

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成26年5月1日(2014.5.1)

【公表番号】特表2011-522620(P2011-522620A)

【公表日】平成23年8月4日(2011.8.4)

【年通号数】公開・登録公報2011-031

【出願番号】特願2011-512688(P2011-512688)

【国際特許分類】

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 M 16/00

A 6 1 M 16/00 3 4 3

A 6 1 M 16/00 3 4 5

【誤訳訂正書】

【提出日】平成26年3月10日(2014.3.10)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0 0 2 2

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0 0 2 2】

本開示の種々の実施形態は、1つ以上の呼吸パラメータおよび換気システムを適度な精度で駆動する少なくとも1つの非測定の入力信号を推定するためのシステムおよび方法を提供する。いくつかの実施形態においては、少なくとも1つの非測定の入力信号を、測定された入力信号（測定された圧力および測定された流量など）から導出し、呼吸パラメータを推定するために使用することができる。非測定の入力信号は、これらに限られるわけではないが、患者の努力および／もしくは患者の努力の導関数、換気システムの気体の漏れ（すなわち人工呼吸器を患者へと接続する管または患者インターフェイスにおいて生じる漏れ）、患者の気体の漏れ（例えば、患者の肺における漏れ）、ならびに／または流量および圧力の検出誤差であってもよい。呼吸パラメータとして、これらに限られるわけではないが、肺のコンプライアンス（ C_L ）、患者の抵抗（ R_p ）、および管のコンプライアンス（ C_T ）を挙げることができる。いくつかの場合には、呼吸パラメータおよび非測定の入力信号の両者の推定が同時である。いくつかの実施形態においては、非測定の入力信号が、患者の努力に強い相関を有しており、したがって後の人工呼吸器の動作において患者の努力の代理として使用することが可能である。他の実施形態においては、本発明の方法によって、呼吸パラメータを連続的にもたらすことができる。このように、患者の努力ならびに呼吸または換気システムのパラメータ（肺のコンプライアンス、患者の抵抗、漏れ、など）を割り出すことができる。

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0 0 2 6

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0 0 2 6】

特に、呼吸パラメータおよび患者の努力の導関数を、同じモデルへと入力することができる、その同じモデルから導出される相互依存式を使用して計算することができる。相互依存式のいくつかから計算された値は、他の相互依存式への入力として使用されるため、一般的に中間値と称することが可能である。本明細書において使用されるとき、「中間値」

という語句は、その最も広い意味にて、ある式から導出されて他の式への入力として使用される値を意味して使用される。本開示の検討にもとづき、さまざまな中間値を本発明の種々の実施形態に関して利用できることに、留意すべきである。

【誤訳訂正 3】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0027

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0027】

図1に目を向けると、本発明の種々の実施形態による換気システム1が示されている。換気システム1は、人工呼吸器10、適応計算モジュール20、グラフィカルユーザインターフェイス40、および比例/トリガ制御モジュール30を含む。人工呼吸器10は、測定された圧力65、測定された入口流70、および測定された出口流75をもたらすことができる当該技術分野において知られている任意の人工呼吸器であってもよい。適応計算モジュール20が、圧力65、入口流70、および出口流75を受け取り、推定による患者の努力55および推定による呼吸パラメータ60を計算する。患者の努力55は、患者の努力それ自体であっても、患者の努力に強く関連した何らかの信号であってもよい。患者の努力に相關する信号は、さらに詳しく後述される。呼吸パラメータ60は、さらに詳しく後述される種々のパラメータを含むことができる。一実施形態においては、適応計算モジュール20によって実行される計算が、先の中間値に依存して、更新された呼吸パラメータ60および患者の努力55の推定を発生させる適応的な性質であってもよい。いくつかの実施形態においては、そのような中間値が、図1に破線によって示されるとおり、患者の努力55および/または呼吸パラメータ60の推定を含むことができる。代案(図示せず)として、適応計算モジュール20によって使用される先の中間値が、特定可能ないずれの呼吸パラメータにも直接には対応しない複合パラメータであってもよい(例えば、さらに詳しく後述される共分散行列およびパラメータベクトルなど)。

【誤訳訂正 4】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0032

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0032】

人工呼吸器システム100の動作を記述するために、さまざまな式を使用することができる。例えば、質量保存の原理を使用し、種々の流量値(すなわち、 q_{AIR} 、 q_{O_2} 、 q_T 、 $q_{T\text{leak}}$ 、 q_P 、 $q_{P\text{leak}}$ 、 q_{LUNG} 、 q_I)を組み合わせ、以下の3つの式を得ることができる。

【数 4】

$$q_{LUNG} = q_p - q_{Pleak};$$

$$q_1 - q_p - q_E = 0; \text{ および}$$

$$q_{AIR} + q_{O_2} = q_1 + q_{Tleak} + q_T.$$

さらに、力の釣り合いの原理を使用して、圧力 p_Y 、 p_L 、および p_P 、ならびに流量 q_T および q_L を、以下の関係に組み合わせることができる。

【数 5】

$$p_Y = \frac{1}{C_T} \int q_T dt, \text{ または } \dot{p}_Y = \frac{1}{C_T} q_T; \text{ および}$$

$$p_P - p_L = \frac{1}{C_L} \int q_L dt, \text{ または } \dot{p}_L = \dot{p}_P - \frac{1}{C_L} q_L.$$

最後に、圧力と流量との間の関係を使用し、人工呼吸器システム 100 にもとづいて以下の式を導出することができる。

【数 6】

$$p_Y - p_L = R_P \cdot q_P.$$

人工呼吸器システム 100 から導出された上述の式を代数学によって操作し、行列の形態に書き直すことによって、図 2 の人工呼吸器システム 100 の動作の特徴を表わす以下のパラメータ化モデル 190 が生み出され、

【数 7】

$$\begin{bmatrix} \dot{p}_Y \\ \dot{p}_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{C_T R_P} & \frac{1}{C_T R_P} \\ \frac{1}{C_L R_P} & -\frac{1}{C_L R_P} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_Y \\ p_L \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{C_T} & \frac{1}{C_T} & -\frac{1}{C_T} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_{HR} \\ q_{O2} \\ q_E \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -\frac{1}{C_T} & 0 \\ 1 & 0 & -\frac{1}{C_T} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{p}_P \\ q_{Tleak} \\ q_{Pleak} \end{bmatrix},$$

ここで、

【数 8】

$$\dot{p}_Y$$

は、管の分岐部において測定された圧力の一次導関数であり、

【数 9】

$$\dot{p}_L$$

は、患者の肺の圧力の一次導関数であり、

【数 10】

$$\dot{p}_P$$

は、患者の努力の一次導関数であり、 C_T は、管のコンプライアンスを表わし、 C_L は、肺のコンプライアンスを表わす。利用される入口気体がより多数または少数である場合には、パラメータ化モデル 190 を、本発明の他の実施形態に従って種々の気体を考慮するように変更できることに、留意すべきである。