

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4607869号
(P4607869)

(45) 発行日 平成23年1月5日(2011.1.5)

(24) 登録日 平成22年10月15日(2010.10.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 M 16/00 320 A

請求項の数 21 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-517178 (P2006-517178)
 (86) (22) 出願日 平成16年6月4日 (2004.6.4)
 (65) 公表番号 特表2006-527635 (P2006-527635A)
 (43) 公表日 平成18年12月7日 (2006.12.7)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2004/017703
 (87) 國際公開番号 WO2005/000805
 (87) 國際公開日 平成17年1月6日 (2005.1.6)
 審査請求日 平成19年2月9日 (2007.2.9)
 (31) 優先権主張番号 10/464,126
 (32) 優先日 平成15年6月18日 (2003.6.18)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 594032322
 ニューヨーク・ユニバーシティ
 New York University
 アメリカ合衆国 10012 ニューヨーク、ニューヨーク、ワシントン・スクエア
 ・サウス 70
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (72) 発明者 ラポポート、デイビッド エム.
 アメリカ合衆国 10011 ニューヨーク州 ニューヨーク ウエスト セブンティーンス 街 214

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】治療用気道陽圧を用いた改善された睡眠疾患治療のためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

睡眠疾患を治療するためのシステムであって、
 患者の気道に加圧気流を供給する気流生成器と、
 前記気流生成器に接続されて、前記気流生成器によって前記気流が生成される際の供給圧を制御する処理装置とを備え、
 前記処理装置は前記供給圧を連続的に調節して、患者の気道の所定部分内の圧力をほぼ一定に維持し、

前記供給圧は下記式に従って決定され、

$$P_A = C_p + R_{AB} * F_s + R_{BC} * F_p$$

上記式中、

P_A は前記気流生成器によって供給される供給圧であり、

C_p は気道の狭窄可能部分に加えられるべき圧力であり、

R_{AB} は気道の第1部分内の抵抗であり、

F_s は各時点における当該システムを通じての合計流量の値であり、

R_{BC} は気道の第2部分内の抵抗であり、

F_p は患者の呼吸の瞬間流量の値であることを特徴とするシステム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムであって、

患者の気道の前記所定部分は患者の上部気道の狭窄可能部分を含み、前記処理装置は前

10

20

記供給圧を制御して、患者の気道の前記狭窄可能部分内の圧力を所定値に維持することを特徴とするシステム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記所定値は、それ以下では前記狭窄可能部分が潰れる組織圧と少なくとも同じ大きさであることを特徴とするシステム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記所定部分内の圧力を、全吸気段階および全呼吸サイクルのいずれか一方を通じてほぼ一定に維持することを特徴とするシステム。

【請求項 5】

請求項 2 に記載のシステムであって、患者の口および鼻の少なくとも一方の上に配置されるマスクと、10

前記気流生成器からの気流を前記マスクに供給するチューブと
を更に備えることを特徴とするシステム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載のシステムであって、患者が吐出したガスを入来する気流から逸らせて
吐出ガスの再吸入を防止する換気装置を更に備えることを特徴とするシステム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載のシステムであって、前記換気装置は、換気チューブを有するリークポートとおよび再吸入防止弁の少なくとも一方を含むことを特徴とするシステム。

【請求項 8】

請求項 5 に記載のシステムであって、_____

前記第 1 部分は、(i) 前記気流生成器と、(ii) 患者の鼻および口のいずれか一方との間に位置し、20

前記第 2 部分は、(i) 患者の鼻および口のいずれか一方と、(ii) 前記所定部分との間に位置することを特徴とするシステム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のシステムであって、

前記チューブ内の空気流量の第 1 の値を測定し、測定したデータを前記処理装置に供給する第 1 センサーを更に備えることを特徴とするシステム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のシステムであって、

