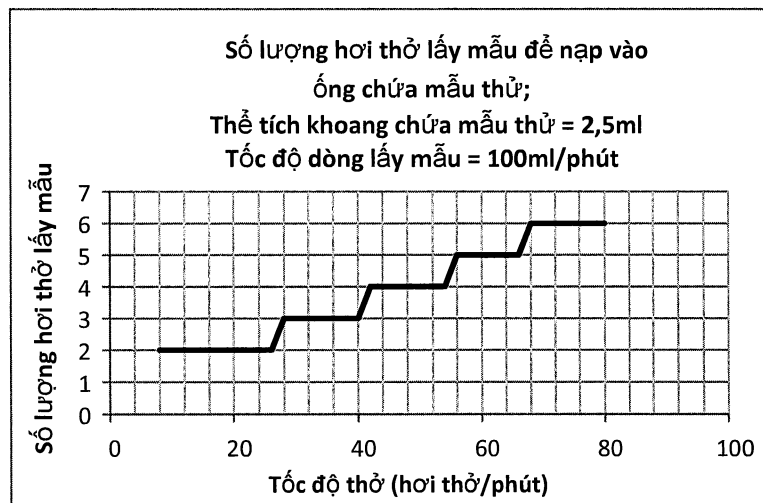


Fig.11A

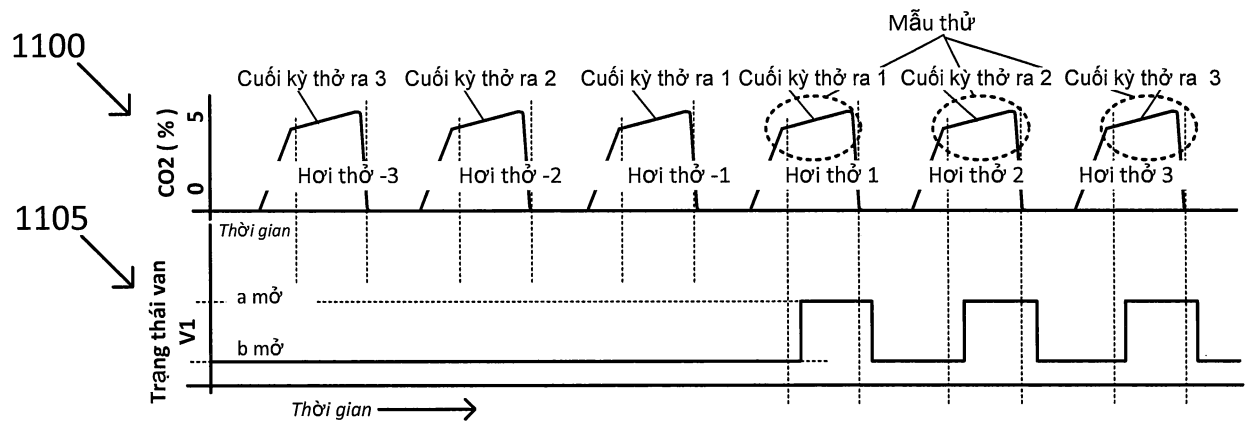


Fig.11B

1110

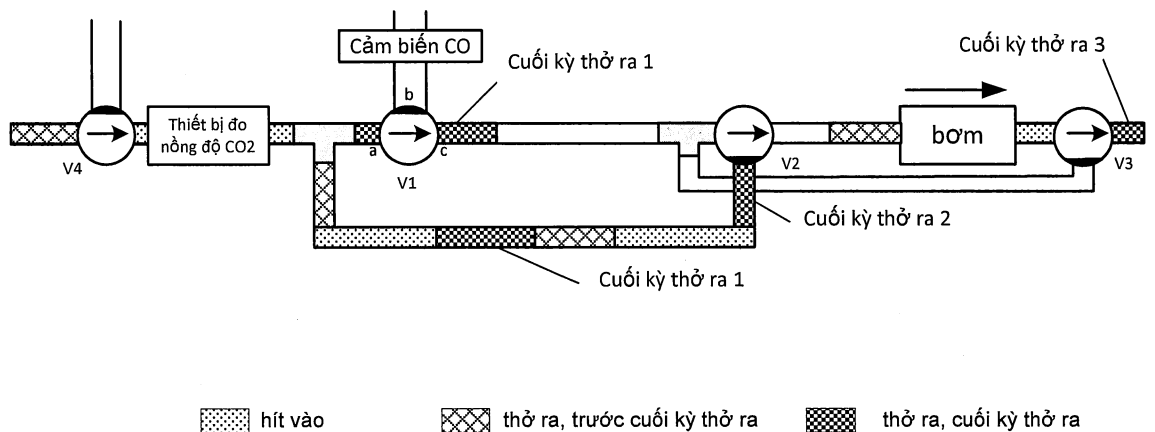


Fig.11C

1120

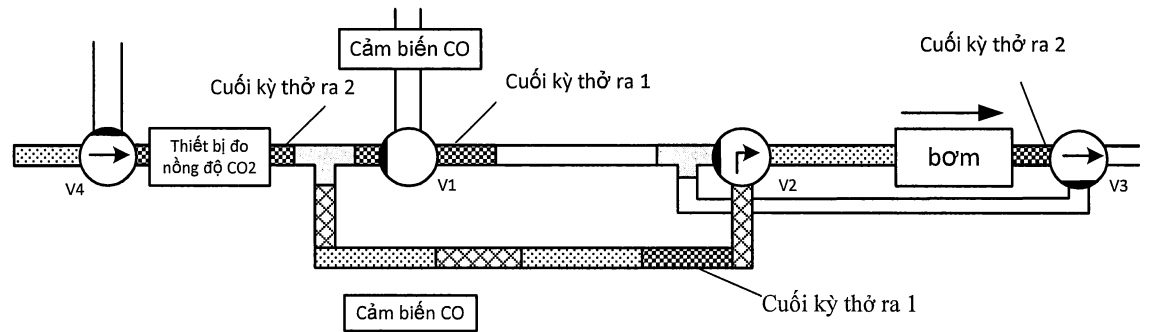


Fig.11D

1130

