

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5208753号
(P5208753)

(45) 発行日 平成25年6月12日 (2013. 6. 12)

(24) 登録日 平成25年3月1日 (2013. 3. 1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 C

A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

請求項の数 22 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2008-537841 (P2008-537841)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月23日 (2006. 10. 23)
 (65) 公表番号 特表2009-512535 (P2009-512535A)
 (43) 公表日 平成21年3月26日 (2009. 3. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/041291
 (87) 国際公開番号 W02007/050516
 (87) 国際公開日 平成19年5月3日 (2007. 5. 3)
 審査請求日 平成21年10月19日 (2009. 10. 19)
 (31) 優先権主張番号 11/257, 229
 (32) 優先日 平成17年10月24日 (2005. 10. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507065810
 ブラッコ・ダイアグノスティクス・インコ
 ーポレーテッド
 アメリカ合衆国ニュージャージー州085
 40, プリンストン, カレッジ・ロード・
 イースト 107
 (74) 代理人 100099623
 弁理士 奥山 尚一
 (74) 代理人 100096769
 弁理士 有原 幸一
 (74) 代理人 100107319
 弁理士 松島 鉄男
 (74) 代理人 100114591
 弁理士 河村 英文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置への膨張媒体の供給を制御する注入システム、方法、及びコンピュータが読取り可能な記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

膨張媒体のソースと内視鏡装置とが流体連通して前記膨張媒体を前記内視鏡装置に送り出すように適合された注入システムであって、

前記内視鏡装置の管腔内の圧力レベルを検出するためのコントローラと、

前記膨張媒体を前記内視鏡装置に送ると共に、前記検出された圧力レベル及び少なくとも1つの所定の圧力しきい値に呼応して前記内視鏡装置に送られた前記膨張媒体の流速を調整して前記膨張媒体の過剰な供給や無駄を防ぐために、前記コントローラと通信すると共に前記膨張媒体のソースと前記内視鏡装置との間を流体連通するバルブ構体と、を備え、

前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記少なくとも1つの圧力しきい値よりも大きい場合は、前記流速を注入流速まで増加させるように前記バルブ構体を自動制御するように構成され、かつ前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記少なくとも1つの圧力しきい値よりも小さい場合は、前記流速を感知流速まで減少させるように前記バルブ構体を自動制御するように構成される、ことを特徴とする注入システム。

【請求項 2】

前記バルブ構体の出力部と前記内視鏡装置の管腔との間の流体連通部に使い捨てのチュービングセットをさらに備える、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

【請求項 3】

前記バルブ構体の出力部と前記内視鏡装置の管腔との間の流体連通部にフィルタ装置をさらに備えて、前記フィルタ装置が、

生物学的フィルタ、及び

疎水性フィルタ、

を含むグループから選択されて、

病原体が前記内視鏡装置から前記バルブ構体へ通過するのを防止する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

【請求項 4】

ユーザ入力情報を受け取るために、前記コントローラ及び前記バルブ構体と通信するユーザーインターフェースをさらに備える、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

10

【請求項 5】

前記ユーザ入力情報が前記少なくとも 1 つの圧力しきい値を含む、ことを特徴とする請求項 4 に記載の注入システム。

【請求項 6】

前記注入流速が毎分約 1 ~ 20 リットルであり、前記感知流速が毎分約 0.05 ~ 0.5 リットルである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの圧力しきい値が低圧の転移点と高圧の転移点とを含み、前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記感知流速から前記注入流速まで増加させるように前記バルブ構体を制御するように構成され、かつ前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記高圧の転移点よりも下がる場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させるように前記バルブ構体を制御するように構成される、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

20

【請求項 8】

前記注入流速が毎分約 1 ~ 20 リットルであり、前記感知流速が毎分約 0.05 ~ 0.5 リットルである、ことを特徴とする請求項 7 に記載の注入システム。

【請求項 9】

前記コントローラがプログラムされた制限時間を含み、かつ前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが時間しきい値を超えた時間に前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記感知流速から前記注入流速まで増加させるように前記バルブ構体を制御するように構成され、また前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記高圧の転移点よりも降下する場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させるように前記バルブ構体を制御するように構成される、ことを特徴とする請求項 7 に記載の注入システム。

30

【請求項 10】

複数の注入処置に対して検出された圧力レベルを含むデータを記憶するために前記コントローラと通信するメモリ装置をさらに含み、前記コントローラが、制限時間、低圧の転移点、及び高圧の転移点を少なくとも部分的に記憶されたデータに基づいて自動的に定義するようにさらに構成され、また前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが制限時間を超えた時間に前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記感知流速から前記注入流速まで増加させるように前記バルブ構体を制御するように構成され、また前記コントローラは、前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記高圧の転移点よりも降下する場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させるように前記バルブ構体を制御するように構成される、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

40

【請求項 11】

前記ユーザーインターフェースが、

前記内視鏡装置に送られた膨張媒体の体積、

50

前記膨張媒体のソースの中に残っている膨張媒体の体積、
ユーザ入力情報、及び
それらの組合せ、
を含むグループから選択されたデータを表示するためのディスプレイを備える、ことを
特徴とする請求項 4 に記載の注入システム。

【請求項 1 2】

前記コントローラが圧力トランスジューサを備える、ことを特徴とする請求項 1 に記載
の注入システム。

【請求項 1 3】

前記バルブ構体が電空式バルブを備える、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入シス
テム。 10

【請求項 1 4】

前記膨張媒体が、
二酸化炭素、
非痙攣性ガス状媒体、
弛緩性ガス状媒体、及び
これらの組合せ、
を含むグループから選択される、ことを特徴とする請求項 1 に記載の注入システム。

【請求項 1 5】

膨張媒体を内視鏡装置に送り出すことができるように、膨張媒体のソースと内視鏡装置
との間が流体連通している注入装置を制御することができ、コンピュータが読取り可能な
プログラムコード部分を有するコンピュータが読取り可能な記録媒体であって、前記コン
ピュータが読取り可能なプログラムコード部分が、 20

前記内視鏡装置の管腔内の圧力レベルを検出するための第 1 のコンピュータ命令の組と
、

膨張媒体を内視鏡装置に送り出すための第 2 のコンピュータ命令の組と、
膨張媒体の過剰な供給や無駄を防ぐために、前記検出された圧力レベル及び少なくとも
1 つの圧力しきい値に応じて、前記内視鏡装置に送られる前記膨張媒体の流速を自動調整
するための第 3 のコンピュータ命令の組と、を含み、

前記自動調整するための第 3 のコンピュータ命令の組が、 30
前記検出された圧力レベルが前記少なくとも 1 つの圧力しきい値よりも大きい場合は、
前記流速を注入流速まで増加させる第 4 のコンピュータ命令の組と、
前記検出された圧力レベルが前記少なくとも 1 つの圧力しきい値よりも小さい場合は、
前記流速を感知流速まで減少させる第 5 のコンピュータ命令の組と、
をさらに含む、ことを特徴とする記録媒体。

【請求項 1 6】

前記調整するステップを制御するためのユーザ入力情報を受信する第 6 のコンピュータ
命令の組をさらに含む、ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の記録媒体。

【請求項 1 7】

前記ユーザ入力情報が前記少なくとも 1 つの圧力しきい値を含む、ことを特徴とする請
求項 1 6 に記載の記録媒体。 40

【請求項 1 8】

前記注入流速が毎分約 1 ~ 2 0 リットルであり、前記感知流速が毎分約 0 . 0 5 ~ 0 .
5 リットルである、ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の記録媒体。

【請求項 1 9】

前記自動調整するための第 3 のコンピュータ命令の組が、低圧の転移点と高圧の転移点
とに応じて前記膨張媒体の流速を調整することを含み、かつ前記自動調整するための第 3
のコンピュータ命令の組が、

前記検出された圧力レベルが前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記
感知流速から前記注入流速まで増加させる第 7 のコンピュータ命令の組と、 50

前記検出された圧力レベルが前記高圧の転移点よりも下がる場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させる第 8 のコンピュータ命令の組と、
をさらに含む、ことを特徴とする請求項 15 に記載の記録媒体。

【請求項 20】

前記注入流速が毎分約 1 ~ 20 リットルであり、前記感知流速が毎分約 0.05 ~ 0.5 リットルである、ことを特徴とする請求項 19 に記載の記録媒体。

【請求項 21】

プログラムされた制限時間にアクセスする第 9 のコンピュータ命令の組をさらに含み、かつ前記自動調整するための第 3 のコンピュータ命令の組が、

前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記感知流速から注入流速まで増加させる第 10 のコンピュータ命令の組と、

前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記高圧の転移点よりも降下する場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させる第 11 のコンピュータ命令の組と、

をさらに含む、ことを特徴とする請求項 19 に記載の記録媒体。

【請求項 22】

複数の注入処置に対応する複数の検出された圧力プロファイルを含むデータを記憶する第 12 のコンピュータ命令の組と、

少なくとも部分的に記憶されたデータに基づいて、制限時間、低圧の転移点、及び高圧の転移点を定義する第 13 のコンピュータ命令の組と、をさらに含み、

前記調整する第 3 のコンピュータ命令の組が、

前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記低圧の転移点よりも上昇する場合は、前記流速を前記感知流速から前記注入流速まで増加させる第 14 のコンピュータ命令の組と、

前記検出された圧力レベルが前記制限時間を超えた時間に前記高圧の転移点よりも降下する場合は、前記流速を前記注入流速から前記感知流速まで減少させる第 15 のコンピュータ命令の組と、

をさらに含む、ことを特徴とする請求項 15 に記載の記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は全体的に、被験者の生体組織の中で定義された 1 つ以上のキャビティを選択的に膨張させるために、内視鏡による医療処置で使用されることが多いガス注入装置に関する。さらに詳細には、本発明は、注入ガスをより良く節約できるように、医療処置を行う間に注入装置に送られる注入ガスを供給することに対してより正確な電空制御を行うためのシステム、方法、及び / 又はコンピュータプログラム製品に関する。

【背景技術】

【0002】

胃腸 (GI) 用内視鏡の現在の方法では、この方法を実行するとき、胃腸管のある部分を膨張させるための気体媒体として、周囲の部屋の空気が主として使用される。診療を行う中で、周囲の部屋の空気では胃腸管 (又は、腹腔鏡検査の場合などの別の体腔) を膨張させるとき、周囲の部屋の空気の中で見出される構成窒素ガスは正常な代謝及び呼吸工程を通して容易に除去されないことは周知である。このため、医療処置の後の、窒素のガスポケットは人体によって容易に我慢されず、それらが消散するまで処理後の苦痛及び不快感がもたらされる。同様に、周囲の部屋の空気中に見出される酸素も、容易に吸収されない。それに対して、二酸化炭素 (CO_2) は、注入による体腔の膨張が要求される医療処置を受ける個人によって極めて急速に吸収され、通常の処理後の呼吸により放出される。当業者は理解されるように、腹部又は婦人科のラパロスコピー及びつい最近では仮想結腸内視術 (virtual colonoscopy) を含む医療処置に対して、 CO_2 注入法 (電空式注入器を

