(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3540814号
(P3540814)
(45)発行日　平成16年7月7日(2004.7.7)　(24)登録日　平成16年4月2日(2004.4.2)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61M 16/00　A61M 16/00　315

請求項の数 68　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願平6-507863
(86)(22)出願日　平成5年9月17日(1993.9.17)
(65)公表番号　特表平8-503863
(43)公表日　平成8年4月30日(1996.4.30)
(86)国際出願番号　PCT/FR1993/000902
(87)国際公開番号　WO1994/006499
(87)国際公開日　平成6年3月31日(1994.3.31)
審査請求日　平成12年9月12日(2000.9.12)
(31)優先権主張番号　92/11131
(32)優先日　平成4年9月18日(1992.9.18)
(33)優先権主張国　フランス(FR)

(73)特許権者
マリンクロット　デベロップモン　フランス
フランス国　レ　ジュリ　９１９７５　クールタブッフ　セデックス，エルペー８５１，バッティモン　シグマ，アブニュ　ドゥ　カナダ　３，パルク　ダフェール　テクノポリ
(74)代理人
弁理士　山本　秀策
(72)発明者　ブルドン，ギ
フランス国　エフ―９１３７０　ベリエール―ル―ビュイソン，ルート　デュ　ビュア　６

最終頁に続く

(54)【発明の名称】呼吸補助装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

実質的に一定の吸気圧の下に吸気を行うタイプの呼吸補助装置であって、該装置は、加圧された吸気フローソース（11）に接続されている吸気ブランチ（３）と、吸気期中は閉鎖されるように制御される呼気弁（V_E）が設けられている呼気ブランチ（４）とを有する患者回路（１）を備えており、また、患者の呼吸活動を検出する少なくとも１つのセンサ（18、19）に接続されている電子制御装置（12）と、吸気期においては該吸気フローソース（11）と該患者回路の該吸気ブランチ（３）との間の連絡を確立し、かつ呼気期においてはこの連絡を少なくとも部分的に分断する配給手段（V_I）と、を備えている装置であって、該配給手段（V_I）が該電子制御装置（12）により制御され、該患者が呼気期に備えていることを該センサが検出するとき、該電子制御装置（12）が該連絡の分断を制御することを特徴とし、かつ、該呼気弁（V_E）が該吸気フローソース（11）の動作状態とは実質的に独立して所定の呼気圧を決定するように、該電子制御装置（12）が該呼気弁（V_E）もまた少なくとも間接的に制御することを特徴とする、装置。

【請求項２】

前記吸気圧を前記呼気期中に維持するよう適合された制御ゲート弁（VC_I）を備える、請求項１に記載の装置。

【請求項３】

前記加圧されたソースを調節して、前記吸気期中および前記呼気期中に、実質的に等しい圧力を与えるように、制御ゲート弁（VC_I）が適合されている、請求項１に記載の装置。

【請求項４】
実質的に一定の吸気圧の下に吸気を提供するよう適合された患者のための呼吸補助装置であって、以下：
加圧された吸気フローソース（11）の排気口に接続されている吸気ブランチ（３）と、呼気ブランチ（４）とを有する患者回路（１）；
該患者の呼吸活動を検出するよう適合された少なくとも１つのセンサに接続されている、電子制御装置（12）；
配給要素（V_I）であって、該配給要素は、該患者による吸気期においては該加圧されたソース（11）と該吸気ブランチ（３）との間の連絡を確立するように、該電子制御装置（12）により制御され、そして該患者が呼気をまもなく開始するときには該連絡を少なくとも部分的に分断する手段を有する、配給要素（V_I）；および
該吸気ブランチ内の呼気弁（V_E）であって、該吸気弁（V_E）は、該電子制御装置（12）により、該吸気期中は閉鎖されるように制御され、そして該呼気期中は、該加圧されたソース（11）の動作状態とは実質的に独立して所定の呼気圧を決定する手段を有する、呼気弁（V_E）、
を備えている装置。
【請求項５】
前記吸気フローソースがモータータービングループ（11）であることを特徴とする、請求項４に記載の装置。
【請求項６】
前記配給要素が空気力学的に制御される吸気弁（V_I）および制御吸気口（41）を備えており、該制御吸気口（41）が、前記呼気期中は前記加圧されたソース（11）の前記排気口に、そして前記吸気期中は、弁（V_I）の下流側の吸気ガスパスへと接続されているダクト（43）に選択的に接続されることを特徴とする、請求項４に記載の装置。
【請求項７】
前記呼気期中は、前記制御吸気口（41）が前記吸気ブランチ（３）に接続される、請求項６に記載の装置。
【請求項８】
前記呼気期中は前記加圧されたソース（11）と前記患者回路（１）との間の漏れを補償するように前記配給要素（V_I）が適合されている、請求項４に記載の装置。
【請求項９】
前記配給要素（V_I）がループ（53、54）によってバイパスされており、該ループが絞り（52）を有し、該絞りの下流において、補助ゲート弁（V_R）をも有し、該補助ゲート弁が、前記吸気期中は閉鎖し、そして該呼気中は、該ループ（53、54）内および該絞り（52）の下流に前記所定の呼気圧（PEP）に近い圧力を維持するように制御される、請求項４に記載の装置。
【請求項１０】
電子制御装置（12）が、前記呼気弁（V_E）の制御吸気口（６）と、低圧ソース（９）との間の接続部（７、VC_1）を起動させて、該呼気弁（V_E）を空気力学的に制御する、請求項４に記載の装置。
【請求項１１】
前記接続部が、前記呼気弁（V_E）の制御回路（７）にゲート（VC_1）を備え、該ゲートが、前記呼気期中に前記呼気弁の前記制御吸気口（６）を前記低圧ソース（９）に接続するように、電子制御装置（12）によって制御される、請求項10に記載の装置。
【請求項１２】
前記呼気弁（V_E）の前記制御吸気口（６）を、前記加圧されたフローソース（11）と、前記低圧ソース（14）とに選択的に接続する、３路ゲート弁（VC_1）を前記ゲートが備える、請求項11に記載の装置。
【請求項１３】
前記低圧ソースが、排気ノズル（17）と第２のフローソース（16）の排気口との間にリン