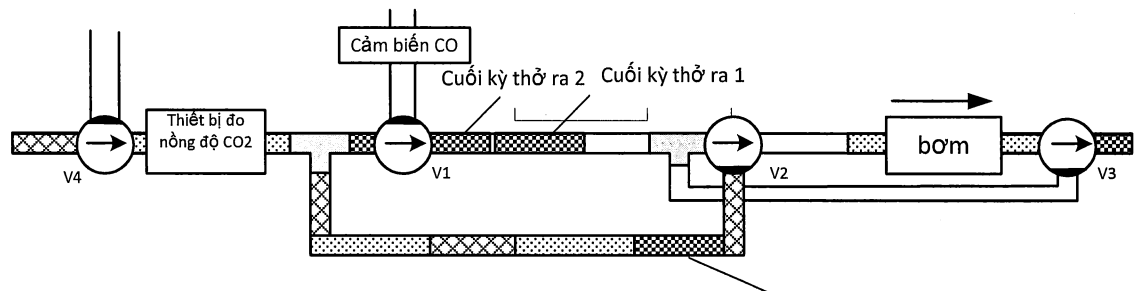


Fig.11E

1140

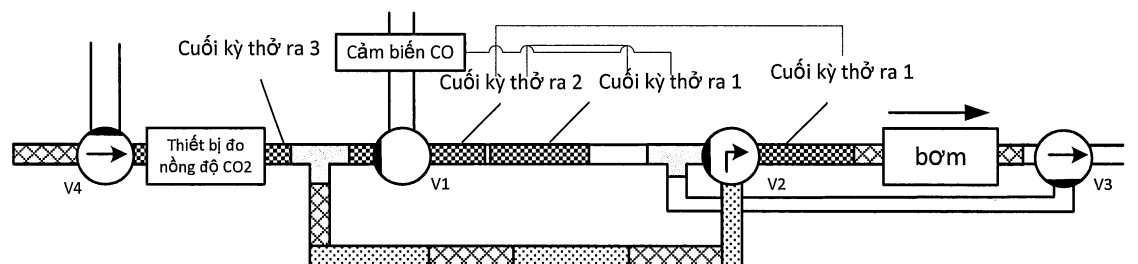


Fig.11F

1150

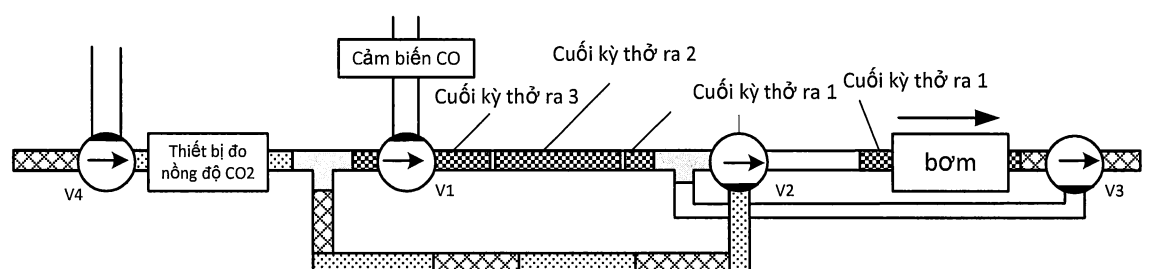


Fig.12A

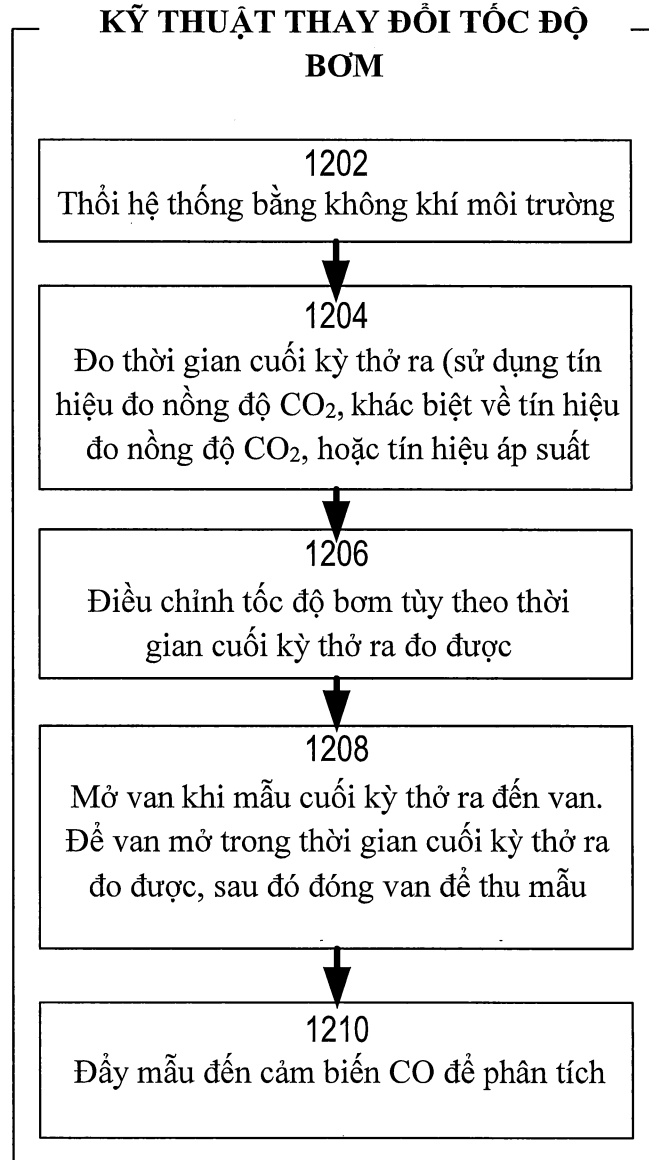
1200
↓

Fig.12B

1220

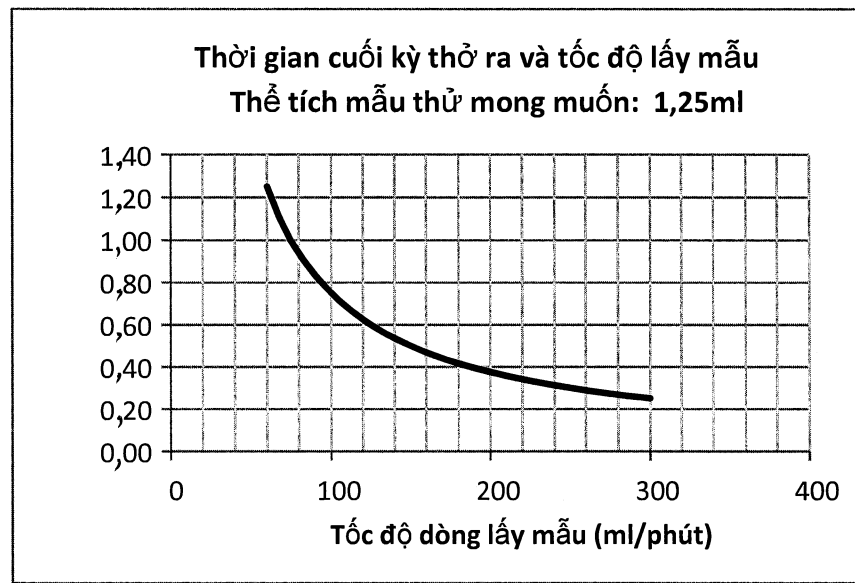
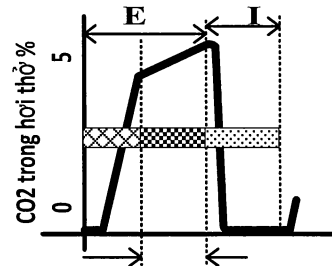


Fig.13A

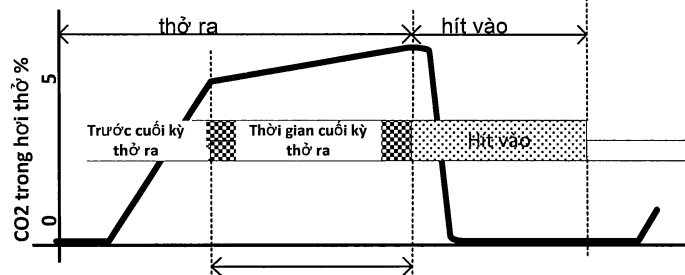
1300

Trường hợp A: tốc độ thở nhanh nhất

Thời gian thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra = thời gian cuối kỳ thở ra