前記マスクおよび前記気流生成器のいずれか一方の中の第 1 圧力を測定し、測定データを前記処理装置に供給する第 2 センサーを更に備えることを特徴とするシステム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載のシステムであって、

R_{AB} の値は、前記気流生成器が気流を供給しており、かつ前記マスクが大気に開放されているときに決定されるとともに、値 R_{AB} は前記第 1 の値および前記第 1 圧力の関数として決定されることを特徴とするシステム。

【請求項 12】

睡眠疾患を治療するためのシステムの制御方法であって、40

気流生成器が、患者の気道に供給するための加圧気流を生成する工程と、

処理装置が、患者の気道の所定部分内の圧力をほぼ一定に維持するように、前記気流の供給圧を制御する工程と

を備え、

処理装置が、前記供給圧を下記式に従って決定する工程を更に備え、

$$P_A = C_p + R_{AB} * F_S + R_{BC} * F_P$$

上記式中、

P_A は前記気流生成器によって供給される供給圧であり、

C_p は気道の狭窄可能部分に加えられるべき圧力であり、

R_{AB} は気道の第 1 部分内の抵抗であり、

50

F_s は各時点におけるシステムを通じての合計流量の値であり、

R_{B_C} は気道の第 2 部分内の抵抗であり、

F_p は患者の呼吸の瞬間流量の値であることを特徴とする方法。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の方法であって、

患者の気道の前記所定部分はその狭窄可能部分を含み、前記供給圧は前記狭窄可能部分内の圧力を所定値に維持するように制御されることを特徴とする方法。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の方法であって、前記所定値は、それ以下では前記狭窄可能部分が潰れる組織圧と少なくとも同じ大きさであることを特徴とする方法。

10

【請求項 1 5】

請求項 1 3 に記載の方法であって、前記供給圧は前記所定部分内の圧力を全吸気段階および完全呼吸サイクルのいずれか一方を通じてほぼ一定に維持するように制御されることを特徴とする方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 3 に記載の方法であって、

気流生成器が、前記気流を生成させる工程と、

患者の鼻および口の少なくとも一方の上に位置するマスクにチューブを介して前記気流を供給する工程と

を更に備えることを特徴とする方法。

20

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の方法であって、患者が吐出したガスを同患者が再吸入することを防止するために、換気装置によって患者が吐出したガスを入来する気流から逸らせる工程を更に備えることを特徴とする方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 6 に記載の方法であって、

第 1 センサーが前記チューブ内の空気流量の第 1 の値を測定する工程と、

測定したデータを前記処理装置に供給する工程と

を更に備えることを特徴とする方法。

30

【請求項 1 9】

請求項 1 8 に記載の方法であって、

第 2 センサーが前記気流生成器および前記マスクのいずれか一方の中の第 1 圧力を測定する工程と、

測定データを前記処理装置に供給する工程と

を更に備えることを特徴とする方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載の方法であって、

前記気流生成器が加圧気流を供給しており、かつ前記マスクが大気に開放されているときに、 R_{A_B} の値を前記第 1 の値および前記第 1 圧力の関数として決定する工程を更に備えることを特徴とする方法。