10

20

30

40

50

使用することによる)を使用することは一般的である。これらの医療処置に対して、閉じた解剖学的キャビティ(バルーンに酷似している)が電空式注入器(electro-pneumatic)を用いて膨張される。こうした処置で使用される電空式注入器は、トロカール、エントリーニードル(entry needle)、又はカテーテルを通して、選択された圧力に達するまでCO₂を一定の調整された流量で送り出して、医療処置を行っている間に望ましい膨張レベルを維持する。腹腔鏡又は仮想結腸内視術の処置を行う間にCO₂の何らかの漏洩又は吸収があると、電空式注入器は付加的なCO₂を送り出すことによって不足分を埋め合わせて、設定された膨張圧力を維持する。

【0003】

しかしながら、胃腸内視鏡用の内視鏡を用いる医療処置では、膨張媒体用の空気が患者の胃腸管に向かう内視鏡の管腔を通過する。現在の装置を用いて胃腸管を膨張させる処置には一般に、望ましい膨張レベルを実現するために、処置の工程にわたって医師が内視鏡の制御部のポート又はバルブを手作業で操作するという、医師が行う処置が含まれる。腹腔鏡及び仮想結腸内視術の処置とは異なり、膨張媒体は、組織上のキャビティが指定された圧力すなわち膨張レベルに達するまでは指定された流量で自動的に送られない。膨張レベルに達した後では、指定された流量が設定された圧力に釣り合って維持される。胃腸の内視鏡検査法では、胃腸管の注入法は一般に、内視鏡のナビゲーションを支援するように、また任意の評価又は遠心端が内視鏡により明確にされるようにローカライズされる。さらに、内視鏡の使用を支援するために、灌注及び吸引機能も頻繁に使用される。このため、胃腸に対する内視鏡検査の現在のシステム及び方法では、膨張ガス(部屋の周囲空気)が、腹腔鏡及び仮想結腸内視術に対する臨床的な要求事項を十分超えた最大ソース圧力の連続した流量で内視鏡に与えられる。内視鏡の制御(ほとんどの場合、バイパス用の通気弁の制御を含む)を操作している間に、内視鏡を通して患者に向けられていない過剰な膨張ガスは、大気中にバイパスされる。現在利用可能な内視鏡の光源は、中に組み込まれた簡単なダイアフラム式圧縮機ポンプを有して、内視鏡の管腔を通過する室内空気を膨張媒体として提供する。このシナリオでは、空気の特定の体積を説明するものではなく、また処置の間はポンプは概ね連続的に動作する。

【0004】

内視鏡検査法に対して現在販売されている基本的なCO₂注入支援装置も存在する。しかしながら、これらは、圧力容器に充填されたガス源(CO₂タンクなど)と直列の圧力調整機及び流量レストリクターから構成する非電子的な装置であり、内視鏡の光源内の周囲の室内空気用圧縮機のものと同程度の流量と圧力出力に類似している。さらに、そのような現行のCO₂注入支援装置は、絶えずCO₂を周囲の外気に放出するため換気を適切に行う必要があるという欠点がある。さらに、現行のCO₂注入支援装置はまた、未使用のCO₂を処置室に絶えず逃がすことによって急速にCO₂を使い尽くしてしまうため、流体連通してCO₂補給シリンダを頻繁に交換する必要がある。

【0005】

従って、胃腸用内視鏡の制御部に対する医師の制御入力に関連した圧力変化を検出することに応じて、胃腸用内視鏡に対する注入ガス(CO₂など)の流量を正確に制御するためのシステム、方法、及び/又はコンピュータプログラム製品に対する要求が存在する。さらに、内視鏡への通常の制御入力を除いてユーザ側で介入することがない、「待機状態の」CO₂節約モード(低い流速によって特徴付けられる)から臨床的にアクティブな注入モード(高い流速によって特徴付けられる)への間の流速を自動的に調整するためのシステム及び方法に対する要求が存在する。選択された方法に対して注入ガスの制御を最適にするために、ユーザが注入ガスの制御パラメータを入力することができる電空式注入器を制御するためのコンピュータプログラム製品に対する要求が存在する。

【発明の開示】

【0006】

本発明の種々のシステム、方法、及びコンピュータプログラム製品の実施形態は、上記の要求に応えると共に、以下に説明する他の利点を提供する。少なくとも1つの別の実施

10

20

30

40

50

形態では、本発明は、膨張媒体のソースと内視鏡装置とを流体連通して膨張媒体を内視鏡装置に送るように適合した注入システムを提供する。1つの実施形態によれば、この注入システムは、内視鏡装置の管腔の中の圧力レベルを検出するためのコントローラと、このコントローラと通信すると共に膨張媒体のソースと内視鏡装置との間を流体連通しているバルブ構体とを備えている。このため、このバルブ構体は、膨張媒体を内視鏡装置に送り、検出された圧力レベルに呼応して内視鏡装置に送られた膨張媒体の流速を調整して過剰な供給や膨張媒体の無駄を防ぐことができる。例えば、内視鏡構体の管腔内で検出された高い圧力レベルは、患者に膨張媒体を送り出していることを示し、一方検出された低い圧力レベルは膨張媒体を処置室に逃がしている状態を示すことができる。このため、本発明による注入システムの実施形態は、これらの検出された圧力レベルに応答して膨張媒体の流速を迅速にかつ効果的に調整して、膨張媒体を周囲の環境に過剰に排出することを防ぐことができる。

10

【0007】

さらに、本発明の注入システムの幾つかの別の実施形態によれば、この注入システムは、前記バルブ構体の出力部と内視鏡装置の管腔との間の流体連通部に使い捨てのチュービングセット及び/又はフィルタ装置をも備えることができる。このフィルタ装置は、少なくとも1つの生物学的フィルタ及び疎水性フィルタを備えて、病原体が内視鏡装置から注入システムのバルブ構体へ通過するのを防止することができる。本発明の幾つかのシステムに関する実施形態によれば、コントローラは、内視鏡装置の管腔の中の圧力レベルを検出するための圧力トランスジューサを備えることができる。さらに、幾つかの実施形態によれば、バルブ構体は、膨張媒体の流速を制御するためにコントローラと連通する電空バルブを備えている。その上、種々の実施形態によれば、注入システムによって送られた膨張媒体は、二酸化炭素、非痙攣性ガス状媒体 (anti-spasmodic gaseous media)、弛緩性ガス状媒体、及び/又はこれらの媒体の組合せの少なくとも1つを含んでいる。

20

【0008】

本発明による幾つかの注入システムの実施形態では、注入システムに対して動作パラメータを設定するためにユーザが入力した内容を受信する、前記コントローラ及び前記バルブ構体と通信するユーザーインターフェースも含まれる。幾つかのシステムに関する実施形態によれば、このユーザーインターフェースは、内視鏡装置に送られた膨張媒体の体積、膨張媒体のソースの中に残っている膨張媒体の体積、ユーザ入力情報の指示、及びその組合せを含む（これらに限定されることはない）データを表示するディスプレイも備えることができる。

30

【0009】

幾つかのシステムに関する実施形態では、ユーザ入力情報は、少なくとも1つの圧力しきい値を含むことができる。そのような実施形態によれば、検出された圧力が少なくとも1つの圧力しきい値よりも大きい場合は、コントローラは流速を比較的高い注入流速に調整するようにバルブ構体を制御することができる。さらに、検出された圧力が少なくとも1つの圧力しきい値よりも小さい場合、コントローラは流速を比較的低い感知流速 (sensing flow rate) に調整するようにバルブ構体を制御するように適合されて、注入媒体が周囲に発散されていることを圧力レベルが示すときに膨張媒体を節約することができる。例えば、種々のシステムに関する実施形態によれば、(高い) 注入流速は毎分約1から20リットルの間であり、また(低い) 感知流速は毎分約0.05から0.5リットルの間であることができる。

40

【0010】

注入システムがユーザーインターフェースを備えている別の実施例によれば、ユーザ入力情報は、低い圧力の転移点及び高い圧力の転移点の両方を含むことができる。幾つかのそのような実施形態では、検出された圧力が低い圧力の転移点よりも上昇する場合は、感知流速からの流速を注入流速に調整するように、コントローラはバルブ構体を制御することができる。さらに、検出された圧力が高い圧力の転移点よりも下がる場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するように、コントローラはバルブ構体を制御することもで

50

きる。このように、これら２つの圧力転移点を使用するため、単一の圧力しきい値に関連した空気の待ち時間を削除することによって、システムの性能及び応答特性を改善することができる。

【００１１】

本発明の幾つかのシステムに関する実施形態では、コントローラはプログラム化された制限時間を備えて、感知流速と注入流速との間の誤った及び／又は意図されない変化を最小限にすることができる。例えば、検出された圧力が時間しきい値を超えた時間に低い圧力の転移点よりも上昇する場合のみ、（低い）感知流速からの流速を（高い）注入流速に調整するように、コントローラはバルブ構体を制御することができる。さらに、検出された圧力が制限時間を超えた時間に高い圧力の転移点よりも降下したときのみ、注入流速からの流速を（比較的低い）感知流速に調整するように、コントローラはバルブ構体を制御することができる。このため、内視鏡装置を制御する臨床医の入力が周期的に短い圧力降下を引き起こす場合は、システムは膨張媒体の配送を、膨張媒体を節約するために使用される低い感知流速に早まって転換することはしない。

【００１２】

さらに、幾つかの実施形態によれば、注入システムは、記憶されている検出された圧力データを用いて、適当な低い及び高い圧力のしきい値並びに制限時間を自動的に適用するように適用性良く「学習」することができる。例えば、幾つかのこうしたシステムに関する実施形態は、複数の吸引方法に対して検出された圧力を含むデータを記憶するために、コントローラと通信するメモリ装置を備えることができる。このコントローラはさらに自動的に、制限時間、低い圧力の転移点、及び高い圧力の転移点を定義して、内視鏡の中で検出された圧力レベルが注入流速を必要としないことを示す場合に膨張媒体を節約するために、コントローラが前述された規則を用いてバルブ構体を適切に制御できるようにする。