Fig.13B

1310

Trường hợp B: tốc độ thở chậm nhất

Thời gian thu gom mẫu thử cuối kỳ thở ra = thời gian cuối kỳ thở ra

Fig.13C

1320

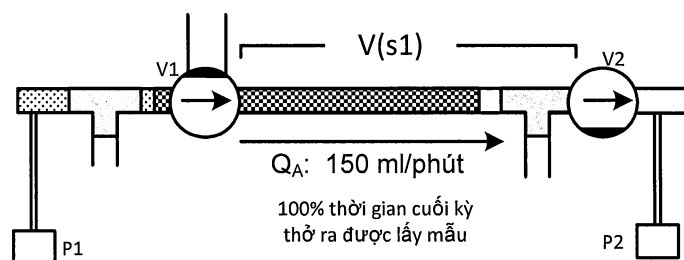
Trường hợp A: tốc độ thở nhanh nhất

Fig.13D

1330

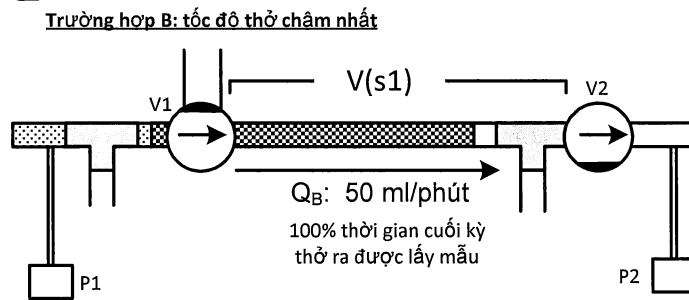


Fig.13E

1340

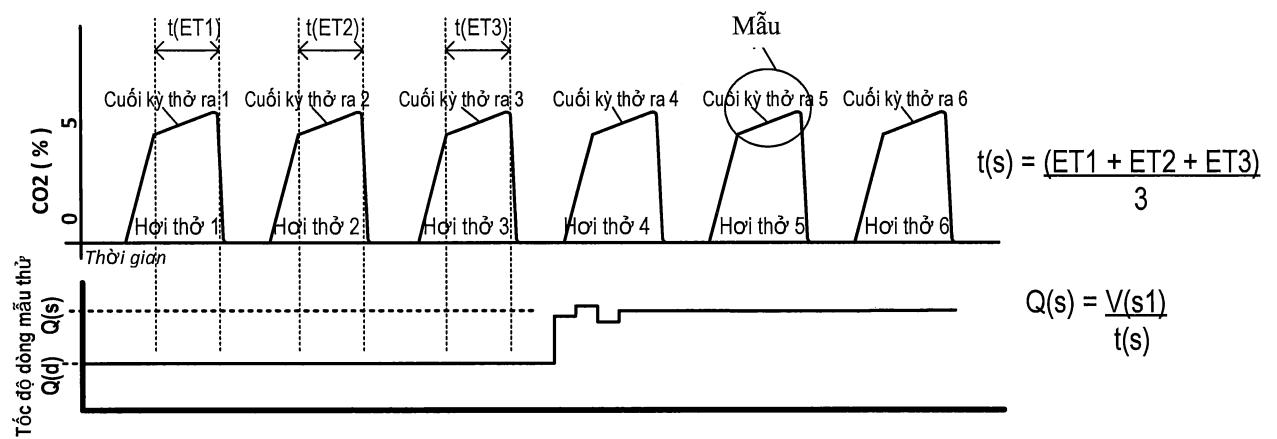


Fig.13F

1350

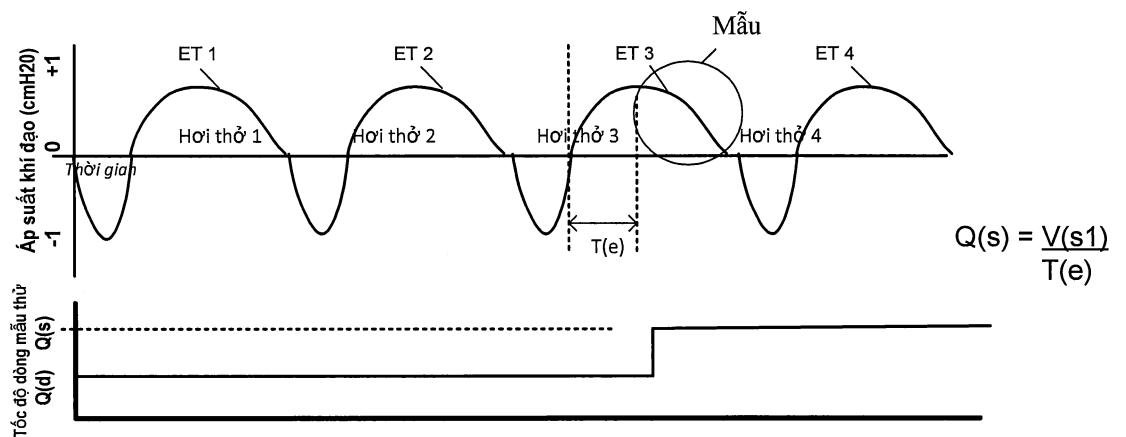


Fig.14A

1400

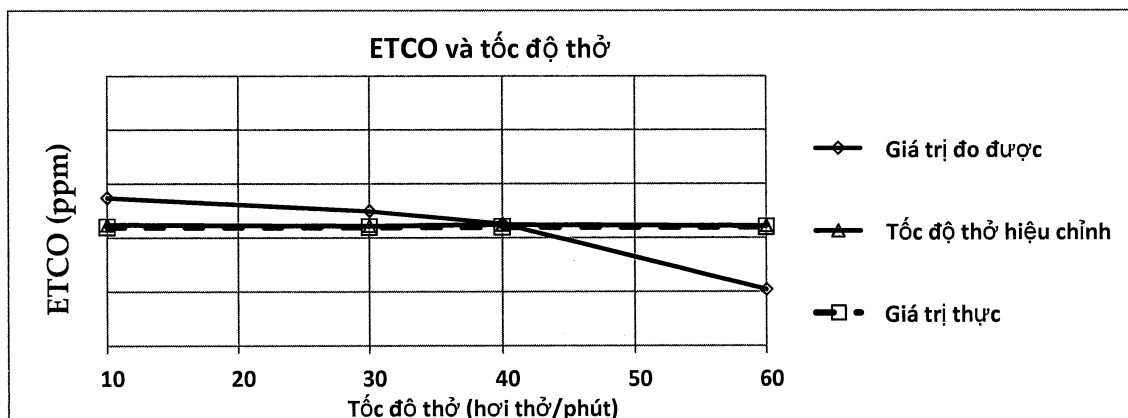


Fig.14B

1420

Các phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở tuyến tính	
Tốc độ thở (hơi thở/phút)	Phương trình
10 - 30	$y = -M1x + b1$
31 - 40	$y = -M2x + b2$
41 - 60	$y = -M3x + b3$
Các phương trình hệ số hiệu chỉnh tốc độ thở đại số	
Tốc độ thở (hơi thở/phút)	Phương trình
10 - 60	$y = -Ax^2 + Bx + C$
$y = \text{ETCO}$; $x = \text{tốc độ thở}$; $M = \text{Độ dốc}$; $b = \text{đoạn (mức dịch chuyển) của } y$; $A, B \& C = \text{hằng số phương trình đại số}$	