クを備える、請求項10に記載の装置。
【請求項１４】
前記第２のフローソースがコンプレッサ（16）を備える、請求項13に記載の装置。
【請求項１５】
前記第２のフローソースが、前記加圧されたソース（11）とリンクしている装置（15）を備える、請求項13に記載の装置。
【請求項１６】
前記所定の呼気圧が調節可能であり、少なくとも大気圧と等しい値を示し得る、請求項４に記載の装置。
【請求項１７】
前記患者回路の圧力が前記患者の呼気期の終了時において低下するときに、電子制御装置（12）が前記呼気弁（V_E）の閉鎖を制御する、請求項４に記載の装置。
【請求項１８】
時間の経過に関して前記患者回路内の圧力の変動に前記電子制御装置（12）が応答する、請求項17に記載の装置。
【請求項１９】
前記患者回路の前記吸気ブランチ（３）における圧力（Ｐ）および流量（Ｄ）を測定するためのセンサ（18、19）と、吸気されたガスの容積を示す変数を決定する装置とを備える、請求項４に記載の装置。
【請求項２０】
所定の期間の間、前記吸気ブランチ（３）において、前記センサ（18、19）により読み出された前記流量が最大値を保っている場合の、接続切れ警報のための起動装置を備える、請求項19に記載の装置。
【請求項２１】
実質的に一定の圧力の下に吸気を行うタイプの患者のための呼吸補助装置であって、以下：
加圧された吸気フローソース（11）に接続されている吸気ブランチ（３）と、呼気ブランチ（４）とを有する、患者回路（１）；
該患者の呼吸活動を検出するよう適合された少なくとも１つのセンサ（18、19）に接続されている、電子制御装置（12）；
配給要素（V_I）であって、該配給要素は、該電子制御装置（12）により制御され、吸気期においては、該吸気フローソース（11）と該患者回路の該吸気ブランチ（３）との間の連絡を確立し、そして該患者が呼気期に備えているときには、該連絡を少なくとも部分的に分断する、配給要素（V_I）；および
該吸気ブランチ内に備えられた呼気弁（V_E）であって、該吸気弁（V_E）は、少なくとも間接的に、該電子制御装置（12）により、該吸気期中は閉鎖されるように、そして該呼気期中は、該吸気フローソース（11）の動作状態とは実質的に独立して所定の呼気圧を決定するように、制御される、呼気弁（V_E）、
を備え、ここで、
該配給要素が、空気力学的に制御された吸気弁および制御吸気口を備えており、該制御吸気口が、該呼気期中は該吸気フローソースの排気口に、そして該吸気期中は該配給要素（V_I）から下流側の吸気ガスパスに接続されたダクトに選択的に接続される、装置。
【請求項２２】
前記吸気フローソースがモータータービングループである、請求項21に記載の装置。
【請求項２３】
前記電子制御装置（12）が、前記吸気フローソースを、前記呼気期中、圧力送達作動状態に維持するように作動可能な、吸気フローソースを制御する、請求項21に記載の装置。
【請求項２４】
前記吸気期中および前記呼気期中に、実質的に等しい排気口圧力を与えるように前記吸気フローソースを調節するための制御ゲート弁（VC_1）をさらに備える、請求項21に記載の

装置。
【請求項２５】
吸気期中は、前記制御吸気口（41）が、前記吸入弁（V_I）と前記患者回路（１）との間のガスパスに接続される、請求項21に記載の装置。
【請求項２６】
前記呼気期中は前記吸気フローソース（11）と前記患者回路（１）との間の漏れを補償するように前記配給要素が適合されている、請求項21に記載の装置。
【請求項２７】
前記配給要素（V_I）は、絞り（52）が設置されたガスパス（53）によってバイパスされており、該絞りの下流において、補助ゲート弁（V_R）が設けられており、該補助ゲート弁が、前記吸気期中は閉鎖し、そして前記呼気中は、該ガスパス内および該絞り（52）の下流に前記所定の呼気圧（PEP）に近い圧力を維持するように適合されている、請求項21に記載の装置。
【請求項２８】
前記呼気弁（V_E）が空気力学的に制御され、そして、該呼気弁（V_E）を制御するために、前記電子制御装置（12）が、該呼気弁（V_E）の制御吸気口（６）と、低圧ソース（９、15）との間の接続部（７、VC_1）の起動装置を制御する、請求項21に記載の装置。
【請求項２９】
前記接続部が、前記呼気弁（V_E）の制御回路（７）にゲート（VC_1）を備え、そして前記患者が呼気を行っているときには前記呼気弁の前記制御吸気口（６）を前記低圧ソース（９）に接続するように、前記電子制御装置（12）によって制御される、請求項28に記載の装置。
【請求項３０】
前記呼気弁（V_E）の前記制御吸気口（６）を、前記加圧されたフローソース（11）と、前記低圧ソース（９）とに選択的に接続する、３路ゲート弁（VC_1）を前記ゲートが備える、請求項29に記載の装置。
【請求項３１】
前記低圧ソースが、排気ノズル（17）と第２のフローソース（16）の排気口との間にリンク（14）を備える、請求項28に記載の装置。
【請求項３２】
前記第２のフローソースがコンプレッサ（16）を備える、請求項31に記載の装置。
【請求項３３】
前記第２のフローソースが、前記吸気フローソース（11）とリンクしている装置（15）を備える、請求項31に記載の装置。
【請求項３４】
前記所定の呼気圧が調節可能であり、少なくとも大気圧と等しい値を採り得る、請求項21に記載の装置。
【請求項３５】
前記患者回路の圧力が前記呼気期の終了時において低下するときに、前記電子制御装置（12）が前記呼気弁（V_E）の閉鎖を制御する、請求項21に記載の装置。
【請求項３６】
時間の経過に関して前記患者回路内の圧力の変動に前記電子制御装置（12）が応答する、請求項35に記載の装置。
【請求項３７】
前記患者回路の前記吸気ブランチ（３）における圧力（Ｐ）および流量（Ｄ）を測定するためのセンサ（18、19）、および吸気されたガスの容積を示す変数を決定するための計算部を備える、請求項21に記載の装置。
【請求項３８】
所定の期間の間、前記吸気ブランチ（３）において前記センサ（18、19）により読み出された前記流量が最大値を保っている場合に、接続切れ警報を始動させるための起動装置の