【００１３】

本発明は、膨張媒体のソースと流体連通している内視鏡装置に膨張媒体を送り出すための種々の方法及びコンピュータプログラムに関する実施形態も提供する。これらの方法及びコンピュータプログラム製品は、幾つかの実施形態では、内視鏡装置の管腔の中の圧力レベルを検出するステップ、膨張媒体を内視鏡装置に送り出すステップ、及び膨張媒体の過剰な供給や無駄を避けるように、検出された圧力レベルに応じて内視鏡装置に送られる膨張媒体の流速を調整するステップを含むことができる。本発明の方法及びコンピュータプログラム製品に関する実施形態には、内視鏡装置から膨張媒体のソースに病原体が通過するのを防ぐために、ソースと内視鏡装置との間の流体通路をフィルタ処理するステップも含まれる。別の実施形態は、調整するステップを制御するためのユーザ入力情報を受信するステップも含んでいる。

【００１４】

幾つかの方法及びコンピュータプログラムに対する実施形態では、受信されたユーザ入力情報は、少なくとも１つの圧力しきい値を含んでいる。そのような実施形態では、上記の調整するステップは、検出された圧力が少なくとも１つの圧力しきい値よりも大きい場合、流速を比較的高い注入流速に調整し、また検出された圧力が少なくとも１つの圧力しきい値よりも小さい場合は、流速を比較的低い感知流速に調整するステップをさらに含んでいる。例えば、システムに関する実施形態に関連して前述されたように、注入流速は毎分約１から２０リットルの間、また感知流速は毎分約０．０５から０．５リットルの間の値とすることができる。

【００１５】

別の方法及びコンピュータプログラム製品によれば、受信するステップで受信されるユーザ入力情報は、低い圧力の転移点と高い圧力の転移点との両方を含むことができる。幾つかのそのような実施形態では、調整するステップは、検出された圧力が低い圧力の転移点よりも上昇する場合は、感知流速からの流速を注入流速に調整し、また検出された圧力が高い圧力の転移点よりも下降する場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するス

テップをさらに含むことができる。制限時間が設けられた別の方法及びコンピュータプログラム製品に関する実施形態では、調整するステップは、検出された圧力が制限時間を越えた時間に低い圧力の転移点よりも上昇する場合のみ、感知流速からの流速を注入流速に調整し、また検出された圧力が制限時間を越えた時間に高い圧力の転移点よりも下降する場合のみ、注入流速からの流速を感知流速に調整するステップも含むことができる。そのような実施形態では、制限時間を設けることにより、方法及びコンピュータプログラム製品に関する実施形態が、必要な膨張媒体の流速における変化を示していない一時的な及び／又は異常な圧力の上昇及び／又は下降に過剰反応するような流速の調整を確実に行わないようにされる。

【 0 0 1 6 】

10

幾つかの他の方法及びコンピュータプログラムに関する実施形態は、多数の内視鏡処置の過程にわたって記憶されている検出された圧力に対して適応応答することができる。例えば、方法に関する実施形態には、複数の注入処置に対応する複数の検出された圧力プロフィールを含むデータを記憶するステップ及び、記憶されたデータに少なくとも部分的に基づいて、制限時間、低圧の転移点、及び高圧の転移点を定義するステップが含まれる。幾つかのそのような実施形態によれば、調整するステップは、検出された圧力が制限時間を越えた時間に低い圧力の転移点よりも上昇する場合、感知流速からの流速を注入流速に調整し、また検出された圧力が制限時間を越えた時間に高い圧力の転移点よりも下降する場合に、注入流速からの流速を感知流速に調整するステップをさらに含むことができる。

【 0 0 1 7 】

20

そのような実施形態は、本願で説明されるように特筆すべき利点を提供する。

【 0 0 1 8 】

ここで、添付の図面を参照する。これらの図面は必ずしも縮尺通りに描画されていない。これらの図面は単に例示することを目的としており、本発明の範囲を限定することは意図していない。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

適用可能な添付の図面を参照して、本発明を説明する。本発明は、多くの異なった形態で具体化することができるが、本願に記載された実施形態に限定されると解釈してはならないことは理解されたい。むしろ、これらの実施形態は単に例証する目的のために提供される。同じ参照番号は全体を通して同じ要素を指す。

30

【 0 0 2 0 】

膨張媒体を内視鏡装置に送り出すためのシステム、方法及びコンピュータプログラム製品を内視鏡処置（結腸内視術など）を行うための二酸化炭素を含む注入媒体を提供することに関連して以下のように説明するが、本発明による実施形態は様々な種類の膨張媒体（様々なガス混合体及び、弛緩性及び／又は非痙攣性薬剤を含む媒体を含む）を、膨張媒体を供給する必要がある種々の異なる内視鏡器具及び／又は腹腔鏡器具に正確に制御可能に送るために利用することもできることを理解されたい。

【 0 0 2 1 】

本願で説明されるように、「内視鏡」及び「内視鏡装置」という用語は、内視鏡 1 3 0（その制御部 1 3 5 を含む）と内視鏡と動作可能に結合されて、従来の内視鏡システムの構成要素を形成する光源ユニット 1 2 0 との両方のことを指す。

40

【 0 0 2 2 】

当業者は理解されるように、胃腸内視鏡検査のための従来の操作には、内視鏡 1 3 0 を光源ユニット 1 2 0 に接続することが含まれる。この取合わせは全体的に、図 1 に示されている。内視鏡 1 3 0 は、臨床医が評価中に解剖学的なキャビティを通して操縦する間に盛んに操作するシステムの部分である。内視鏡 1 3 0 の先端部には、照明用光ファイババンドル、結像光学系、灌注管腔、注入管腔 1 5 0 及び／又は他のユーティリティ管腔を含む種々の構成部品及び管腔が含まれるが、これらに限定されることはない。内視鏡 1 3 0 の中間部には制御部 1 3 5 が含まれ、これを用いて内視鏡のオペレータは関節、灌注、

50

注入及び他の内視鏡 130 の機能を制御することができる。内視鏡 130 の近接端部では、内視鏡は光源ユニット 120 と動作可能に結合されている。システムの光源部 120 は、光ファイバーの光源を提供すること、ビデオ又はデジタル画像変換装置に対物光学素子を与えること、注入及び灌注するための内部空気圧縮機を提供すること、「水差し」121 を介して灌注及び灌注接続を提供することを含む幾つかの機能を提供することができるが、これらの機能に限定されることはない。

【0023】

内視鏡処置の間に膨張媒体を送り出す従来の空気注入法は、光源 120 の内部の空気圧縮機を利用する。使用中には、光源 120 の内部の空気ポンプ又は圧縮機（図示せず）が作動されて、多くの場合、空気ポンプは内視鏡を処置する間は連続的に動作する。圧縮空気の流れは、光源 120 から内視鏡 130 の管腔 124 を通って前進する。空気ポンプによって動かされた室内空気は、管腔 124 を通って内視鏡の制御部 135 に流れる。内視鏡 130 が制御部 135 と動作可能に結合された空気／水用バルブを備えていることは、当業者は理解されよう。このバルブは、内視鏡の残りの部分を通して患者に送られるガスを調整するために、臨床医が使用することができる（注入する流れ経路 150 を参照のこと）。ほとんどの内視鏡 130 の形状では、患者に対する注入空気（参照番号 150 を参照のこと）を調整する空気／水用バルブの部分は、内視鏡 130 の制御部 135 では単に開放ポートになっている。操作している間は、連続的に動作している空気ポンプからの注入空気は、必要に応じて、臨床医が内視鏡 130 の空気／水用バルブの一部として設けられたポートの上に指を選択的に置くことによって、大気中に排出されるか又は内視鏡を通して患者に送られる（注入する流れ経路を示す参照番号 150 を参照されたい）。

【0024】

従来の内視鏡 130 は、空気ポンプからの注入空気が水差し 121 に分岐されるような灌注管腔も備えている。空気ポンプからの注入空気は、水差し 121 の中で水に対する加圧媒体として動作する。内視鏡のオペレータが、灌注又は結像光学系を洗浄するために、内視鏡 130 の先端部 150 を通って水を送り出す動作を選択する場合、臨床医は単に空気／水用バルブのポート上に指を置いてそれを内側に押し下げるだけで、水差し 121 からの流路を開くことができる。この場合は、注入空気の代わりに灌注用の水が、平行な灌注用の管腔を通して患者に送られる。空気ポンプが発生した圧力により、水を水差し 121 から内視鏡 130 を通って移動させることができる。注入空気の場合のように、灌注用の水が内視鏡 130 の制御部 135 上の手動のポートを介して患者に与えられる。

【0025】

図 1 は、本発明の 1 つの実施形態による注入システム 100 を示している。この注入システム 100 は、膨張媒体のソース 110（注入ガスの圧力容器など）及び内視鏡装置 120 / 130 と流体連通して（例えば、光源ユニット 120 を介して）、本発明の 1 つの実施形態に基づいて、膨張媒体を内視鏡装置 120 / 130 に送り出すことができるようにしている。幾つかの実施形態によれば、注入システム 100 は、内視鏡装置 120 / 130 の管腔（例えば、内視鏡 130 の管腔 124、及び / 又は注入システム 100 と光源ユニット 120 との間を流体連通するチュービングセット 106 内で定義された管腔など）内の圧力レベル検出するためのコントローラ 101 を備えている。本発明の注入システム 100 の実施形態は、コントローラ 101 と連通するバルブ構体 103 も備えている。このバルブ構体 103 は、（例えば、光源ユニット 120 を介して）膨張媒体を内視鏡 130 に送りがつ、膨張媒体の過剰な供給や無駄を避けるように検出された圧力レベルに対応して内視鏡 130 に送られる膨張媒体の流速を調整するために、膨張媒体のソース 110 と内視鏡装置 120 / 130 の構成要素との間を流体連通している。図 1 に示されているように、本発明の注入システム 100 は、従来の光源 120 及び / 又は内視鏡 130 と動作可能に連結されている。

【0026】

本発明の幾つかの実施形態は、全体的に図 1 に示されているように、従来の内視鏡用の光源ユニット 120 を介して、胃腸用内視鏡 130 に接続された電空式注入器から成る注