40

【請求項 2 1】

睡眠疾患の治療のためのシステムであって、

加圧気流を生成する気流生成器と、

前記加圧気流を患者の気道に供給するために患者の口および鼻の少なくとも一方の上に配置されるマスクと、

前記気流生成器からの前記気流を前記マスクに供給するチューブと、

前記気流生成器に接続されて、前記気流が前記気流生成器によって生成される際の供給圧を制御する処理装置とを備え、

前記処理装置は前記供給圧を連続的に調節して、患者の上部気道の狭窄可能部分内の圧力をほぼ一定に保ち、前記圧力はそれ以下では前記狭窄可能部分が潰れる組織圧と少なく

50

とも同じ大きさであり、

前記供給圧は下記式に従って決定され、

$$P_A = C_p + R_{AB} * F_s + R_{BC} * F_p$$

上記式中、

P_A は前記気流生成器によって供給される供給圧であり、

C_p は気道の狭窄可能部分に加えられるべき圧力であり、

R_{AB} は気道の第1部分内の抵抗であり、

F_s は各時点における当該システムを通じての合計流量の値であり、

R_{BC} は気道の第2部分内の抵抗であり、

F_p は患者の呼吸の瞬間流量の値であり、

前記第1部分は(i)前記気流生成器と(ii)患者の鼻および口のいずれか一方との間に位置し、

前記第2部分は(i)患者の鼻および口のいずれか一方と(ii)前記所定部分との間に位置することを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、治療用気道陽圧を用いた改善された睡眠疾患治療のためのシステムと方法に関する。

【背景技術】

【0002】

閉塞性睡眠時無呼吸 / 呼吸低下症候群 (OSAHS) は、成人の 1 ~ 5 % もが罹患しているよく知られた疾患である。OSAHS は、昼間における過度の眠気の最も一般的な原因の一つである。OSAHS は、肥満男性に最もよく起こり、睡眠疾患クリニックへ照会する最も頻繁な理由の一つである。

【0003】

OSAHS は、患者の上部気道の解剖学的または機能的な狭窄を有するあらゆる状態と関連しており、睡眠中に生じる上部気道の間欠的な閉塞を特徴とする。この閉塞は、連続呼吸運動にもかかわらず、空気流の全欠 (無呼吸) から、減少した空気流 (呼吸低下、大きい上部気道抵抗の発生、およびいびき) を伴うかまたは伴わない著しい閉塞までの範囲の呼吸障害を生じる。この症候群の病的状態は、呼吸閉塞事象および睡眠からの覚醒に伴う、血中における酸素の低下や過剰な炭酸、徐脈、および、睡眠の中止に起因する。

【0004】

OSAHS の病態生理は完全に解明されていない。しかしながら、睡眠中の上部気道の閉塞は、いくぶんかは、吸気運動によって発生する負の管腔内圧力の間において、呼吸気道における声門上部部分の狭窄挙動が原因であることは現在よく知られている。従って、睡眠中のヒトの上部気道は、流量が駆動 (吸気) 圧力に関係なく固定値に制限されるという特性によって定義されるスターリングレジスタ (Starling resistor) として動作する。そのとき、部分的または完全な気道の狭窄 (collapse) は、睡眠開始の特徴であり OSAHS において過剰となる気道音の喪失と共に起こり得る。

【0005】

1981 年以来、睡眠中に装着する密着鼻マスクによって加えられる気道陽圧 (PAP) は、この疾患の最も有効な治療法として発展しており、現在は治療の標準である。非侵襲性の治療形態が利用可能となることにより、睡眠無呼吸 / 呼吸低下は広く知られるようになり、気管切開の恐れのために以前は既成の医療を避けていたかもしれない多くの患者が現れてきている。(例えば、加える鼻圧を最小にすることによって) システムの快適さを増大することは、治療に対する患者の柔順性の改善をめざした研究の主要な目的である。

【0006】

PAP 治療は、閉塞性睡眠無呼吸 / 呼吸低下、上部気道抵抗症候群、いびき、睡眠によ

10

20

30

40

50

り誘導される上部気道の狭窄の過剰な増大、および、上部気道の部分の不適切な狭窄が気流に対する著しい非生理的閉塞を生じるすべての状態を含む閉塞性睡眠時不規則呼吸（OSDB）における治療の主力となっている。この狭窄は一般に、気道の狭窄可能部分の圧力が大気圧以下に（より正確には、患者の上部気道内の臨界位置において周囲壁内の「組織圧」よりも低く）なったときはいつでも生じる。PAP治療は、気道の狭窄可能部分における圧力を常に臨界「組織圧」またはそれ以上に維持することに関する。従来のCPAPにおいては、このことは全呼吸系における気道圧をこの臨界圧よりも高いレベルに上げることによって達成される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