ための手段を有する、請求項21に記載の装置。
【請求項３９】
実質的に一定の圧力の下に吸気を行うタイプの患者のための呼吸補助装置であって、以下：
加圧された吸気フローソース（11）に接続されている吸気ブランチ（３）と、呼気ブランチ（４）とを有する、患者回路（１）；
該患者の呼吸活動を検出するよう適合された少なくとも１つのセンサ（18、19）に接続されている、電子制御装置（12）；
配給要素（V_I）であって、該配給要素は、吸気期においては、該吸気フローソース（11）と該患者回路の該吸気ブランチ（３）との間の連絡を確立し、そして該患者が呼気をまもなく開始するときには、この連絡を少なくとも部分的に分断するように、該電子制御装置により制御される、配給要素（V_I）；および
該吸気ブランチ内に備えられた呼気弁（V_E）であって、該吸気弁（V_E）は、少なくとも間接的に、該電子制御装置により、該吸気期中は閉鎖されるように、そして該呼気期中は、該吸気フローソース（11）の動作状態とは実質的に独立して所定の呼気圧を決定するように、制御される、呼気弁（V_E）、
を備え、ここで、
該配給要素がループ（53、54）によってバイパスされており、該ループが絞り（52）を有し、該絞りの下流において、補助ゲート弁（V_R）を有し、該補助ゲート弁が、該吸気期中は閉鎖し、そして該呼気中は、該ループ内および該絞り（52）の下流に該所定の呼気圧（PEP）に近い圧力を維持するように適合される、装置。
【請求項４０】
前記吸気フローソースがモーターターピングループである、請求項39に記載の装置。
【請求項４１】
前記吸気フローソースを、前記呼気期中、圧力送達作動状態に維持するように作動可能な、吸気フローソース制御手段を備える、請求項39に記載の装置。
【請求項４２】
前記吸気期中および前記呼気期中に、実質的に等しい排気口圧力を与えるように前記吸気フローソースを調節するための制御ゲート弁（VC_1）をさらに備える、請求項39に記載の装置。
【請求項４３】
前記呼気期中は前記吸気フローソース（11）と前記患者回路（１）との間の漏れを補償するように前記配給要素が適合されている、請求項39に記載の装置。
【請求項４４】
前記呼気弁（V_E）が空気力学的に制御され、そして、該呼気弁（V_E）を制御するために、前記電子制御装置（12）が、該呼気弁（V_E）の制御吸気口（６）と、低圧ソース（９）との間の接続部（７、VC_1）の起動装置を制御する、請求項39に記載の装置。
【請求項４５】
前記接続部が、前記呼気弁（V_E）の制御回路（７）にゲート（VC_1）を備え、そして前記患者が呼気を行っているときには該呼気弁の前記制御吸気口（６）を前記低圧ソース（９）に接続するように、前記電子制御装置（12）によって制御される、請求項44に記載の装置。
【請求項４６】
前記呼気弁（V_E）の前記制御吸気口（６）を、前記加圧されたフローソース（11）と、前記低圧ソース（14）とに選択的に接続する、３路ゲート弁（VC_1）をゲートが備える、請求項45に記載の装置。
【請求項４７】
前記低圧ソースが、排気ノズル（17）と第２のフローソース（16）の排気口との間にリンク（14）を備える、請求項39に記載の装置。
【請求項４８】

前記第２のフローソースがコンプレッサ（16）を備える、請求項47に記載の装置。
【請求項４９】
前記第２のフローソースが、前記吸気フローソース（11）とリンクしている装置（15）を備える、請求項47に記載の装置。
【請求項５０】
前記所定の呼気圧が調節可能であり、少なくとも大気圧と等しい値を採り得る、請求項39に記載の装置。
【請求項５１】
前記患者回路の圧力が前記呼気期の終了時において低下するときに、前記電子制御装置（12）が前記呼気弁（V_E）の閉鎖を制御する、請求項39に記載の装置。
【請求項５２】
時間の経過に関して前記患者回路内の圧力の変動に前記電子制御装置（12）が応答する、請求項51に記載の装置。
【請求項５３】
前記患者回路の前記吸気ブランチ（３）における圧力（Ｐ）および流量（Ｄ）を測定するためのセンサ（18、19）と、吸気されたガスの容積を示す変数を計算する手段とを備える、請求項39に記載の装置。
【請求項５４】
所定の期間の間、前記吸気ブランチ（３）において、前記センサ（18、19）により読み出された前記流量が最大値を保っている場合に、接続切れ警報を始動させるための起動装置用の手段を有する、請求項39に記載の装置。
【請求項５５】
実質的に一定の圧力の下に吸気を行うタイプの患者のための呼吸補助装置であって、以下：
加圧された吸気フローソース（11）に接続されている吸気ブランチ（３）と、呼気ブランチ（４）とを有する、患者回路（１）；
該患者の呼吸活動を検出するよう適合された少なくとも１つのセンサ（18、19）に接続されている、電子制御装置（12）；
配給要素（V_I）であって、該配給要素は、該電子制御装置により制御され、吸う気期においては、該吸気フローソース（11）と該患者回路の該吸気ブランチ（３）との間の連絡を確立し、そして該患者が呼気をまもなく開始するときには、この連絡を少なくとも部分的に分断する、配給要素（V_I）；および
空気力学的に制御される呼気弁（V_E）であって、該吸気弁（V_E）は、該吸気ブランチ内に取り付けられ、そして少なくとも間接的に、該電子制御装置により、該吸気期中は閉鎖されるように、そして該呼気期中は、該吸気フローソース（11）の動作状態とは実質的に独立して所定の呼気圧を決定するように、制御される、呼気弁（V_E）、
を備え、ここで、
該呼気弁（V_E）を制御するために、該電子制御装置が、該呼気弁（V_E）の制御回路（７）に備えられた３路ゲート弁（VC_1）を制御して、該呼気弁の制御吸気口（６）を、該患者が呼気を行っているときには低圧ソース（14）に、そして該患者が吸気を行っているときには該加圧されたフローソース（11）に接続する、装置。
【請求項５６】
前記吸気フローソースがモータータービングループである、請求項55に記載の装置。
【請求項５７】
前記吸気フローソースを、前記呼気期中、圧力送達作動状態に維持するように作動可能な、吸気フローソース制御手段を備える、請求項55に記載の装置。
【請求項５８】
前記吸気期中および前記呼気期中に、実質的に等しい排気口圧力を与えるように前記吸気フローソースを調節するための制御ゲート弁（VC_1）をさらに備える、請求項55に記載の装置。