入システム 100 を構成している。注入システム 100 と光源ユニット 120 との間の接続は、注入システム 100 の引出し口 208 と光源ユニット 120 の水差し 121 の中の接続部との間に配置されたチュービングセット 106 を介して実現できる。本発明の種々の実施形態によれば、チュービングセット 106 は、使用後その都度交換する及び／又は廃棄することができる使い捨ての医用級及び／又は生物学的適合性のあるチュービングから構成する。このため、本発明の注入システム 100 は、内視鏡による処置のステップの間に内視鏡 130 及び／又は光源ユニット 120 に取り込まれる可能性がある病原体から分離することができる。さらに、本発明の注入システム 100 の幾つかの実施形態は、注入システム 100 のバルブ構体 103 の出力部と内視鏡装置 130 の管腔 124 との間の流体連通の中にフィルタ装置 107 をさらに備えることができる。さらに、図 1 に示されているように、幾つかの実施形態では、このフィルタ装置 107 は、注入システム 100 のバルブ構体 103 の出力部と光源ユニット 120 への入力部（例えば、光源ユニット 120 の水差し 121 の中で定義されたポートなど）との間の流体連通の中で動作可能に連結されて、病原体が内視鏡装置 130 から本発明の注入システム 100 のバルブ構体 103 に通過するのを防ぐことができる。例えば、臨床医が水差し 121 を交換するとき不注意に液体をチュービングセット 106 を通してこぼした場合、このフィルタ装置 107 は病原体がバルブ構体 103 に通過するのを防ぐことができる。本発明の様々なシステムに関する実施形態によれば、このフィルタ装置 107 は、生物学的フィルタ、疎水性フィルタ、及びそれらの組合せを含むことができるが、これらに限定されることはない。

【0027】

従来の内視鏡処置に類似した方法では、（図 1 に全体的に示されているように）本発明の注入システム 100 を取り付けることにより、内視鏡 130 の管腔 124 の少なくとも 1 つに注入媒体及び／又は灌注用水の流れが提供される。しかしながら、本発明のシステムに関する実施形態は、内視鏡の接続部 135 を経由するユーザの制御入力に応答して、膨張媒体のソース 110 から内視鏡 130 に膨張媒体及び／又は注入媒体の「オンデマンド」の流れを提供することもできる。

【0028】

当業者が理解するように、従来の胃腸用内視鏡は、被験者の中で定義された解剖学的キャビティを適切に注入及び／又は灌注するために、毎分 3 リットルの範囲で最大出口圧力が 350 から 400 mmHg の公称流速を必要とする。これらの代表的な性能仕様は、注入媒体（例えば、CO₂ 又は室内空気）及び送出方法（光源ユニット 120 に組み込まれた空気ポンプ、又は本発明の種々の実施形態によって提供されたような電空式膨張媒体の調整）とは無関係である。本発明の注入システム 100 に関する種々の実施形態の 1 つの特別な利点は、内視鏡のオペレータが注入流路 150 を通って内視鏡 130 の先端部に膨張媒体を送るために、内視鏡の制御部 135 を操作するときに、注入流速（すなわち、毎分約 3 リットル）で膨張媒体を「オンデマンド」で提供することである。さらに、本発明の注入システム 100 に関する実施形態は、内視鏡 130 のオペレータが限度一杯の注入流速を必要としない間は、内視鏡の制御部 135 にある感知流路 140 を介して大気中に放出する控えめな感知流速（例えば、0.5 リットル／分）をさらに提供する。これにより、膨張媒体（圧力容器に充填された二酸化炭素など）を一層良く節約することができる。その上、本発明の実施形態は、多量の二酸化炭素を周囲の臨床環境（医療行為を行う場所すなわち病院内の内視鏡検査室など）に逃がすことを防止できる。内視鏡 130 に接続された光源の空気ポンプ又は機械的な CO₂ 調整装置から膨張媒体を提供するための従来のシステム及び方法は、臨床医又は他の内視鏡のオペレータによる制御入力に応答して膨張媒体を「オンデマンド」で提供することはしない。

【0029】

本発明の種々の実施形態によれば、注入システム 100 のコントローラ 101 は、内視鏡 130 の管腔 124 の中の圧力レベルを検出することができる。注入流速（注入流路 150 を通る膨張媒体の伝導に対応する）と感知流速（感知流路 140 を通る膨張媒体の伝導に対応する）に対する要求の間の検出可能な圧力差は、所定の処置で使用する特定の

内視鏡 130 に対して固有である。制御部 135 の空気 / 水用バルブが開く場合、内視鏡の管腔 124 の中には比較的低い一定の圧力レベルが存在する。さらに、空気 / 水用バルブが閉じる場合、内視鏡の管腔 124 中の圧力は、内視鏡の管腔の付加的な長さ（制御部 135 から注入流路 150 まで伸びている）及び検査中の解剖学的なキャビティの圧力レベルに関連した流れ抵抗の結果として増加する。例えば、空気 / 水用バルブが開いた状態で膨張媒体（注入ガスなど）が内視鏡を通して流れる場合、内視鏡の制御部 135 の上流の管腔の圧力は、10 ~ 30 mmHg の程度である。空気 / 水用バルブが閉じている場合、内視鏡の制御部の下流の内視鏡の流動管腔の付加的な長さによって与えられた付加的な流動抵抗により、内視鏡の管腔 124 及び / 又は注入媒体の接続部（例えば、水差し 121 のポート）における検出可能な圧力レベルが、流速が比較的一定の場合、約 50 から 150 mmHg まで増加される。同様に、空気 / 水用バルブが再開される場合、注入媒体の接続部（例えば、水差し 121 のポート）における上流の圧力はより低い圧力に戻る。

【0030】

このように、本発明の種々の注入システム 100 に関する実施形態によれば、コントローラ 101 は、内視鏡装置の管腔内の圧力を検出するための圧力用トランスジューサを備えている。注入システム 100 の幾つかの実施形態は、制御部 135 の上流の内視鏡 130 の媒体接続部における圧力レベルを測定できる、インライン出口圧力用トランスジューサ（コントローラ 101 の一部として）を備えている。幾つかの実施形態では、コントローラ 101 は、内視鏡 130 の管腔 124 中の圧力を検出することができる。別の実施形態では、コントローラ 101 は、チュービングセット 106 の中で定義された管腔内の圧力を検出することができる。このチュービングセット 106 は、従来の内視鏡装置の一部として設けられた従来の光源ユニット 120 の水差し 121 の中で定義されたポートと流体連通している。さらに別の実施形態では、コントローラ 101 は、光源ユニット 120 に対する内視鏡 130 の接続部の上流の光源ユニット 120 の内部の内部管腔の圧力を検出することができる。このように、出口圧力用トランスジューサは、オペレータが処置の間に内視鏡の制御部 135 の上に配置された空気 / 水用バルブを周期的に開閉するときの、全体的に図 3 ~ 図 5 に示された圧力差を解決することができる。処置のステップの間に、注入システム 100 のコントローラ 101 の部分は、圧力用トランスジューサの出力をモニタすることができる。本発明の幾つかのシステムに関する実施形態では、コントローラ 101 は、例えば圧力しきい値を記憶するために通信するメモリ装置 108 をさらに備えることができる（図 3 ~ 図 5 の要素 305、401、402、を参照のこと）。メモリ装置 108 及び / 又はコントローラ 101 は、空気 / 水用バルブが開いている（また膨張媒体を感知流路 140 を介して放出する）とき、（比較的低い）感知流速を出力するためにバルブ構体 103 を制御する、又は空気 / 水用バルブが閉じている（また膨張媒体を内視鏡 130 の先端部の注入流路 140 を介して放出する）とき、（比較的高い）注入流速を出力するためにバルブ構体 103 を制御するような決定を行うプログラム論理をさらに備えることができる（例えば、図 6 ~ 図 9 を参照されたい）。幾つかの注入システム 100 に関する実施形態によれば、バルブ構体 103 は、膨張媒体の流速を制御するための電空式バルブ構体又は他の電気機械式機構を含むことができる。この膨張媒体は、コントローラ 101（及び / 又は内蔵されている圧力用トランスジューサ）によって検出され圧力レベルに応答して、圧力容器に詰められたソース 110（圧縮された二酸化炭素の圧力容器など）から注入システム 100 を経由して送り出される。本発明の種々の実施形態によれば、注入流速は毎分約 1 ~ 20 リットルの間であり、感知流速は毎分約 0.05 ~ 0.5 リットルの間である。

【0031】

全体的に図 1 に示されるように、注入システム 100 の様々な実施形態は、内視鏡装置（例えば、光源ユニット 120 及び内視鏡 130 を含む）と圧縮された注入媒体の圧力容器などの膨張媒体のソース 110 との間が流体連通している。本発明の種々の実施形態によれば、膨張媒体には、二酸化炭素、非痙攣性ガス状媒体、弛緩性ガス状媒体、及び / 又は内視鏡の処置において膨張媒体として作用するこれらの媒体の組合せが含まれるが、こ

れらに限定されることはない。本発明の実施形態は圧力容器の膨張媒体（二酸化炭素など）を節約すること及び二酸化炭素を内視鏡検査室内に過度に放出することを避けることに對して特に有用であるが、本発明の注入システム１００に関する実施形態は、例えば圧縮空気（窒素成分を含む）の容器を含む種々のソース１１０からの膨張媒体を送り出すためにも使用できる。

【００３２】

本発明の注入システム１００に関する幾つかの実施形態は、圧力しきい値（例えば、図３の要素３０５を参照のこと）などのユーザ入力情報を受け取るためのユーザーインターフェース２００（図２を参照のこと）さらに備えて、注入システム１００が内視鏡装置の構成要素１２０／１３０内の検出された圧力の変化に十分に応答できるようにする。図２に示されているように、このユーザーインターフェース２００は、注入装置１００の前面パネルを備えている。ユーザーインターフェース２００は、注入システム１００のステータス（及び／又は膨張媒体の補給品１１０又は内視鏡装置の構成要素１２０／１３０のステータス）を表示するための種々の情報ディスプレイを備えている。例えば、ユーザーインターフェース２００は、内視鏡装置１２０／１３０に送り出された膨張媒体の体積を表示するための体積用ディスプレイ２０２を備えている。ユーザーインターフェースは、膨張媒体のソース１１０の中に残っている膨張媒体の体積を表示するための残留体積用ディスプレイ２０３も備えている。このユーザーインターフェース２００は、オペレータがユーザーインターフェース２００の構成要素として設けられている制御ダイヤル１０５を介して入力することができる圧力しきい値及び／又は（後でさらに詳細に説明するような）高圧の転移点を示すユーザ入力情報用ディスプレイ２０６も備えている。さらに、このユーザーインターフェースは、様々なユーザ入力情報を受け取るためのボタン及び／又はスイッチも備えている。例えば、前述されたような体積用ディスプレイ２０２を（例えば、新しい処置が開始されるときに）リセットするための「体積リセット」ボタン２０４が設けられている。ユーザーインターフェース２００は、膨張媒体が注入システム１００を介して流動するのを選択的に開始及び／又は中止するための、例えば「実行／停止」制御ボタン２０７も備えている。その上、注入システム１００のユーザーインターフェース２００は、システムを使用しない場合に、コントローラ１０１、バルブ構体１０３及び／又は注入システム１００の他の構成要素への電力を遮断するための（ロッカースイッチなどの）電源ボタン２０５も備えている。最後に、注入システム１００の幾つかの実施形態によれば、ユーザーインターフェース２００は、注入システム１００と（例えば、前述されたように、チューピングセット１０６及び／又はフィルタ装置１０７を経由して）内視鏡装置の構成要素１２０／１３０との間に流体連通を作るためのフロー出力部１２４も備えている。

