

【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】令和1年8月8日(2019.8.8)

【公表番号】特表2018-519083(P2018-519083A)

【公表日】平成30年7月19日(2018.7.19)

【年通号数】公開・登録公報2018-027

【出願番号】特願2017-567413(P2017-567413)

【国際特許分類】

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 M 16/00 3 0 5 A

【手続補正書】

【提出日】令和1年6月28日(2019.6.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の気道に呼吸ガスの流れを送出する圧補助システムであって、
前記呼吸ガスの流れを生成する圧力発生システムと、
患者インターフェースデバイスを含み、前記圧力発生システムに連結され、前記呼吸ガスの流れを運ぶ患者回路と、

前記患者回路内のガス流路内で前記患者回路に連結され、前記患者に近位の前記ガス流路内の気圧を示す気圧信号を生成する気圧センサと、

前記患者回路の空気抵抗による前記患者回路の圧力低下を補償するように、少なくとも前記気圧信号に基づいて、前記圧力発生システムによって生成される出口圧力を制御する制御システムと、

を含む、圧補助システム。

【請求項2】

前記圧力発生システムは、圧力発生ベースユニット内に設けられ、前記圧力発生ベースユニットは、前記圧力発生システムによって生成される総流量を示す流量信号を生成する流量センサ、及び、ベースユニット圧力信号を生成するベースユニット圧力センサを含み、前記制御システムは、前記患者回路の前記空気抵抗による前記患者回路の前記圧力低下を補償するように、前記気圧信号、前記流量信号及び前記ベースユニット圧力信号に基づいて前記出口圧力を制御する、請求項1に記載の圧補助システム。

【請求項3】

前記ベースユニット圧力センサは、ゲージ圧センサであり、前記ベースユニット圧力信号は、前記圧力発生システムによって生成されるゲージ圧を示すゲージ圧信号である、請求項2に記載の圧補助システム。

【請求項4】

前記流量信号は、 $Q_{M E A S U R E D}$ であり、前記気圧信号は、 $P_{B A R O M E T I C}$ であり、前記ゲージ圧信号は、 $P_{G A U G E}$ であり、前記制御システムは、 $Q_{M E A S U R E D}$ 、 $P_{B A R O M E T I C}$ 及び $P_{G A U G E}$ の関数として、前記出口圧力を決定する、請求項3に記載の圧補助システム。

【請求項5】

前記制御システムは、前記出口圧力($P_{o u t l e t}$)を、次の方程式： $P_{o u t l e t}$

$t = P_{p t s e t} + P_{d r o p c a l c}$ に従って決定し、前記方程式中、 $P_{p t s e t}$ は、所望の患者圧力設定点であり、 $P_{d r o p c a l c} = A * Q_{M E A S U R E D}^2 + B * Q_{M E A S U R E D}$ であり、 A 及び B は、 $Q_{M E A S U R E D}$ 、 $P_{B A R O M E T I C}$ 及び $P_{G A U G E}$ の複数の収集及び記憶された値を使用して導出される係数である、請求項 4 に記載の圧補助システム。

【請求項 6】

$P_{d i f f}$ は、 $P_{G A U G E}$ と $P_{B A R O M E T I C}$ との差であり、 前記 A 及び B は、 $Q_{M E A S U R E D}$ 、 $P_{B A R O M E T I C}$ 及び $P_{G A U G E}$ の前記複数の収集及び記憶された値を使用して $P_{d i f f} - Q_{M E A S U R E D}$ 曲線を生成し、前記 $P_{d i f f} - Q_{M E A S U R E D}$ 曲線の曲線適合から 前記 A 及び B を導出することによって、導出される、請求項 5 に記載の圧補助システム。

【請求項 7】

前記曲線適合は、最小二乗推定による曲線適合である、請求項 6 に記載の圧補助システム。

【請求項 8】

コントローラが、前記 A 及び B を定期的に更新する、請求項 6 に記載の圧補助システム。

【請求項 9】

前記気圧センサは、前記患者インターフェースデバイスに直接接続される、請求項 1 に記載の圧補助システム。

【請求項 10】

前記圧力発生システムは、圧力発生ベースユニット内に設けられ、前記圧補助システムは更に、前記圧力発生ベースユニット内及び前記圧力発生ベースユニットのガス流路内に設けられる第 2 の気圧センサを含み、前記第 2 の気圧センサは、前記圧力発生ベースユニット内の気圧を示す第 2 の気圧信号を生成し、前記制御システムは、前記患者回路の空気抵抗による前記患者回路の圧力低下を補償するように、少なくとも前記気圧信号及び前記第 2 の気圧信号に基づいて、前記圧力発生システムによって生成される前記出口圧力を制御する、請求項 1 に記載の圧補助システム。

【請求項 11】

患者の気道に呼吸ガスの流れを送出する圧補助システムを制御する方法であって、前記圧補助システムは、前記呼吸ガスの流れを生成する圧力発生システムと、前記患者の気道に前記呼吸ガスの流れを送出する患者インターフェースデバイスを含む患者回路と、を含み、前記方法は、

前記患者に近位の前記患者回路のガス流路内の気圧を決定するステップと、

前記患者回路の空気抵抗による前記患者回路の圧力低下を補償するように、少なくとも前記気圧に基づいて、前記圧力発生システムの出口圧力を制御するステップと、

を含む、方法。

【請求項 12】

気圧を決定する前記ステップは、前記ガス流路内に設けられる気圧センサを使用して、前記気圧を示す気圧信号を生成するステップを含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記圧力発生システムは、圧力発生ベースユニット内に設けられ、前記圧力発生ベースユニットは、流量センサを含み、前記方法は、前記圧力発生システムによって生成される総流量を示す流量信号を生成するステップを含み、前記圧力発生ベースユニットは、ベースユニット圧力センサを含み、前記方法は、ベースユニット圧力信号を生成するステップを含み、制御する前記ステップは、前記患者回路の前記空気抵抗による前記患者回路の前記圧力低下を補償するように、前記気圧信号、前記流量信号及び前記ベースユニット圧力信号に基づいて、前記出口圧力を制御するステップを含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記ベースユニット圧力センサは、ゲージ圧センサであり、前記ベースユニット圧力信

号は、前記圧力発生システムによって生成されるゲージ圧を示すゲージ圧信号である、請求項1_3に記載の方法。

【請求項1_5】

前記流量信号は、 $Q_{M E A S U R E D}$ であり、前記気圧信号は、 $P_{B A R O M E T I C}$ であり、前記ゲージ圧信号は、 $P_{G A U G E}$ であり、制御する前記ステップは、 $Q_{M E A S U R E D}$ 、 $P_{B A R O M E T I C}$ 及び $P_{G A U G E}$ の関数として、前記出口圧力を決定するステップを含む、請求項1_4に記載の方法。