従来のPAP治療は、鼻に単一の連続的な圧力を供給するか、そのような連続的な圧力を供給するとともに、そのような圧力が必要でないと思われるとき（例えば呼気動作の間）には圧力を下げるかのいずれかであった。連続PAP（CPAP）は一般に、気道の狭窄を防ぐのに必要な最大圧と少なくとも同じ大きさの一定圧力を供給する。望ましい治療結果を生じる最低の（そしておそらくは最も快適な）圧力を達成する試みにおいて、圧力プロファイルを提供し変更したPAP治療もある。

【0008】

例えば、バイレベルPAPとして知られている方法は、CPAPに対する周知の変更である。バイレベルPAPにおいては、第1の一定圧力が吸気圧として設定され、第2のより低い一定圧力が呼気動作の間に加えられるように設定される。第2圧力の選択は、本来、上部気道の狭窄は主として吸気動作の間に生じ、狭窄は吸気動作の間に発生した気道陰圧がなければ発生しないか、またはほとんど発生しないという仮定に基づいていた。しかしながら、バイレベルPAPは、第2呼気圧が、気道の狭窄を防ぐために単一圧力CPAPに対して選択されたであろうレベルまたはそのレベルの近傍に設定される必要がある場合、閉塞性睡眠無呼吸にはほとんど利点がないことが知られている。バイレベルPAPは現在一般に、この陽圧モードの意図されない副次的な効果（即ち、吸気圧と呼気圧との差が大きいときに生じる得る補助換気）の恩恵に浴する患者に限定される。しかしながら、以下に述べるように、呼吸の補助を必要としない患者は、これらのシステムが吸入圧と吐出圧を変えることによって患者の呼吸に反応し、従って予測どおり呼気動作の始めに必要な圧力を供給しないので、患者が望む量の空気を吸い込むことが困難であることに気づき得る。

20

【0009】

PAPのもう一つの変更例は、例えば米国特許No. 6,105,575の中に述べられている。このPAPシステムは、任意の瞬間ににおいて、（1）心臓の前負荷と後負荷を低減する機能と（2）気道の狭窄を防ぐ機能の少なくとも一つを実行するために、呼吸サイクルの少なくとも一部分の間、最小限の十分な圧力を患者に供給する。気道の狭窄を防ぐように動作する場合、最小限の十分な圧力は、気道の狭窄を防ぐのに必要な圧力と呼吸運動に打ち勝つのに必要な圧力との和によって決まる。呼吸圧力に打ち勝つためのこの要求は、バイレベルPAPと同様に、呼吸不全症がない場合には閉塞性睡眠時不規則呼吸を治療するために必要ではない補助呼吸をシステムに行わせる。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

患者の気道の特定領域において一定に保たれるように設定されている治療気道陽圧を供給する方法およびシステムが述べられている。本システムは気流生成器および処理装置を含むことができる。気流生成器は患者の気道に気流を供給する。処理装置は気流生成器に接続されて、前記気流が前記気流生成器によって生成される際の供給圧を制御する。

40

【0011】

処理装置は供給圧を連続的に調節して、患者の気道の所定部分内の圧力をほぼ一定に維持する。患者の気道の前記所定部分は患者の上部気道の狭窄可能部分を含む。処理装置は

50

また、前記供給圧を制御して、患者の気道の狭窄可能部分内の圧力を、それ以下では前記狭窄可能部分が潰れる組織圧と少なくとも同じ大きさに維持する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本明細書に含まれ、本仕様書の一部を構成する添付図面は、本発明のいくつかの実施態様を示し、本記述と共に、本発明の例を説明するのに役立つ。