【００３３】

注入システム１００のユーザーインターフェース２００及び／又はコントローラ１０１は、幾つかの実施形態では、さらに別の有効な機能を提供する。例えば、制御ダイヤル１０５の上の転移圧力（図３の要素３０５及び図２の転移ディスプレイ２０６を参照のこと）がゼロに設定される場合、流速の転移は無効にされて、注入システム１００が自動的に転移しないことを好む臨床医に対して、注入システム１００は膨張媒体を注入（高い）流速で送り出す。さらに、システム１００は、２５リットル増加すると膨張媒体の送りを自動的に中止することもできる。通常の内視鏡の処置に対して、一般的な膨張媒体の体積はこの体積のしきい値よりも少ない。このため、オペレータが処置が終わったときにこの装置を停止することを忘れた場合、又は注入システム１００をシャットダウンせずに何かの理由で処置を一時停止する場合、体積が２５リットルに達すると、システム１００は自動的に停止して、意図せずに膨張媒体を無駄にすることを避けることができる。追加の媒体が必要な場合、オペレータは単にスタートボタン２０７を押して動作を再開すると、体積用ディスプレイは５０リットルで再度停止するまで２５リットルから増加する。オペレータは処置と処置との間又は処置を行っている間の適当なときに、（体積リセットボタン２０４を押して）体積をリセットすることができる。

【 0 0 3 4 】

本発明の幾つかの実施形態によれば、ユーザーインターフェース 200 は、少なくとも 1 つの圧力しきい値（図 3 の要素 305 を参照のこと）を含む（例えば、制御ダイヤル 105 からの）ユーザ入力情報を受信することができる。幾つかの実施形態では、システム 100 は圧力しきい値 305 を記憶するためのメモリ装置 108 をさらに備えて、検出された圧力が圧力しきい値 305 よりも大きい場合、コントローラ 101 がバルブ構体 103 を制御して流速が注入流速になるように調整する。さらに、検出された圧力が少なくとも 1 つの圧力しきい値 305 よりも小さい場合、コントローラ 101 はバルブ構体 103 を制御して流速が感知流速になるように調整する。例えば、図 3 を参照すると、典型的な内視鏡処置で検出された圧力 300 対時間 310 の簡略化したプロットが示されている。感知フローの低い検出された圧力 302 は約 20 mmHg であり、注入フローの（高い）検出された圧力 301 は約 60 mmHg である。（制御ダイヤル 105 を介してオペレータが入力した）圧力しきい値 305 は、これらの検出された圧力 301、302 の間に設定される（例えば、40 mmHg）。このため、オペレータが空気/水用バルブを制御部 135 で閉じると、コントローラ 101 が検出した管腔圧力は増加する。コントローラ 101 がしきい値 305（40 mmHg）の管腔圧力が検出されたことを確認すると、コントローラ 101 は次にバルブ構体 103 を制御して、膨張媒体の流速を低い感知流速から高い注入流速に増加する。流れがより高い流速を継続すると、60 mmHg の「高い」平衡圧力 301 が内視鏡の管腔内で検出される。システム 100 はこの時、空気/水用バルブが閉じている間に膨張媒体を内視鏡装置 120 / 130 に高い膨張流速で送ることを継続する。最後に、注入流速が設定された後でオペレータが空気/水用バルブを開くと、内視鏡の管腔内の圧力は減少する。この圧力低下により、注入システム 100 が測定したように、圧力が 40 mmHg の圧力しきい値 305 よりも降下されると、コントローラ 101 は空気/水用バルブが開いていることを検出して、自動的にフローパラメータを感知流速に戻すように設定するため、内視鏡の制御部 135 が働いていないときに、周囲の臨床環境に放出されるガスの量が削減される。

【 0 0 3 5 】

図 4 を参照すると、幾つかのシステムに関する実施形態によれば、ユーザーインターフェース 200 は、低圧の転移点 401 及び高圧の転移点 402 を含むユーザ入力情報を（例えば、制御ダイヤル 105 を介して）受け取ることができる。さらに、幾つかの実施形態によれば、システム 100 は、低圧の転移点 401 を用いて事前プログラムされて（この低圧の転移点 401 は、例えば、コントローラ 101 と通信するメモリ装置 108 の中に記憶される）、低い感知フローと高い注入フローとの間の転移を定義する高圧の転移点 402 を入力するために制御ダイヤル 105 が使用されて、注入システム 100 を効果的に動作させるためにオペレータが入力する必要がある圧力の入力を単純化することができる。幾つかのそのような実施形態によれば、検出された圧力 300 が低圧の転移点 401 よりも上昇する場合は、感知流速からの流速を注入流速に調整するように、コントローラ 101 はバルブ構体 103 を制御することができる。さらに、検出された圧力 300 が高圧の転移点 402 よりも下がる場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するように、コントローラ 101 はバルブ構体 103 を制御するようにさらに適合される。例えば、図 4 の圧力 300 対時間 310 のプロットに示されるように、本発明の幾つかの注入システム 100 に関する実施形態では、オペレータが 2 つの圧力の転移点 401、402 を指定できるようにされる。高圧及び低圧の転移点 401、402 を使用することにより、注入システム 100 が高範囲の内視鏡装置 120 / 130 を用いて効果的に使用できるようにされる。例えば、制御部 135 の空気/水用バルブが開かれることにより、管腔内で十分な圧力降下が発生して、結果として圧力しきい値 305 よりも低い圧力が検出される場合のみ、（図 3 に示されるような）1 つの転移点 305 は効果がある。一方（401）は感知フローから注入フローへまた他方（402）は注入フローから感知フローへという 2 つの圧力転移点（401、402）を可能にするシステムに関する実施形態は、1 つの転移設定点 305 に関連した空気待ち時間（pneumatic latency）を除去することによって

10

20

30

40

50

、システム 100 の性能及び応答特性を向上することができる。非限定的な実施例を挙げると、図 4 に示された圧力時間の履歴は、2 つの転移圧力 401、402 によって囲まれて、「不感帯」を定義している。全体的に図 4 に示されているように、低圧転移点 401（例えば、20 mmHg）が、空気／水用バルブが開いた状態で、感知フロー 140（図 1 を参照のこと）に関連した 10 mmHg の平衡圧力 302 の上に設けられ、また高圧転移点 402（例えば、50 mmHg）が、空気／水用バルブが閉じた状態で、注入フロー 150（図 1 を参照のこと）に対して 60 mmHg の平衡圧力の直ぐ下に設けられている。

【0036】

本発明の幾つかの別のシステムに関する実施形態によれば、コントローラ 101（又はコントローラの中に設けられ及び／又はコントローラと通信するメモリ装置 108）は、プログラムされた制限時間 510（例えば、図 5 を参照のこと）を備えている。この制限時間 510 は、全体的に図 5 に示されているように、低圧及び高圧の転移点 401、402 を与えるための時間「フィルタ」を提供する。別の実施形態では、ユーザーインターフェース 200 は、そのような制限時間を含むユーザ入力情報を受信することができる。このため、幾つかのシステム 100 に関する実施形態によれば、検出された圧力 300 が時間しきい値 510 を超える時間に低圧の転移点 401 よりも上昇する場合は、感知流速からの流速を注入流速に調整するように、コントローラ 101 はバルブ構体を制御することができる。さらに、検出された圧力 300 が制限時間 510 を超える時間に高圧の転移点 402 よりも下がる場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するように、コントローラ 101 はバルブ構体 103 を制御することができる。例えば、図 5 の典型的な圧力 300 対時間 310 のプロットに示されるように、2 つの圧力転移点 401、402 を（例えば、事前プログラムされた時間しきい値 510 によって定義された）フィルタ処理アルゴリズムに関連して使用して、感知フローと注入フローとの間の間違った又は意図しない変化を最小にすることができる。そのようなフィルタ処理の必要性は、内視鏡 130 のオペレータが内視鏡処置の間に制御部 135 の水バルブを急速に繰り返し開閉するため、高い注入流速が長期わたって平衡圧力 301 を示すことはほとんどないという臨床的な実態から生じる。そのような変化は、活発に稼働している間に制御部 135 の上流の内視鏡のガス管腔の圧力時間の履歴を測定することによって実験的に観察することができることは、当業者は理解されよう。例えば、図 5 は、実際の臨床上的内視鏡処置を示す典型的な圧力 300 対時間 310 の履歴を示している。

【0037】

全体的に図 5 に示されているように、活発な内視鏡のナビゲーションが開始されて、感知フローから注入フローへのフロー転移が発生すると、本発明の注入システム 100 によって測定された内視鏡の圧力 300 は、内視鏡 130 の制御部 135 の空気／水用フローバルブの変化に同期して周期的に上下に変動する。そのようなスパイクの振幅により、高圧の転移点 402 の下に過渡的なくぼみが発生される。不注意のまた臨床的に混乱した低い感知フローへの転移を避けるために、（事前プログラムされた制限時間 510 及び／又はタイマ装置（図示せず）の利点を有する）本発明のコントローラ 101 は、所定の時間 510 に対して検出された圧力 301 を精査する。全てのそのような検出された圧力 300 がこの時間ウィンドウ 510 の中で高圧の転移点 402 よりも低い場合のみ、注入システム 100（又はその中に組み込まれたコントローラ 101）は、自動的にバルブ構体 103 を制御して、フローを感知流速に減少させる。時間しきい値 510 の継続時間は、これまでの臨床実験に基づいているため、幾つかの実施形態では、2 から 5 秒の範囲に定義される。このため、注入システム 100 のコントローラ 101 によって検出された圧力 300 が、プログラムされた制限時間 510 に対して高圧の転移点 402 より連続的に下に残る場合、それは空気／水用バルブが故意に開いていることを示すため、空気／水用バルブが再度閉じるまで、低いガス節約の感知流速に切り換えることが望ましい。