Fig.15A

1500

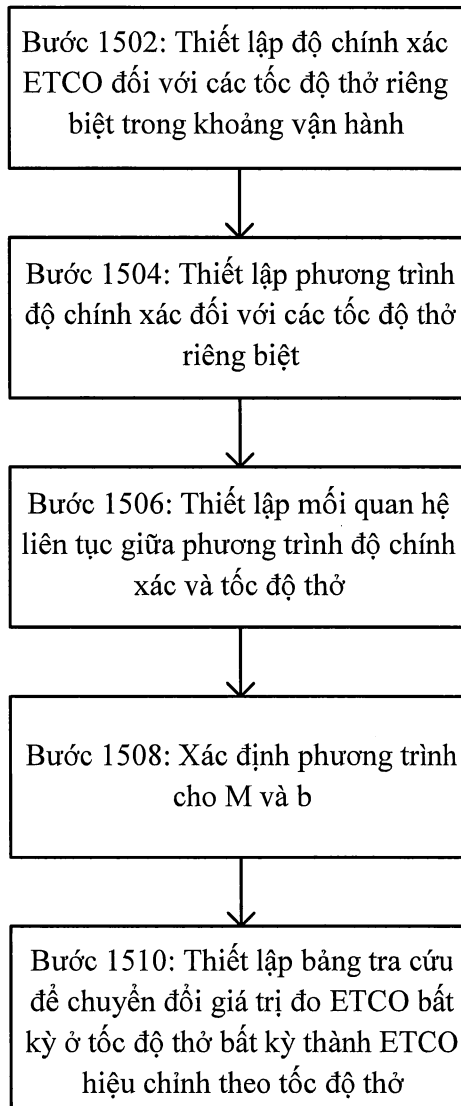


Fig.15B

1520

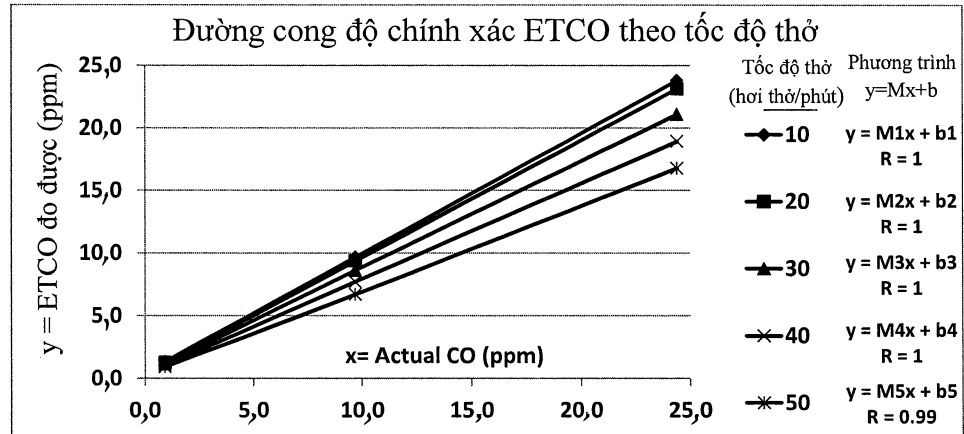


Fig.15C

1530

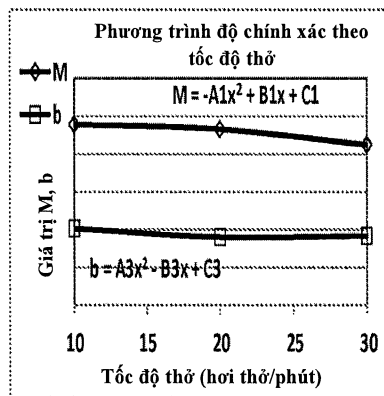


Fig.15D

1535

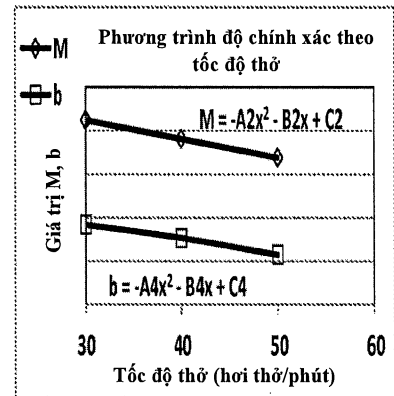


Fig.15E

1540

$y = Mx + b$;
 $y = \text{ETCO}_{(\text{đo được})}$, $M = \text{độ dốc}$
 $x = \text{ETCO}_{(\text{thực hoặc BR hiệu chỉnh})}$, $b = \text{đoạn hoặc mức dịch chuyển } y$.

$\text{ETCO}_{(\text{BR hiệu chỉnh})} = [\text{ETCO}_{(\text{đo được})} - b] / M$.
 (M và b được xác định từ các phương trình độ chính xác được lập bảng dưới đây)

Các phương trình hệ số bù tốc độ thở					
$M = Ax^2 + Bx + C$			$b = Ax^2 + Bx + C$		