図1は本発明によるシステム1の典型的な実施態様を示す。システム1はマスク20を含み得る。このマスク20はチューブ21を介して接続されて気流生成器22からの空気を受け取る。マスク20は、患者の鼻および口の少なくともいずれかを覆うことができる。チューブ21には従来の流量圧力センサー23が接続され、流量圧力センサー23はチューブ21内の空気流量と圧力の双方を検出する。空気流量および圧力に対応する信号が、処理のための処理装置24に供給される。処理装置24は、従来の流量制御装置25に信号を出力して、フローチューブ21に加えられる圧力を制御する。気流生成器22として採用することができるある種の気流生成器に対して、処理装置24は、別個の流量制御装置25を操作することによって気流生成器22からの空気流量を制御する代わりに、気流生成器22を直接制御することはできる。10

【0013】

システム1はまた従来の換気装置28を備えており、この換気装置28は、換気チューブを有するリークポートまたは再吸入防止弁の形態のものとすることができます。換気装置28は、患者が吐出したガスを入来空気から逸らせて、吐出ガスの再吸入を防止する。

【0014】

図2aは、気流生成器22から患者の肺に至るシステム1内の気流通路の図を示す。より詳細には、気流通路は、図2aと図2bに示すように、4つの論理的部分AB, BC, CD, およびDEに分けることができる。最初に、気流通路の部分ABは気流生成器22から患者の鼻の入口へ続いている。チューブ21とマスク20とを含む。気流生成器22によって部分ABの前端に圧力PAが加えられる。

【0015】

部分BCおよび部分CDは、患者の鼻から下部気道へ続く患者の上部気道からなる。詳細には、部分BCは、患者の鼻から骨質の支持を有する気道の領域の末端へ続いている（即ち、鼻咽頭を通って硬口蓋の端へ続いている）。部分CDは、（例えば、軟口蓋の高さまたはその近くにある）支持されていない気道の起点から、咽頭への入口などの非狭窄可能気道（即ち、部分DE）の再開点へと続いている。部分BCは上部気道の非狭窄可能部分であり、一方、部分CDは上部気道の狭窄可能部分である。部分CDの動作は一般にOSAHSの原因であると思われている。最後に、部分DEは患者の下部気道であり、上部気道の末端（即ち、咽頭）と患者の肺胞との間に位置する。

【0016】

補助呼吸を行う（即ち、呼吸運動に打ち勝つ）ために圧力を調節するいくつかの従来のPAPシステムとは異なり、システム1は、図4cおよび図5cに示すように、部分CDにおける圧力CPをほぼ一定に維持して、出来るだけ患者の呼吸を補助または妨害しないように意図されている。CPを適切に選択することによって、呼吸運動についての付加的な影響を生じることなく気道の狭窄を防止することができる。部分CD内の望ましい圧力は個々の患者の状態に基づいて決定される。部分CD内の圧力CPを維持するために、（図5aに示すように）圧力PAを調節して、部分ABおよび部分BCに沿った圧力の損失を補償する必要がある。部分ABおよび部分BCは、吸気動作中においては流れの上流に位置するために部分CDに先行し、呼気動作中においては流れの下流に位置するためにその間に発生した圧力を増大させる。例えば、圧力PAを調節して、図4aに示すように、チューブ21およびマスク20の少なくともいずれかの固有抵抗による吸気動作中における部分AB内の圧力損失を補償することができる。例えば、吸気動作の間、圧力PAはそれがマスク20に達するまで低減される（図5b参照）。圧力PAを更に調節して、部分BC内の圧力損失を、図4bに示すように補償することができる。部分DE内の圧力損失

10

20

30

40

50

に対して調節は必要ない(図4d参照)。

【0017】

この圧力損失の値は、各部分を通じて抵抗と流量とによって決定される。この値は、正(例えば、図3aに示すように吸気動作の間)または負(例えば、図3bに示すように呼気動作の間)である。圧力 C_p は、(例えば、実験室的監視下で滴定(titration)を実行する技師によって)手動で、または(例えば、自動化された自己滴定技術(self-titrating technique)によって)自動的に調節することができる。