【0038】

本発明のシステム 100 の別の実施形態によれば、コントローラ 101 が、高圧及び低

10

20

30

40

50

圧のしきい値 4 0 2、4 0 1 及び制限時間 5 1 0 に自動的に適用するように適用性良く「学習」して、内視鏡装置の管腔内の検出された圧力の変化により効果的に応答するために、（例えば、図 3 ~ 図 5 に示されている）圧力 3 0 0 対時間 3 1 0 のプロットを収集及び記憶する。ユーザーインターフェース 2 0 0（図 2 を参照のこと）は、オペレータがそのような「適応」制御ルーチンを始動する「自動」モードを選択することができる制御ダイアル 1 0 5 を備えている。幾つかの実施形態では、注入システム 1 0 0 は、高圧の転移点 4 0 2 を自動的に求めることができる。前述されたように、内視鏡の制御部 1 3 5 の上流で検出された圧力 3 0 0 は、内視鏡を使用又は稼働している間に発振することがある。観察された圧力の振動は、前に説明された実施形態の 2 ~ 5 秒の制限時間 5 1 0 がほとんど全ての場合に十分であるような周波数である。この場合、開いた空気 / 水用バルブの圧力は高圧の転移点 4 0 2 の下に落ちる。しかしながら、幾つかの特定の臨床環境（ことによると幾つかの内視鏡装置を使用している状態で示されている）では、制御部 1 3 5 における空気 / 水用バルブが開く結果として、高圧の転移点 4 0 2 の下に落ちる検出された圧力 3 0 0 を生じない。このため、幾つかの実施例では、前に説明された実施形態は、意図された注入フローから感知フローへの転移を生成しない。従って、本発明の幾つかのシステム 1 0 0 に関する実施形態によれば、加えられた論理がメモリ装置 1 0 8 にプログラムされ、及び / 又は注入システム 1 0 0 のコントローラ 1 0 1 に組み込まれて（例えば、図 9 を参照のこと）、高圧及び / 又は低圧の転移点 4 0 1、4 0 2 が、検出された圧力 3 0 0 に対する適当な安定判別によって適用性良く求められる。

【 0 0 3 9 】

例えば、適応性のあるシステムは、コントローラ 1 0 1 のプログラム論理が、転移前の所定の時間 5 1 0 に事前プログラムされた圧力しきい値 4 0 2 より低い値を示す全ての一連の圧力 3 0 0 の測定値を捜すのではなく、メモリ 1 0 8 に記憶されたほぼ同じ大きさの連続した一連の圧力の測定値 3 0 0 を最初に捜す。そのような安定条件は、例えばオペレータが実際の内視鏡の使用を止めた後で、制御部 1 3 5 の空気 / 水用バルブが開いたままにされているときに発生する。一連の圧力の測定値 3 0 0 がその後で所定の時間 5 1 0 が続く所定の数のサンプルに対して（所定の許容範囲内で）安定した状態を保つ場合、注入システム 1 0 0 は、事前に設定された又は事前プログラムされた転移圧力 4 0 2 を何ら参照する必要なく、注入フローから感知フローへ転移する。適応学習に対して関連付けられた方法の論理ステップは、全体的に図 9 に示されている。

【 0 0 4 0 】

このため、幾つかの注入システム 1 0 0 に関する実施形態では、メモリ装置 1 0 8 は、支援コードを有する有限のアレイ変数を含む「圧力安定性検査メモリ（Pressure Stability Checking Memory）」を含んでいる。この支援コードは、スライディング時間ウィンドウ又はエポック（epoch）を提供する記憶されたデータに対して基準ポイントを積み重ねるすなわち与えることができる。そのような時間ウィンドウ又はエポックは、内視鏡の処置とリアルタイムで同期して進行するため、適当な遡及圧力履歴（retrospective pressure history）を評価するために利用することができる。処置の間にリアルタイムで処理された圧力履歴データをそのようにグルーピングする中で、多数の異なる種類のアルゴリズム及び支援論理を空気 / 水用バルブが開いていることを示す圧力の安定性（及び膨張媒体を節約する、低い感知流速に対する要求）を識別するために適用できる。

【 0 0 4 1 】

同様の安定性の取り組み方及び関連する論理を、図 9 に全体的に示される論理に適用して、感知（低い）流速から注入（高い）流速への転移を処理して、注入システム 1 0 0 を全てではないにしても、たいていの内視鏡 1 3 0 及び / 又は光源ユニット 1 2 0 の種類及びブランドに対して自動的に適合させる。「適応」方法に関するさらに別の実施形態では、そのような適応システムを補強するために、人工知能の技術を適用することもできる。より詳細には、補助装置メモリ 1 0 8 及び処理アルゴリズムは、慣習又はユーザ固有の幾つかの使用パターンを示す圧力時間の履歴をさらに詳細に調べる。この場合、そのような集合的な履歴を使用して、特定の内視鏡のオペレータ又は臨床用途（特定の処置の種類な

ど)に対する装置の性能をさらに最適化するように、ユーザ/臨床固有の予想応答論理を開発することができる。

【0042】

図6～図9は全体的に、膨張媒体を(例えば、膨張媒体のソース110から)膨張媒体のソース110と流体連通している(光源ユニット120及び/又は内視鏡130を含む)内視鏡装置に送り出すための、本発明の幾つかの別の方法に関する実施形態を示す。後でさらに説明されるように、種々の方法に関する実施形態は、(メモリ装置108及びバルブ構体103と通信する)電子コントローラ101が実行するコンピュータプログラム製品のステップとして実現される。この)電子コントローラ101は、膨張媒体のソース110と内視鏡装置の構成要素120/130との間が流体連通されている電空式注入システム100の一部として具備されている。

10

【0043】

例えば、図6に示されている、本発明の1つの方法に関する実施形態によれば、この方法は、内視鏡装置の管腔124(及び/又は注入システム100と光源ユニット120との間に介在されたチューブセット106により定義された管腔)の中の圧力レベルを検出する(及び/又は検出された圧力に応答して流速を条件付きで調整する)ためのステップ610、内視鏡装置への膨張媒体の配送を調整するための配送及び/又は調整するステップ620、及び膨張媒体の過渡の供給及び無駄を防ぐために、検出された圧力レベルに回答して内視鏡装置に送られる膨張媒体の流速を調整するための条件付きで調整するステップ630を含むステップから構成されている。(全体的に図6～図9に示されている)ステップ610には、圧力を検出するステップ及び/又はこの検出された圧力に回答して膨張媒体の流速を条件付きで調整するステップが含まれる。さらに、概ね前述したように、検出及び/又は条件付きで調整するステップ630は、検出された圧力が内視鏡の制御部135における空気/水用バルブが開いていることを示す場合、膨張媒体の流速を(低い)感知流速(毎分約0.05から0.5リットルの間)に調整するステップを含んでいる。ここで、空気/水用バルブが開いていると、膨張媒体が制御部135の感知流路140から放出されることになる。さらに、この検出及び/又は条件付きで調整するステップ630は、検出された圧力が内視鏡の制御部135で空気/水用バルブが閉じていることを示す場合、膨張媒体の流速をより高い注入流速(毎分約1から20リットルの間)に調整するステップを含んでいる。ここで、空気/水用バルブが閉じている場合、注入流路150を通る膨張媒体の方向は、内視鏡130の先端部から被験者の解剖学的なキャビティの中心に向かう。

20

30

【0044】

図6～図9に示されているように、この方法には、オペレータが「フロー停止/実行」ボタン207を押すことによって起動される「処置停止」命令を検出するステップ640も含まれる。この「フロー停止/実行」ボタン207は、本発明の幾つかのシステム100に関する実施形態に基づいて、ユーザーインターフェース200の一部として備えられている。さらに、この方法には、検出された圧力に回答して膨張媒体の流速を調整するための制御フィードバックループ650も含まれる(以下により詳細に説明される)。

【0045】

40

本発明の幾つかの方法に関する実施形態によれば、この方法には、ソース110と内視鏡装置(図1の構成要素120及び130を参照のこと)との間の流体連通の中の(使い捨てのチュービングセット106などの)流路をフィルタ処理するステップがさらに含まれ、病原体が内視鏡装置から膨張媒体のソースに通過するのを防止している。このフィルタ処理するステップは例えば、本発明の注入システム100と内視鏡装置の光源ユニット120との間の流体連通の中にフィルタ装置107を設けるステップを含む。種々の実施形態によれば、フィルタ装置107には例えば、生物学的フィルタ、疎水性フィルタ、及び内視鏡装置から注入システム100のバルブ構体103に病原体が通過するのを防止できる他のフィルタ装置が含まれる。

【0046】

50

その上、幾つかの方法に関する実施形態には、検出及び／又は条件付きで調整するステップ630を制御するためのユーザ入力情報を受信するステップがさらに含まれる。例えば、この受信するステップは、本発明の注入システム100の一部として設けられたユーザインターフェース200（例えば、図2を参照のこと）の一部として、制御ダイヤル105を提供するステップを含む。このため、オペレータがメモリ装置108に記憶される1つ以上の圧力しきい値305（例えば、図3を参照のこと）及び／又は1つ以上の低圧及び高圧の転移点401、402（例えば、図4を参照のこと）を入力すると、本発明のシステム100に関する実施形態のコントローラ101は、1つ以上のユーザ入力情報を（例えば、ステップ610で、ほぼリアルタイムで得られた）検出された圧力と比較して、検出及び／又は条件付きで調整するステップ630を実行する。

10

【0047】

本発明のシステム100に関する実施形態に関連して前に説明したように、（図2を参照のこと、例えば、制御ダイヤル105を介してユーザインターフェース200によって受信される）ユーザ入力情報は、少なくとも1つの圧力しきい値を含んでいる（図3の要素305を参照のこと）。このため、検出及び／又は条件付きで調整するステップ630は、検出された圧力が少なくとも1つの圧力しきい値305よりも大きい場合、流速を注入流速に調整するためのステップ631をさらに含んでいる。さらに、この検出及び／又は条件付きで調整するステップ630は、検出された圧力が少なくとも1つの圧力しきい値305よりも低い場合は、流速を感知流速に調整するためのステップ632も含んでいる。このため、1つの典型的な方法に関する実施形態によれば、図6のフローチャートに示されているように、この方法は最初に、流速が感知流路140（図1を参照のこと）からの膨張媒体の発散に対応する（低い）感知流速に設定される起動段階を含む。次に、この方法は、内視鏡装置の管腔内の圧力を検出するステップ610（例えば、開始処置）を含む。ステップ620には、膨張媒体の内視鏡に対する送出を設定された流速（処置を開始するための感知流速）に調整するステップが含まれる。次に、ステップ630には、検出された圧力レベルを1つ以上の圧力しきい値と順番に比較するステップ、及びそれに応じて流速を調整するステップが含まれる。このため、（図6に概略的に示されているように）この方法の電子的な実施形態は、検出及び／又は条件付きで調整するステップ630の一部として生ずる圧力の比較にตอบสนองして、送出された膨張媒体の流速を調整するためのフィードバックループ650を含んでいる。