M (độ dốc)			B (mức dịch chuyển)		
Tốc độ thở →	<31	>30	Tốc độ thở →	<31	>30
	A = A1	A = A2		A = A3	A = A4
	B = B1	B = B2		B = B3	B = B4
	C = C1	C = C2		C = C3	C = C4

Fig.16A

1600



Bước 1602: Xác định giới hạn
trên của khoảng vận hành tốc
độ thở để áp dụng lâm sàng



Bước 1604: Xác định thể tích
mẫu mong muốn
(thể tích cần để phân tích đủ và
đáng tin cậy)



Bước 1606: Xác định tốc độ
lấy mẫu khí
(tốc độ dòng theo thể tích của
bơm lấy mẫu)

Fig.16B

1620

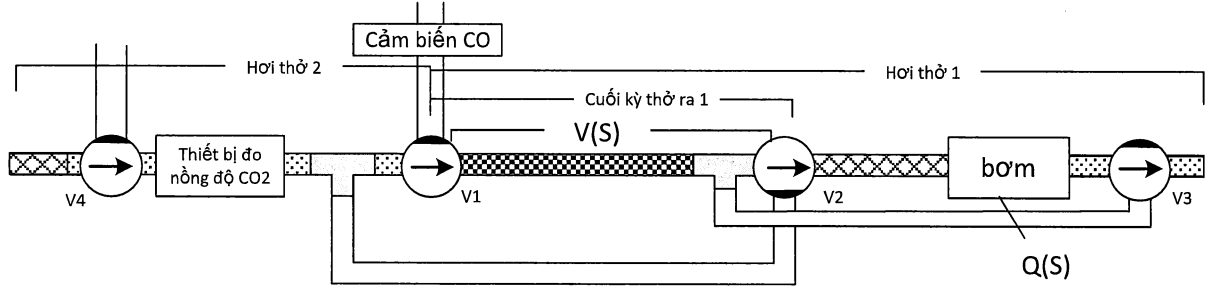
Hệ thống lấy mẫu ở tốc độ thở nhanh nhất

Fig.16C

1640

Hệ thống lấy mẫu ở tốc độ thở chậm

hơn tốc độ thở nhanh nhất