【請求項５９】
前記呼気期中は前記吸気フローソース（11）と前記患者回路（１）との間の漏れを補償するように前記配給要素が適合されている、請求項55に記載の装置。
【請求項６０】
前記配給手段（V_I）は、絞り（52）が設置されたガスパス（53）によってバイパスされており、該絞りの下流において、補助ゲート弁（V_R）を有し、該補助ゲート弁が、前記吸気期中は閉鎖し、そして前記呼気中は、該ガスパス内および該絞り（52）の下流に前記所定の呼気圧（PEP）に近い圧力を維持するように適合される、請求項55に記載の装置。
【請求項６１】
前記低圧ソースが、排気ノズル（17）と第２のフローソース（16）の排気口との間にリンク（14）を備える、請求項55に記載の装置。
【請求項６２】
前記第２のフローソースがコンプレッサ（16）を備える、請求項61に記載の装置。
【請求項６３】
前記第２のフローソースが、前記吸気フローソース（11）とリンクしている装置（15）を備える、請求項61に記載の装置。
【請求項６４】
前記所定の呼気圧が調節可能であり、少なくとも大気圧と等しい値を採り得る、請求項55に記載の装置。
【請求項６５】
前記患者回路の圧力が前記患者の呼気期の終了時において低下するときに、前記電子制御装置（12）が前記呼気弁（V_E）の閉鎖を制御する、請求項55に記載の装置。
【請求項６６】
時間の経過に関して前記患者回路内の圧力の変動に前記電子制御装置（12）が応答する、請求項65に記載の装置。
【請求項６７】
前記患者回路の前記吸気ブランチ（３）における圧力（Ｐ）および流量（Ｄ）を測定するためのセンサ（18、19）と、吸気されたガスの容積を示す変数を決定する計算部とを備える、請求項55に記載の装置。
【請求項６８】
所定の期間の間、前記吸気ブランチ（３）において、前記センサ（18、19）により読み出された前記流量が最大値を保っている場合に、接続切れ警報を始動させるための起動装置を有する、請求項55に記載の装置。
【発明の詳細な説明】
本発明は、「換気装置」（ventilation device）または「換気器」（ventilator）とも呼ばれている呼吸補助装置に関する。
吸気補助を通して行う換気は、救急蘇生では公知の部分換気モードである。
以下の説明では、ある装置により行われる呼吸交換作用および／またはある装置により補助的に行われる呼吸交換作用を「換気」（ventilation）と呼ぶことにする。呼吸補助装置において、患者の気道をガス流発生手段に接続する、マスク、ダクトなどのチャネリング部材を「患者回路」（patient circuit）と呼ぶことにする。本発明の範囲にある装置は、呼吸困難を患ってはいるが、尊重すべき呼吸活動および呼吸タイミングを保持している患者の補助を、吸気に対して僅かに大きな圧力をかけることによって行うことができるように意図されているものである。
吸気補助は、原則として患者自身により始められる吸気期の間に、呼吸装置の患者回路内に一定の正の圧力を加える動作を含んでいる。
吸気補助を通して行う換気用の装置においては、同様に患者自身により始められる呼気は、受動的なものであり、大気圧の下、またはPEPとも呼ばれる正の呼気圧の下で行われる。
救急蘇生に用いられる換気器は複雑な機器であり、さまざまな換気モードを有している。

この換気器は、挿管されている患者または気管切開された患者、即ち、鼻を通して、または首の切開部をそれぞれ通して気管動脈内に呼吸カニューレが挿入されている患者に適している圧縮ガスに基づいて動作するものである。
患者回路が空気力学的に制御された呼気弁を備えている呼吸補助装置は、EP－Ｂ－317417により知られている。吸気期の間、この弁の制御吸気口には、加圧されたフローソースから圧力が加えられる。この圧力によって呼気弁は閉鎖され、その結果、患者回路は加圧されたフローソースと気密的に接続される。吸気フローの量に相当大きな低下が検出されると、電子制御装置は加圧されたフローソースの動作を分断する。このフローソースは、そのような事態の発生後、その排気開口部が自然に大気圧に戻る構成のものである。このようにして、この圧力は呼気弁に加えられ、その結果、呼気弁が開くようになる。
この装置は、大気圧に等しい呼気圧の下でのみ動作することができる。
また呼気弁ではなく較正永久漏れ開口部（calibrated permanent leak orifice）を備えている呼吸補助装置は、EP－Ａ－0425092により知られている。この装置においては、フローソースの圧力は２つの異なるレベルで調節され、そのいずれかのレベルで吸気期であるか呼気期であるかが判明するようになっている。
この装置は、正の呼気圧の下でのみ動作しうるものである。この装置においては、呼気ガスが呼気期中にフローソースに向かって発生し、その後に続く吸気期中に再びそのガスが吸気されることを防止するために、フローソースと患者との間のフローの方向は、呼気期中も例外なく、常に患者に向けられている。
また、もはや呼吸反射を示していない患者に対して呼吸容積および呼吸タイミングを強制的に与える容積測定装置は、FR－Ａ－2 291 739およびEP－Ａ－0 042 321により知られている。
FR－Ａ－1 492 136もまた、呼吸タイミングを患者に対して強制的に与える。
US－Ａ－4 838 257では、類似の手法により患者に強制的に与えられる波形が制御される。
上記前３者の文献には、吸気回路に配置されており、かつ呼気期中には閉鎖されるように制御される配給弁（distribution valve）が記載されている。しかしながら、この配給弁は、呼吸装置自体に特有のパラメータにより駆動される弁であり、そのような駆動を行うことによって、昏睡状態にある患者を、所定の周期および所定の容積により強制的に呼吸させることが可能になる。
したがって、本発明の目的は、正の呼気圧下の呼気の場合と同様に大気圧下の呼気の場合にも適合しうる基本構造からなる呼吸補助装置を提供することにある。また、同時に比較的安価・小型であり、しかも特に患者の自宅での手術に適した呼吸補助装置を提供することでもある。
本発明による呼吸補助装置は、加圧された吸気フローソースに接続された吸気ブランチと、吸気期中は閉鎖されるように制御される呼気弁が設けられている呼気ブランチと、を有する患者回路を備えている。上記装置はまた、患者の呼吸活動を検出する少なくとも１つのセンサに接続されている駆動手段と、吸気期中には吸気フローソースと患者回路の吸気ブランチとの間に連絡を確立し、かつ呼気期中には少なくとも部分的にこの連絡を分断する配給手段と、を備えている。上記装置は、患者が呼気期に備えていることを上記センサが検出する時には、上記連絡の分断を制御する上記駆動手段により上記配給手段が制御されることを特徴とし、かつ、吸気フローソースの動作状態から実質的に独立して呼気弁が所定の呼気圧を決定しうるように、上記駆動手段が少なくとも間接的に上記呼気弁を制御することも特徴とする。
本発明によれば、従来とは異なり、上記補助装置の吸気フローソースは、患者が呼気を行っている時に上記装置が特殊な動作を行うように制御されるのではなく、上記吸気フローソースを上記患者回路との間の連絡の分断が制御され、また、上記吸気フローソースの動作状態から独立している手段により上記呼気圧が調整される。従来の呼吸強制装置と比べてこの連絡分断の新規である点は、この分断が主として患者の呼吸活動により制御され、一方上記装置を制御する手段は交替式にしか作用しないことである。