20

30

【0048】

別の方法に関する実施形態では、ユーザ入力情報には一対の圧力の転移点（例えば、図4に示されているような高い点402及び低い点401）が含まれる。幾つかの実施形態によれば、ユーザ入力情報には高圧の転移点402しか含まれず、一方幾つかのシステム100に関する実施形態の一部として設けられたコントローラ101は、低圧の転移点401を用いて事前プログラムされる。図7に概略的に示されている1つのそのような方法に関する典型的な実施形態では、検出及び／又は条件付きで調整するステップ630は、内視鏡の管腔内で検出された圧力レベルを高圧及び低圧の転移点402、401と比較するための構成要素のステップ730及び732をさらに含んでいる。例えば、ステップ731には、検出された圧力が低圧の転移点401よりも上昇する場合（これは、（図1に示されているように、）制御部135の中に含まれたバルブが閉じていて、膨張媒体の方向が注入流路150に向かっていていることを示している）は、感知流速からの流速を注入流速に調整するステップが含まれる。さらに、ステップ732には、検出された圧力が高圧の転移点402よりも下がる場合（これは、（図1に示されているように、）制御部135の中に含まれたバルブが開いていて、膨張媒体が感知流路140を通して発散していることを示している）は、注入流速からの流速を感知流速に調整するステップが含まれる。

40

【0049】

前述されたように、本発明の幾つかのシステム100に関する実施形態は、システム100が高い注入流速で膨張媒体を送出することから低い感知流速で膨張媒体を送出することに不適切にシフトしないように、1つ以上の低圧及び高圧の転移点401及び402と

50

交差する検出された圧力 300 における一時的な変化をフィルタ処理及び／又は無視するためのプログラムされた制限時間 510 (図 5 を参照のこと) を提供する。例えば、図 8 に概略的に示されている方法に関する実施形態によれば、この方法には、圧力の検出及び／又は条件付きの流速の調整 (ステップ 610) 及び膨張媒体の送出の調整 (ステップ 620) を開始する前に、タイマをリセットするためのタイマ・リセット・ステップ 810 が含まれる。図 8 に示されているように、検出及び／又は条件付きで調整するステップ 630 には、検出された圧力の中で瞬間の及び／又は一時的なシフトにตอบสนองして膨張媒体の流速が不適切にシフトすることを避けるために、時間フィルタ処理する圧力検出を行うための幾つかのサブルーチンが含まれる。1つの方法に関する実施形態によれば、検出及び／又は条件付きで調整するステップ 630 には、検出された圧力が制限時間を超える時間 10
に低圧の転移点よりも上昇する場合は、感知流速からの流速を注入流速に調整するステップが含まれる。しかしながら、多くの場合、方法に関する実施形態には、検出された圧力が制限時間を超える時間 510 (図 5 を参照のこと) に高圧の転移点 402 よりも下がる場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するための時間フィルタ処理するステップ 831 ~ 834 が含まれる。例えば、ステップ 831 では、検出された圧力が低圧の転移点 401 を一瞬でも超える場合、この方法は感知流速から注入流速にシフトする。その上、検出された圧力が最初に高圧の転移点 402 よりも下がる場合は、ステップ 832 は (プログラムされた制限時間からカウントダウンする) タイマを始動させるステップを含む。ステップ 833 及び 834 によれば、この方法には、検出された圧力が制限時間 510
20 を超える途切れない時間に高圧の転移点 402 よりも下がる場合、注入流速から感知流速に調整するステップ (ステップ 834 を参照のこと) が含まれる。この方法に関する実施形態の中で電子的に実行される実施形態は、流速の調整が行われた後でステップを再開するための電子的フィードバックループ 650 も備えている。

【0050】

例えば図 9 に示されている本発明の別の方法に関する実施形態には、時間をかけて収集されかつメモリ装置 108 (このメモリ装置は、本発明のシステム 100 に関する実施形態ではコントローラ 101 と通信する) に記憶されている履歴の圧力データに基づいて、低圧及び高圧の転移点 401、402 及び／又は制限時間 510 を適用性良く及び／又は自動的に決定するための方法が含まれている。そのような適応性のある方法には、(概ね
30 ステップ 932 で示されているような)「圧力安定性検査メモリ」の中の複数の注入処置に対応する複数の検出された圧力プロファイルを含むデータを記憶するためのステップが含まれる。そのような方法には、少なくとも部分的に記憶データに基づいた制限時間 510、低圧の転移点 401、及び高圧の転移点 402 を定義するステップも含まれる。幾つかの実施形態によれば、高圧の転移点 402 は、メモリ 108 が直前の圧力測定サンプルを記憶して、かつ (全体的にステップ 933 に示されているように) その後の測定値が先行する測定値に関連して定義された範囲内にあるかどうかを確認するように動的に定義される。幾つかの実施形態では、低圧の転移点 401 がコントローラ 101 の中でプログラムされて、検出された圧力が低圧の転移点 401 を超えると、コントローラ 101 がこの方法の適応性のある部分を起動する。しかしながら、幾つかの実施形態では、この方法の適応性のある部分には、動的な低圧の転移点 401 を定義するステップも同様に含まれる
40 ため、検出及び／又は条件付きで調整するステップ 630 は、検出された圧力が制限時間を超える時間に動的な低圧の転移点よりも上昇する場合、感知流速からの流速を注入流速に調整するステップ、及び／又は検出された圧力が制限時間を超える時間に動的な高圧の転移点よりも下がる場合は、注入流速からの流速を感知流速に調整するステップを含んでいる。

【0051】

システム及び方法を提供することに加えて、本発明は前述された動作を実行するコンピュータプログラム製品も提供する。このコンピュータプログラム製品は、媒体の中に取り入れられたコンピュータが読取り可能なプログラムコードを有するコンピュータが読取り可能な記憶媒体を有する。図 1 を参照すると、コンピュータが読取り可能な記憶媒体は、
50

バルブ構体 103 と通信するコントローラ 101 及び / 又はメモリ装置 108 の一部として備えられて、コンピュータが読取り可能なプログラムコード手段を実行して、前述された動作を遂行する。

【0052】

図 6 ~ 図 9 は、本発明の実施形態による方法、システム及びプログラム製品の非限定的なブロック図、フローチャート及び制御流れ図である。ブロック図、フローチャート及び制御流れ図の各ブロック又はステップ、及びブロック図、フローチャート及び制御流れ図のブロックの組合せは、コンピュータプログラムの命令によって実行することができる。これらのコンピュータプログラムの命令は、コンピュータ（バルブ構体 103 及び / 又は本発明の実施形態に関連して本願で説明された注入システム 100 の他の電空構成要素と通信するコントローラ 101 を含むが、これらに限定されることはない）又はマシンを作る他のプログラム可能な装置にロードされて、コンピュータ又は他のプログラム可能な装置上で実行する命令がブロック図、フローチャート又は制御流れブロック又はステップの中で指定された機能を実行する手段を形成する。コンピュータ又は他のプログラム可能な装置を特定の方法で機能させることができるこれらのコンピュータプログラムの命令を、コンピュータが読取り可能なメモリの中に記憶して、コンピュータが読取り可能なメモリの中に記憶された命令が、ブロック図、フローチャート又は制御流れブロック又はステップの中で指定された機能を実行する命令を含む製品を作ることでもある。コンピュータプログラムの命令をコンピュータ又は他のプログラム可能な装置にロードし、とりわけ一連の動作ステップをコンピュータ又は他のプログラム可能な装置上で実行させることもできる。これにより、コンピュータの実行による処理を実現することができ、コンピュータ又は他のプログラム可能な装置上で実行される命令がブロック図、フローチャート又は制御流れブロック又はステップの中で指定された機能を実行するステップを提供することができる。

【0053】

従って、ブロック図、フローチャート又は制御流れ図のブロック又はステップは、とりわけ指定された機能を実行する手段の組合せ、指定された機能を実行するステップの組合せ及び指定された機能を実行するプログラム命令の手段に対応する。ブロック図、フローチャート又は制御流れ図の各ブロック又はステップ、及びそれらの組み合わせは、指定された機能若しくはステップを実行する特殊目的のハードウェアベースのコンピュータシステム、又は特殊目的のハードウェア及びコンピュータ命令の組み合わせによって実行されることができることも理解されよう。

【0054】

本願に記述された本発明の他の変形例及び他の実施形態は、前述した説明及び関連した図面の中で示された教義の利点を有する本発明が属する技術分野に精通した者には思い浮かぶであろう。このため、本発明は開示された特定の実施形態に限定されるものではなく、また変形例及び他の実施形態は添付した特許請求の範囲の中に含まれるものとすることは理解されよう。本願の中で特別な用語が使用されるが、それらの用語は一般的であり説明のためのみに使用されるものであり、本発明の範囲を限定する目的で使用されたものではない。

【0055】

さらに、明細書の全体にわたって、構成体が特定の構成要素を有する、含む、又は備えると記述される場合、又は処理システム又は方法が特定のステップを有する、含む、又は備えると記述される場合は、本発明の構成体が本質的に列挙された構成要素から構成する又は列挙された構成要素から成る、また本発明の処理システム又は方法が列挙されたステップから構成する又は列挙されたステップから成ることを意図している。その上、ステップの順序又はある動作を実行する順序は、本発明が使用可能で存続する限り重要ではないことは理解されたい。それに加えて、2 つ以上のステップ又は動作が、本願で開示された発明に関して同時に実行されることもある。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】本発明の 1 つの実施形態に基づいて、膨張媒体のソースと内視鏡装置との間が流体連通された注入システムの限定されない概略図である。

【図 2】本発明の 1 つの実施形態による注入システムのユーザーインターフェースの前面パネルの限定されない概略図である。

【図 3】1 つの定義された圧力しきい値に関連して、注入処置の代表的な部分の間の内視鏡装置の管腔内で検出された圧力対時間のプロットを示す、限定されない時間対圧力のプロットを示す図である。

【図 4】低圧の転移点及び高圧の転移点に関連して、注入処置の代表的な部分の間の内視鏡装置の管腔内で検出された圧力対時間のプロットを示す、限定されない時間対圧力のプロットを示す図である。

10

【図 5】低圧の転移点、高圧の転移点、及び定義された制限時間に関連して、注入処置の代表的な部分の間の内視鏡装置の管腔内で検出された圧力対時間のプロットを示す、限定されない時間対圧力のプロットを示す図である。

【図 6】圧力検出、引渡し、及び流速調整ステップを含む、本発明の方法及び / 又はコンピュータプログラムに関する実施形態の限定されないフローチャートを示す図である。この図で、調整ステップには、しきい値圧力に対する検出された圧力の相対値に応答して流速を調整するステップが含まれる。