【0018】

圧力 P_A は以下の典型的な式に従って連続的に決定することができる。

$$P_A = C_p + R_{AB} * F_s + R_{BC} * F_p$$

10

上記式中、

P_A は気流生成器22によって加えられる圧力、

C_p は部分CDに加えられるべき圧力として目標とされる一定圧力、

R_{AB} は部分AB内の抵抗(これはシステムを通る気流の各速度における部分AB内の圧力損失を決定する)、

R_{BC} は部分BC内の抵抗(これは部分BC内の気流の各速度における部分BC内の圧力損失を決定する)、

F_p は患者による空気の瞬間流量(即ち、患者の呼吸の各時点において鼻に入出する実際の流量(これは、呼吸と呼吸との間はゼロであり、吸気動作中にわたって上昇し、その後ゼロに下がり、呼気動作の間は負になる)であり、これに対して患者の口を通しての漏れが原因で生じる任意の流量を追加しなければならない。)

20

F_s は圧力発生器22を発して、チューブ21を通って患者へ流れる空気の瞬間流量(即ち、各時点でのチューブの入口における実際の流量)である。この流量は患者の呼吸の流量(これは、呼吸と呼吸との間はゼロであり、吸気動作の間にわたって上昇し、それからゼロに下がり、呼気動作の間は負になる)からなり、これに対してシステムを通して連続的に漏れる空気流量(意図的なリークポートを通しての流量と、マスク20が患者の顔に取り付けられているところで生じる可変的な漏れと、患者の口からの漏れとの合計で構成される)を追加しなければならない。

【0019】

任意の気流回路に対する抵抗(または圧力損失率) R_{AB} は、システム1を較正するために特定の流量 X を使用した場合に生じる圧力 P_A の測定に基づいて決定することができる。この較正は、大気に開放された部分ABの末端と、気流生成器22によって加えられる既知(または一定または可変)の流量とによって行うことができる。好ましくは、この加えられる流量は、患者がマスク20をつけた場合に生じる漏洩量(例えば、301/min)にほぼ等しくあるべきである。例えば、抵抗 R_{AB} を規定するこの関係は P_A に対する F_s のほぼ一定な比であり得る。種々のチューブおよびマスクがそれぞれチューブ21およびマスク20として使用されるので、 R_{AB} は異なる可能性があることは当業者にとって明らかである。 R_{AB} 値の決定は、患者に部分ABが取り付けられていない間に、気流生成器22からの流量が全可能流量範囲(例えば、0~501/min)にわたって体系的に変更される較正段階を必要とし得る。あるいは、 R_{AB} 値は、特定の部分AB(例えば、既知のチューブ/マスク組合せ)に対する圧力/流量関係に対する予め計算されたデータの表から得ることができる。

30

【0020】

上部気道の狭窄可能部分CDの上流に位置する患者の気道の部分BC内の圧力損失に対する R_{BC} とその結果生じる補正值とを患者の外での測定から直接決定するのは更に困難である。通常の患者においては、上部気道の抵抗は、(鼻測定法による直接測定を用いる)公表データから、約0.1~0.2cmH₂O/リットル/秒の流量であることが知られている。

40

【0021】

直接的な患者データがない場合には、患者が鼻の病気を持っていない場合には、一定の

50

$R_{B\ C}$ 値（例えば、約 $0.1 \text{ cmH}_2\text{O}$ / リットル / 秒）を仮定することができる。病歴または患者の診察によって、鼻における抵抗の増加を生じると予想される鼻の既知の病変がある場合には、より高い値を仮定することができる。患者の鼻測定がシステム 1 の使用の前に行われる場合には、得られた値を圧力損失値 $R_{B\ C}$ として使用することができる。