このように、呼気期中に上記吸気フローソースと上記吸気ブランチとの間の連絡が分断されることにより、上記吸気ブランチに呼気ガスが蓄積されることが防止される。その結果、大量の呼気ガスがその後再び吸入される危険性が回避される。したがって、呼気期中に患者に与えられる圧力を規定する際に、再吸入の問題を考慮する必要はもはやない。
さらに、呼気期中の呼気弁の制御と、吸気フローソースの動作状態の制御とを分離して行うことができるので、吸気フローソースの動作要件をもはや考慮することなく、呼気圧を規定することが可能になる。その結果、本発明によれば、呼気圧を自由に選択することが可能になる。
呼気弁により規定される呼気圧と、吸気フローソースの動作状態とを独立させて制御できるとはいっても、この発想は、特に当該分野の現状を考慮した上で相対的に評価しなければならない。EP－Ｂ－317417によれば、２つの呼吸期の過渡期にあって呼気弁がその動作を修正するためには、吸気フローソースの動作も修正せざるをえない。
それに対して、本発明は、このような強制的関係とはもはや無縁である。強制的関係と無縁であるとはいっても、例えば、上記呼気弁が空気力学的に制御されるタイプのものであり、後述の実施例で述べるように、吸気フローソースの排気口に接続された較正ループにより実現される圧力ソースにより上記呼気弁が制御される可能性は排除できるわけではない。このような非限定的事態においても、較正により上記独立制御を行うことができる。なぜなら、呼気弁が所望の呼気圧を確保しうるように較正を選択することができるからである。
上記吸気フローソースは、好ましくは排気口における圧力が、吸気補助圧力とほぼ同程度の最大値を示す時に、そのフローを自ら停止させるように考案されているソースである。したがって、呼気期中に上記配給手段が、上記吸気フローソースと上記患者回路の上記吸気ブランチとの間の連絡を少なくとも部分的に分断する時、上記吸気フローソースを特殊な方法で駆動する必要はない。なぜなら、このフローソースは、その圧力を僅かに増してゼロフローで動作し続けるからである。
前述したように、上記呼気弁が空気力学的に制御されたタイプのものであることは有効である。上記呼気圧を決定するために、上記駆動手段はその制御吸気口を低圧ソースに接続する。上記低圧ソースは、第２のフローソースの排気口と、排気ノズルとの間にリンクを有しうる。この第２のフローソースのフローを調整することによって、上記呼気弁の上記制御吸気口に与えられる圧力を調整することが可能になり、また、その結果、上記呼気弁に開口を発生させることを可能にするために、その下で患者が呼気を行わねばならない圧力の調整が可能になる。上記第２のフローソースをゼロに調整すれば、排気ノズルを介して上記制御吸気口は大気と連絡され、かつその結果、呼気圧は大気圧と等しくなる。
本発明のその他の特殊な特徴および利点は、以下に示す非限定的実施例による詳細な説明により明らかになるであろう。
添付の図面において、
図１は、本発明による装置の第１の実施態様を示す図である。
図２は、図１に示す装置の制御機構図である。
図３は、図１に示す装置のより詳しい実施態様を示す図である。
図４は、別の実施態様による略図である。
図５は、図３に類似するが、さらに別の実施態様による図である。
図１に示す実施例においては、呼吸補助装置は患者回路１を備えており、この患者回路１は、吸気ブランチ３および呼気ブランチ４に接続されている顔面、鼻孔、あるいは口腔用のマスク２を備えている。呼気ブランチ４は空気力学的に制御されるタイプの呼気弁V_Eを備えており、この呼気弁V_Eは制御回路７に接続されている制御吸気口６を備えている。
呼気弁V_Eは遮断装置８を備えており、この遮断装置８は、制御吸気口６の相対圧力が弁V_Eの吸気口に存在する相対圧力のある一定の割合に少なくとも等しい場合に弁を閉ざす。この吸気口は、ここでマスク２に接続されている。遮断装置８は、例えば、制御吸気口６の圧力が与えられる膨張式封入容器、または制御吸気口６に存在する圧力が、弁吸気口から離れたその面に与えられる薄膜から構成される。

患者の呼吸の内の呼吸期の間、患者が呼気弁V_Eを開くのに充分な呼気圧を発生する場合には、呼気ブランチ４は大気と通じている。その場合、弁の制御吸気口６は後述するように低圧ソース９に接続される。前述したように、低圧ソース９により発生された相対圧力がゼロに等しい場合、即ち大気圧に等しい場合、患者が大気圧よりも相当高い呼気圧を与えることがなくても、呼気弁V_Eは開く。それに対して、ソース９の相対圧力がゼロよりも大きい場合は、患者自身が呼気するために、一定の相対圧力を与えなければならない。

患者回路１の吸気ブランチ３は、加圧された吸気フローソース11の排気口に接続されている。このフローソース11は、コンプレッサまたは圧縮ガスのシリンダの設けられているモータータービングループ、エジェクタ、またはベンチュリアセンブリなどから構成されうる。

配給手段は、患者回路１の吸気フローソースの排気口と、吸気ブランチ３との間に配置された吸気弁V_Iを備えており、患者により始められた通りにガス交換を制御する。本発明によれば、患者の呼吸の内の吸気期の間は吸気ブランチ３と連絡が取るべく吸気フローソースの排気口を配置できるように、また、呼気期の間はこの連絡を分断できるように、吸気弁V_Iは電子制御装置12により駆動される。

吸気フローソース11は、その排気口が塞がれた時に、僅かにその圧力を高くすることによってフローを分断することができるタイプである。したがって、吸気ゲート弁V_Iが開いているか閉じているかによって、吸気フローソース11に与えられる制御を修正する必要はない。吸気フローソースがモータータービングループである場合には、その特徴は以下のように表しうる。

最高速度における吸込圧力:45cm H_2O（4.5kPa）

最高速度およびゼロ吐出圧力におけるフロー:280～300l/mn

安全性を考慮して、吸気弁V_Iの下流側には逆流防止フラップ弁13が設けられている。この弁13の存在により、吸気ブランチ３の圧力が大気圧よりも低くなる時に、吸気ブランチ３が大気と連絡が取れるようになる。したがって、故障のために吸気弁V_Iが閉じた態勢のままになるようなことがあっても、患者から新鮮な空気が奪われることはない。