【0022】

$R_{B\ C}$ および $R_{A\ B}$ が推定または決定されると、 $R_{A\ B}$ に F_S を乗算し、 $R_{B\ C}$ に F_P を乗算し、これらの値を合計する。この結果は、部分 A B および部分 B C の中の圧力の損失または追加を定期的に補償するために絶えず更新される。 F_S の値は気流生成器 2 2 を出る測定流量であり、 F_P （患者の瞬時流量）の値に患者の口を通る漏れを加えた値は、多数の呼吸サイクルにわたって気流生成器 2 2 を退出する測定された流れの流量値を平均し、気流生成器 2 2 からの瞬時流量値からこの平均値を減算することによって決定することができる。この計算は結果として患者の瞬時流量を生じる。これは、患者の吸入量と吐出量とは等しくなければならないので、多数の呼吸サイクルにわたる患者の流量の重み付き時間平均はゼロでなければならないからである。従って、気流生成器 2 2 からの平均システム流量のいずれの非ゼロ値も、患者の呼吸流量の一部ではない漏れが原因であるはずである。この平均システム流量を全流量から引くと、残ったものが瞬時患者流量（その平均値は時間がたてばゼロになる）である。

【0023】

上記のように、システム 1 は、吸入と吐出との間において患者の肺に異なる圧力を供給することによって患者の呼吸を意図的にまたは意図せずに援助するシステムに伴う問題を回避する。特に、これらのシステムは、患者に彼らが必要とするよりも多い空気を吸入させることがあり、それにより患者が要求された追加の空気を供給するためのシステム援助による後続の呼吸においてより少ない空気を吸い込むという反応を引き起こす。そのとき、本システムは吸入圧および吐出圧を変えることによって反応することができ、場合によつては決して安定することがない一連のシステム調整および患者反応が開始される。気道の狭窄可能部分内の圧力をほぼ一定に維持することによって、患者は呼吸補助を受けることがなく、これらの問題に遭遇することはない。圧力変動は気道の狭窄可能部分の上方のみに生じ、肺そのものに達するようには下方へは広がらない。従って、本システムは、患者の通常の呼吸動作を補助する圧力を加えたり、患者の呼吸動作を患者がその上部気道の病気を有さずマスクなしで呼吸する場合に示すであろう呼吸動作以下に低下させたりすることはない。

【0024】

本発明の精神または範囲から逸脱することなしに、本発明の構成および方法論に種々の変更を行うことはできるることは当業者にとって明らかである。従って、本発明は、本発明の変更を、それが特許請求の範囲とその同等物の範囲内にあるという条件で含むことが意図されている。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図 1】本発明によるシステムの典型的な実施態様を示す図。