電子制御装置12は、吸気弁V_Iと同期して制御ゲート弁VC_1を駆動する。３路型の制御ゲート弁VC_1は、呼気弁V_Eの制御回路７に設けられている。吸気弁V_Iが閉鎖されている時、制御ゲート弁VC_1は呼気弁V_Eの制御吸気口６を低圧ソース９に接続する。吸気弁V_Iが開いている時、制御ゲート弁VC_1は加圧された吸気フローソース11の排気口に制御吸気口６を接続する。

低圧ソース９は、第２のフローソース16と大気への排気ノズル17との間のリンク14から構成される。第２のフローソースは、ゼロに始まる範囲で調整可能である。この場合、リンク14における圧力は、ノズル17を通して大気圧と等しくされ、その結果、呼気期においては、患者に課せられる圧力もまた、大気圧となる。それに対して、第２のソース16の流量がゼロでない場合には、この流量の関数である一定の圧力がリンク14に確立され、その結果、患者には正の呼気圧が課せられることになる。低圧ソース９により発生された圧力は、吸気フローソース11により発生された圧力よりも低い。

吸気弁V_Iが開いている時、制御ゲート弁VC_1はダクト10を用いて、吸気弁V_Iから上流側の吸気フローソースの圧力へと呼気弁V_Eの制御吸気口６を接続する。呼気弁V_Eの動作に関して先に述べたことを考慮に入れれば、このような圧力により呼気弁V_Eが閉鎖されることになり、かつその結果、マスク２が吸気フローソースの排気口へと気密的に接続されることとなる。

呼気モードから吸気モードへの推移、およびその逆の推移を確実に行うために、吸気ブランチ３を通して流量（フローレート）Ｄを供給する流量計18および圧力Ｐデータを供給する圧力計19により生成される測定信号を電子制御装置12は受信する。

図１に示す装置の動作上、オートメーション上の特殊な特徴を以下に図２を参照してより詳細に述べる。

吸気ゲート弁V_Iが開いていることをテスト21が検出すると、この機構図のパート22で吸気流量のパターンに関する監視が行われる。各吸気期の最初の段階で吸気流量が速やかに最

大値D_{MAX}に達することは知られている。流量が増大するかぎり、最大流量値D_{MAX}は、テスト23およびステップ24によって更新される。
これに対して、吸気流量が減少し始めると、テスト26が行われ、瞬時の流量Ｄが最大流量値D_{MAX}のある一定の割合（例えば0.6に等しい係数Ｋ）よりも小さくなったかどうかが判別される。小さくなっている場合には、電子制御装置12は吸気期が終了していると判断して、吸気弁V_Iの閉鎖、および制御ゲート弁VC_1を低圧ソース９へと接続するための弁VC_1の起動を命ずる。テスト26の応答がNOである場合には、吸気の継続時間が最大継続時間T_{MAX}を超えていないかどうかを検査するためにテスト28もまた行われる。この最大継続時間T_{MAX}は、任意の値、例えば３秒に設定される。超えている場合には、ステップ27も行われて吸気期の終了が判断される。
その後、再び吸気弁V_Iの状態のテストを開始する必要がある。
この吸気弁が閉鎖されている時、テスト29により、所定の負の値Ａよりも小さい差分すなわち低下（P_2-P_1）／（T_2-T_1）が発生しているかどうかに関する監視が、時間の経過に対する圧力の変動を示す図表を用いて行われる。実際に、呼気期の終了時における圧力の低下は、患者の側からすれば、空気の要求を表示している。そのような負の低下が検出された場合には、論理パラメータＱに対するテスト31を行うことによって、この呼気サイクル中に負の低下が検出されたのは、第１回目の反復であるかどうかを知ることができる。そうである場合には、論理パラメータＱはステップ32により１に設定され、かつＡよりも下へと低下し始める瞬間T_2がレジスタT_Aへと記録される。それ以降の反復においては（テスト31の結果（output）がNOである場合）、テスト33を行うことによって、この負の低下の継続時間を求めることができる。この継続時間が予め確定されている期間D_Aを上回る時間である時には、電子装置は、呼気期間の終了、即ち吸気弁V_Iの開放と、呼気弁V_Eの制御吸気口６を吸気フローソース11の排気口へと接続するための制御ゲート弁VC_1の起動と、を決定する。
テスト29の結果またはテスト33の結果がNOである限り、テスト34を行うことによって、以前の吸気期の開始以来経過した時間T_{INS}のパターンの監視が行われる。この継続時間が所定の最大呼吸期間T_Fを上回っている場合には、電子制御装置は呼気終了ステップ36に移る。
図１に点線で示した別の実施態様によれば、第２のフローソース16は、リンク14を吸気フローソースの排気口に接続する較正ダクト15により実現することができる。ダクト15を通して流量を変化させるためには、閉鎖総計の情勢に応じて調整可能なコックアップを用いることにより較正を行うことができる。この実施態様においても、低圧ソースは吸気フローソースから「独立している」あるいは「分離している」と表現されうるが、これは、低圧ソースの圧力値、およびそれに伴って呼気弁V_Eの制御吸気口６に与えられる低圧信号の値が、吸気フローソースの動作をこの目的のために修正する必要もなく、呼気にとって望ましい値を示すということを意味する。
図３に示す実施例においては、吸気フローソース11はモーターターバインブループから構成されている。このモーターターバインブループには、正の入力口38において圧力基準信号P_Cを受信し、かつ負の入力口39において圧力検出器19からの信号を受信する速度可変器37が設けられている。２つの入力38および39の間の差分に関連して、吸気期の間、圧力Ｐを永久に基準値Pcへと復元するために、速度可変器37は適切な電力信号をその出力口40からモーターターバインブループ11へと供給する。図示していない別の方法によれば、呼気期の間、速度可変器37は短絡されており、かつマイクロプロセッサはモーターターバインブループの速度を以前の呼気期の間の速度と実質的に同じ速度に維持する信号をモーターターバインブループへと送信する。
吸気弁V_Iは空気力学的に制御された弁から構成されている。この弁は、呼気弁V_Eと類似した構造を有しうる。特に、弁V_Iは、この弁の開閉状態を決定する圧力に対して作用する制御吸気口41を有している。
吸気弁V_Iは、３路型の制御ゲート弁VC_2にリンクされている。このリンクは、吸気弁の閉鎖を実現するために、モーターターバインブループ11の排気口に接続されているダクト42へ

と制御吸気口41を接続するか、あるいは吸気弁V_Iの開放状態を実現するために、弁V_Iの下流側の吸気ガスパスへと接続されているダクト43へと制御吸気口41を接続するかを選択して行われる。吸気弁V_Iの下流側の圧力が、弁の開放を可能にする平衡値に必然的に確定されることは理解できる。なぜなら、弁が閉じれば、相対的な下流圧力は消滅し、かつその結果、弁が相当大きくまっすぐに再び開くことになるからである。

吸気弁V_I、安全フラップ弁13、ダクト43の主要吸気パスへの接続部、および流量計18は、モータータービングループ11の排気口を吸気ブランチ３に接続している漏れ補償パス44によりさらに短絡される。このダクト44は、呼気期中に、例えばマスク２と患者の顔面との間に発生しうる漏れを補償する作用を行う。実際にこのような漏れが発生すると、第２のフローソース16により課せられる可能性のある正の呼気圧の維持が妨げられることになりうる。

第２のフローソース16は、可変流量コンプレッサから構成される。このコンプレッサは、それ自体がマイクロプロセッサの形態で実現される電子制御装置12により与えられる命令に従って制御される。

さらに、図３に示す実施態様においては、ダクト10は吸気ブランチ３の吸気口に接続されている。即ち、より詳細には、吸気弁V_Iおよび流量計18の下流側に接続されている。

マイクロプロセッサ12はその入力として、例えば図示しないキーボードにより、図２の機構図に示したパラメータＡ、D_A、T_F、T_{MAX}、Ｋに特に関連するさまざまな調整46を受け取り、また同様に、速度可変器37の入力口38に与えられた圧力状態を表すパラメータP_C、およびコンプレッサ16を制御する作用を行う正の呼気圧PEPもまた入力として受け取る。

マイクロプロセッサ12は、センサ19により測定された圧力Ｐ、圧力計19および流量計18により供給された信号に従ってマイクロプロセッサにより計算された各吸気の容積Ｖ、および図２に示すように、ステップ48において分単位のサイクルで計算された呼吸度数Ｆを表示することを可能にする表示装置47を制御する。

流量計により読み出された流量が所定の継続時間のあいだ最大値を保っている場合、そのことはマイクロプロセッサ12により検出される。マイクロプロセッサ12は、音声および／または視覚上の接続切れ（disconnection）警報49を起動させ、例えばマスク２が外れるといった事故の発生を信号で表示する。

以下に図４に示す実施態様を、図１に示す実施態様と比較した場合の相違点に関してのみ記載する。図４において、吸気弁V_Iの後に続いて第２の吸気弁V'_Iが設けられている。この第２の吸気弁V'_Iは、弁V_Iと同時に開閉しうるものであり、また、吸気ブランチ３からモータータービングループ11へとガスが戻っていくのを防止する逆流防止フラップ弁からも構成しうるものである。呼気弁V_Eの制御吸気口６は、一方では較正排気開口部17に直接接続されており、他方では、２つの吸気弁V_IとV'_Iとの間に位置する吸気パスの部分51へと接続されている。制御吸気口６はまた、低圧ソースに直接接続されている。このソースはここでは、モータータービングループ11の排気口との較正リンク15から構成されている。

動作は以下のように行われる。

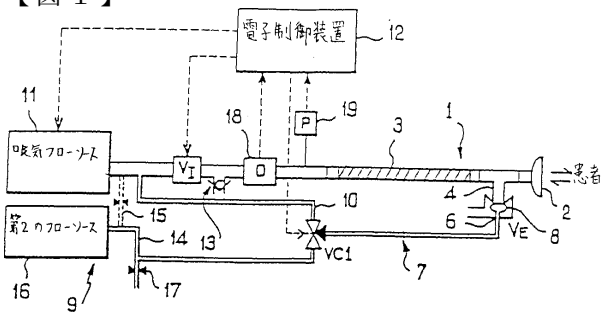
２つの吸気弁V_IおよびV'_Iが開いている時、呼気弁V_Eの制御吸気口６に対して、吸気パスの部分51とリンクしているおかげでモータータービングループ11により供給される吸気圧が与えられる。その後、弁V_Eが閉鎖されて、較正開口部17が吸気圧と大気圧との間の圧力差を維持する。

呼気を行う際には、２つの吸気弁V_IおよびV'_Iは閉鎖され、制御吸気口６に対してリンク15により規定される圧力が与えられる。あるいは、リンク15が調整により閉鎖されている場合には、制御吸気口６には、較正開口部17を通して大気圧が与えられる。したがって、患者は呼気弁V_Eを通してこのように決定された圧力の下に呼気を行う。

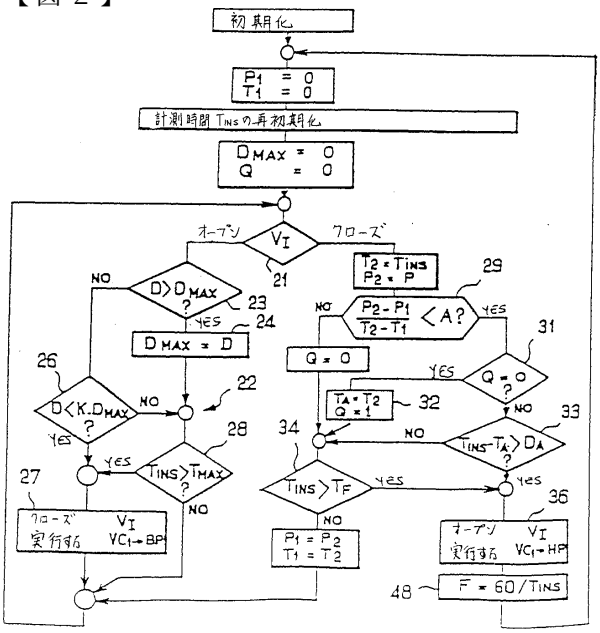
図５に示す装置を、図３に示す装置と比較した上での相違点に関してのみ以下に説明する。図５の装置は、補助弁V_Rを備えている。この弁は、モータータービングループの排気口を大気に接続し、かつ、呼気弁V_Eの制御回路７および呼気弁V_Eと同じ電気ゲート弁VC_Iにより制御されている。モータータービングループ11の排気口を補助ゲート弁V_Rに接続して