【図 2 a】図 1 に示すシステムにおける概略気流通路を示す図。

【図 2 b】図 1 に示すシステムにおける概略気流通路を示す図。

【図 3 a】吸気動作の間加えられる気道陽圧の間の圧力傾斜のグラフを示す図。

【図 3 b】呼気動作の間加えられる気道陽圧の間の圧力傾斜のグラフを示す図。

【図 4 a】本発明によるシステムの使用の間の複数の気道部分における気流 / 圧力関係のグラフを示す図。

【図 4 b】本発明によるシステムの使用の間の複数の気道部分における気流 / 圧力関係のグラフを示す図。

【図 4 c】本発明によるシステムの使用の間の複数の気道部分における気流 / 圧力関係のグラフを示す図。

【図 5 a】気流通路の特定の点における気流のグラフを示す図。

10

20

30

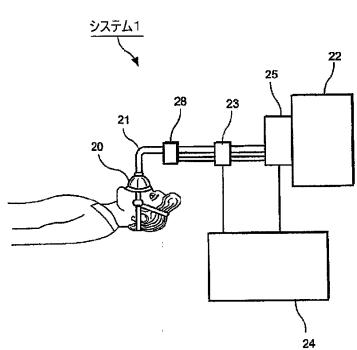
40

50

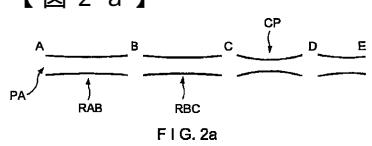
【図 5 b】気流通路の特定の点における気流のグラフを示す図。

【図 5 c】気流通路の特定の点における気流のグラフを示す図。

【図 1】



【図 2 a】



【図 2 b】

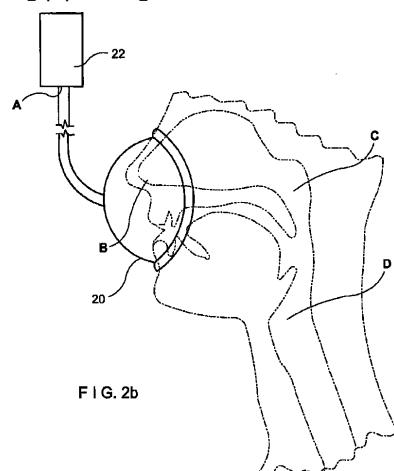
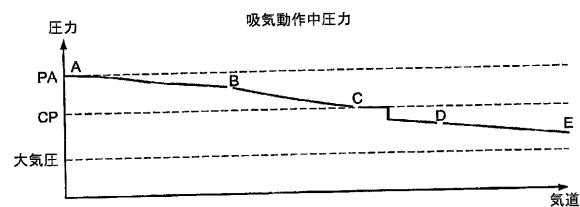
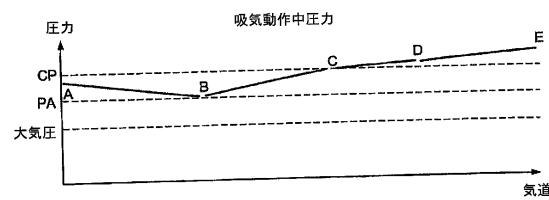


FIG. 2b

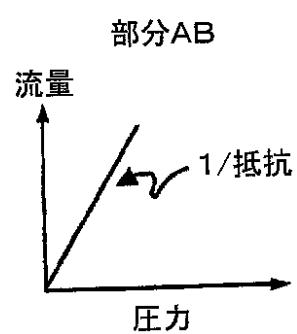
【図 3 a】



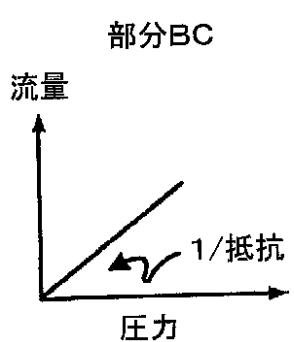
【図 3 b】



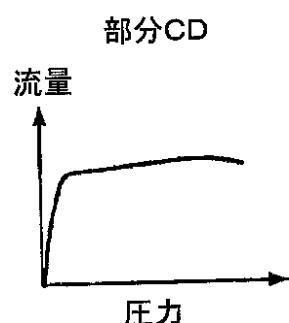
【図 4 a】



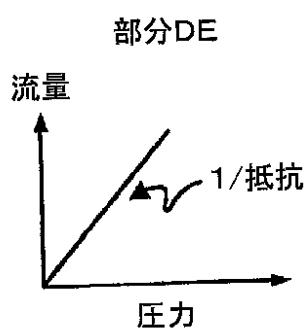
【図 4 b】



【図 4 c】



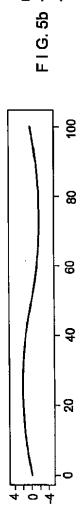
【図4d】



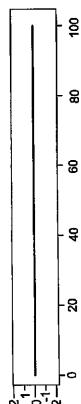
【図5a】



【図5b】



【図5c】



フロントページの続き

審査官 見目 省二

(56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0096173(US, A1)
仏国特許出願公開第02663547(FR, A1)
特表平07-504826(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 16/00