いるループ53には絞り52が設置されている。
漏れ補償回路44は、一方では弁V_Rと絞り52との間に接続されており、他方では吸気弁V_Iの下流側に接続されている。
動作は以下のように行われる。
吸気期中は、弁V_Rは閉鎖され、弁V_Eと同様に制御される。
呼気期中は、弁V_Rはその弁自身の上流側に呼気圧PEPに等しい圧力を維持し、ミニコンプレッサ16により弁V_Eと同様に制御される。
モータータービングループ11の排気口における圧力は呼気圧PEPよりも高いので、弁V_Rを通して大気に流れるフローが存在する。このフローはモータータービングループを冷却する働きをする。患者回路における圧力が呼気圧PEPよりも低い時、即ち漏れが発生している場合には、患者回路に流れ込むフローも存在する。
図３に示す装置とは異なり、漏れ補償はもはや永久のものではなく、漏れが発生した時のみ動作するものである。
絞り52は、吸気弁V_Iを閉鎖するのに必要な（吸気補助圧力に近い）相当高い圧力をモータータービングループの排気口で維持することを可能にする。また、絞り52は補助弁V_Rがそれ自身の上流側の圧力を調整できるように冷却流量を限定することも可能にする。
本発明によれば、ガスボンベを必要とせず、病理学上の非常に広範な事態に家庭で用いることが可能な単純で軽量の装置が提供される。
本発明が以上に記載し呈示した実施例に限定されないことはいうまでもない。
例えば、図３において、吸気弁V_Iの開放を制御するダクト43を吸気ガスパスに接続する代わりに、低圧ソース14により規定される低圧に接続することも可能である。
上記実施例において、用語「弁」および「ゲート弁」は要素V_E、V_I、VC_1およびVC_2を規定するのに適している。しかしながら、これらの用語を限定的に解釈する必要はなく、特に「弁」V_Iは機械的、あるいは電気機械的に制御されたゲート弁の形態でも実現しうるものである。
呼気弁V_Eは、空気力学的に制御されたタイプのもの以外、例えば電気的に制御されたタイプのものでもありうる。

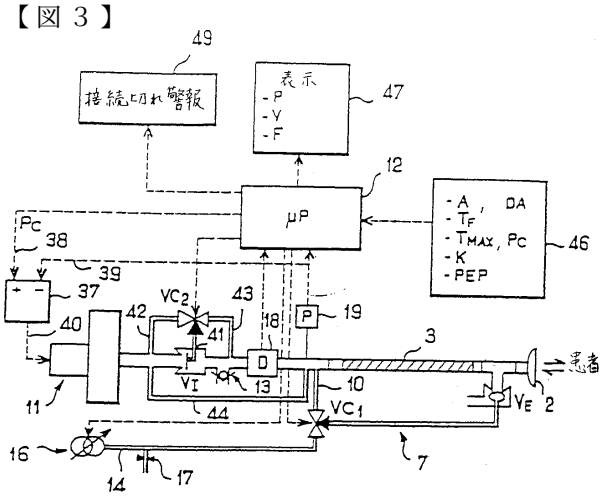
【図１】


電子制御装置
12
11
吸気フローソース
第2のフローソース
16
9
18
19
P
3
1
VI
D
患者
2
4
6
VE
8
10
15
14
13
VC1
7
17

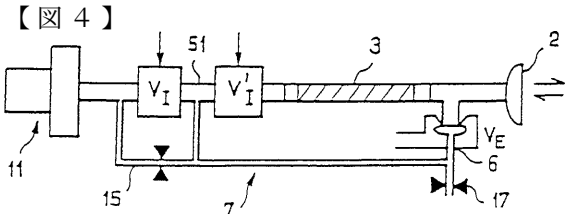
【図２】


初期化
P1 = 0
T1 = 0
計測時間 TINSの再初期化
DMAX = 0
Q = 0
オープン
VI
クローズ
21
T2 = TINS
P2 = P
29
D>DMAX ?
23
NO
YES
24
DMAX = D
P2-P1 / T2-T1 < A?
31
Q = 0
Q = 0 ?
26
D<K.DMAX ?
22
TA = T2
Q = 1
32
33
TINS-TA > DA ?
28
TINS > TMAX ?
34
TINS > TF
27
クローズ 実行する VI VC1→BP
P1 = P2
T1 = T2
36
オープン 実行する VI VC1→HP
48
F = 60/TINS

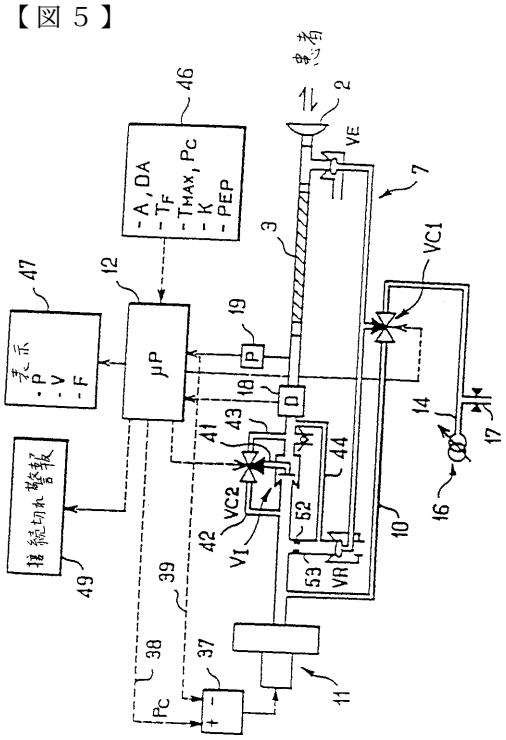
【図３】


49
接続切れ警報
表示
-P
-V
-F
47
12
μP
-A, DA
-TF
-TMAX, PC
-K
-PEP
46
PC
38
39
37
40
42
VC2
43
41
18
19
P
D
3
患者
VI
13
10
VC1
VE
2
11
44
16
14
17
7

【図４】


51
VI
V'I
3
2
VE
6
11
15
7
17

【図５】


患者
2
46
-A, DA
-TF
-TMAX, PC
-K
-PEP
VE
7
3
VC1
47
12
表示
-P
-V
-F
μP
19
P
18
D
43
41
44
14
17
16
接続切れ警報
49
VC2
42
VI
52
53
VR
10
39
38
37
PC
11

フロントページの続き

審査官　安井　寿儀

(56)参考文献　特開平０５－１８４６７６（ＪＰ，Ａ）
特開昭５１－０７３７９２（ＪＰ，Ａ）
米国特許第４０５０４５８（ＵＳ，Ａ）
米国特許第４４６６４３３（ＵＳ，Ａ）
米国特許第４８３８２５７（ＵＳ，Ａ）
米国特許第５０００１７３（ＵＳ，Ａ）
欧州特許出願公開第４２３２１（ＥＰ，Ａ１）
欧州特許出願公開第２８３１４１（ＥＰ，Ａ１）
仏国特許出願公開第１４９２１３６（ＦＲ，Ａ１）
仏国特許出願公開第２１５９７３５（ＦＲ，Ａ１）
仏国特許出願公開第２６８２０４２（ＦＲ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61M 16/00