【図 7】圧力検出、引渡し、及び流速調整ステップを含む、本発明の方法及び / 又はコンピュータプログラムに関する実施形態の限定されないフローチャートを示す図である。この図で、調整ステップには、低圧の転移点及び高圧の転移点の両方に対する検出された圧力の相対値に応答して流速を調整するステップが含まれる。

20

【図 8】圧力検出、引渡し、及び流速調整ステップを含む、本発明の方法及び / 又はコンピュータプログラムに関する実施形態の限定されないフローチャートを示す図である。この図で、調整ステップには、低圧の転移点、高圧の転移点、及び定義された制限時間に対する検出された圧力の相対値に応答して流速を調整するステップが含まれる。

【図 9】圧力検出、引渡し、及び流速調整ステップを含む、本発明の適応方法及び / 又はコンピュータプログラムに関する実施形態の限定されないフローチャートを示す図である。この図で、調整ステップには、低圧の転移点、高圧の転移点、及び制限時間を含む幾つかの自動的に検出されたしきい値に対する検出された圧力の相対値に応答して流速を調整するステップが含まれる。

30

【図 1】

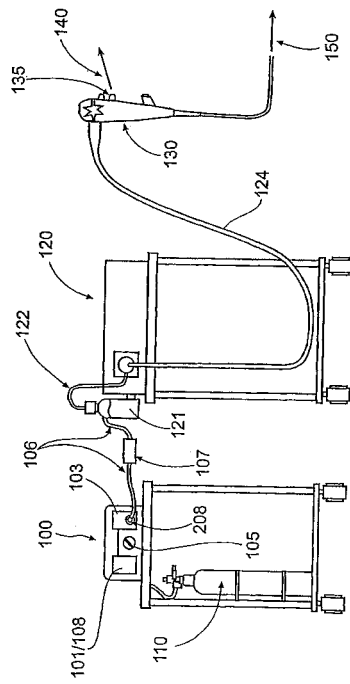


FIG. 1

【図 2】

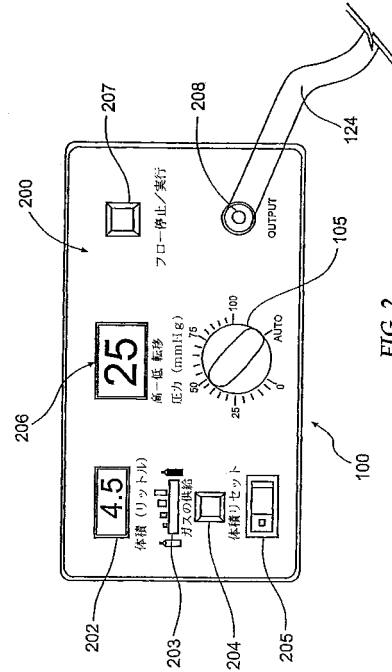


FIG. 2

【図 3】

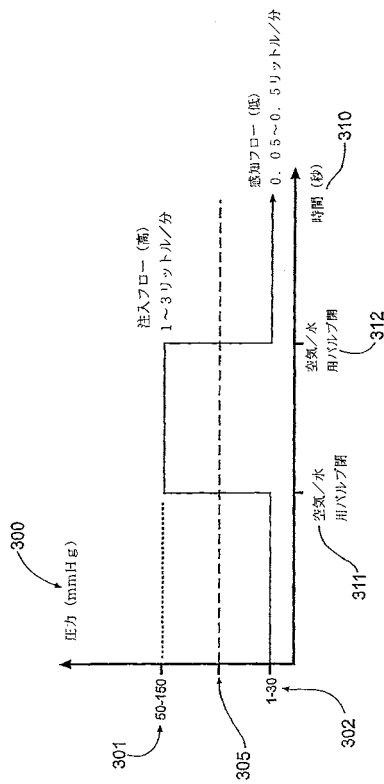


FIG. 3

【図 4】

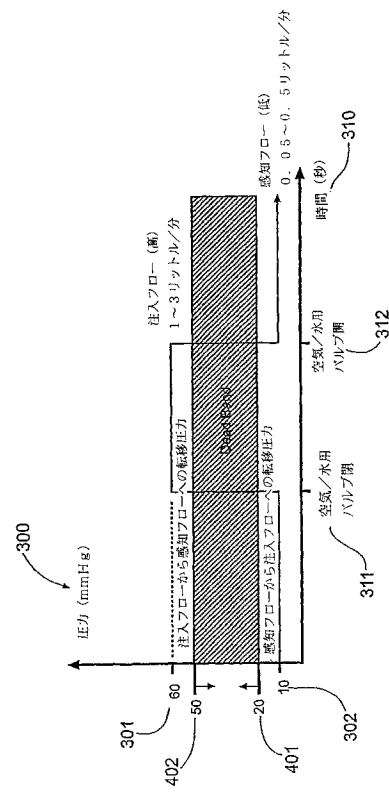


FIG. 4

【 図 5 】

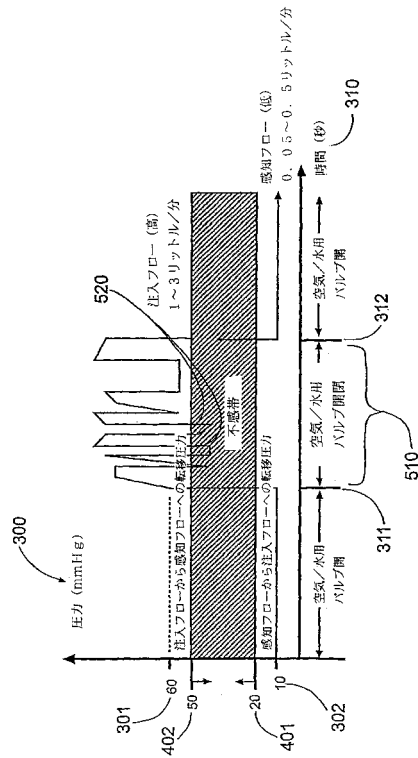
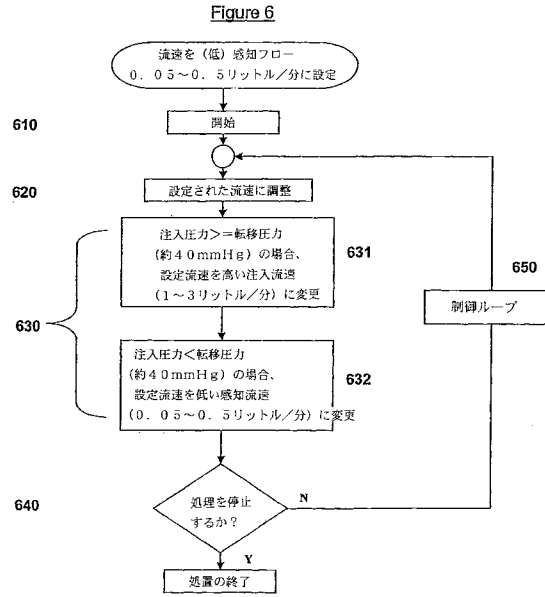
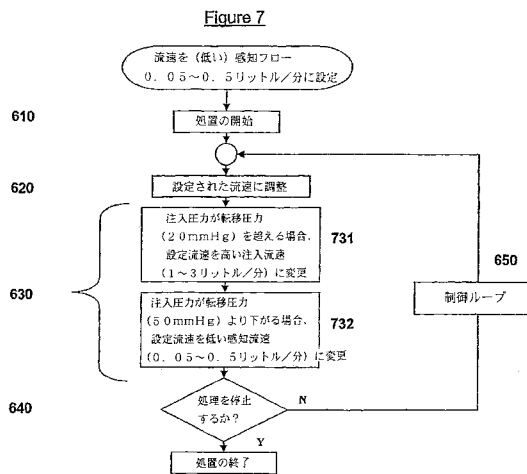


FIG. 5

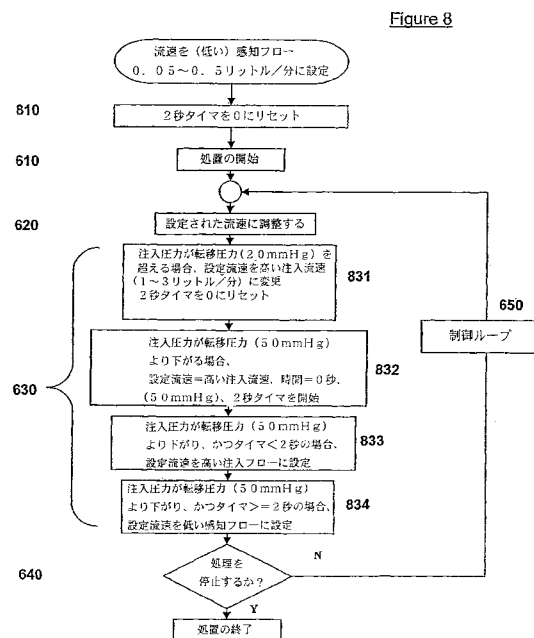
【 図 6 】



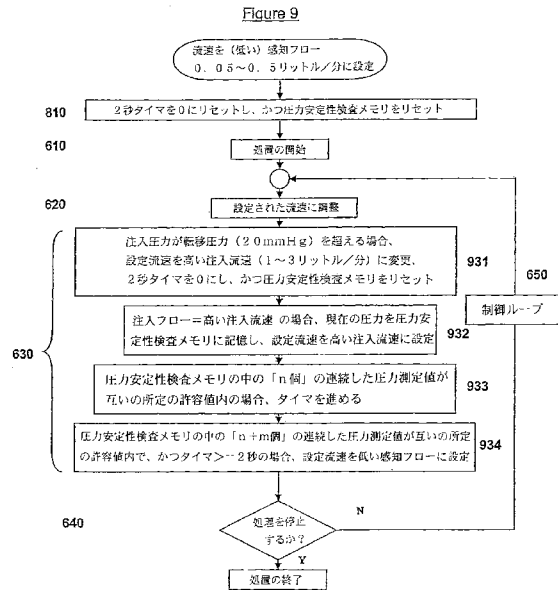
【圖 7】



【 図 8 】



【図 9】



フロントページの続き

(74)代理人 100118407

弁理士 吉田 尚美

(74)代理人 100130960

弁理士 岡本 正之

(72)発明者 ウィリアムズ, ロバート・シー, ジュニア

アメリカ合衆国ニューヨーク州 11678, フォート・サロンガ, ノースフィールド・ドライブ
9

(72)発明者 クルツィナ, ピーター・エム

アメリカ合衆国ニューヨーク州 11507, アルバートン, フィッシュ・アヴェニュー 19

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平07-265261(JP, A)

米国特許第05006109(US, A)

米国特許第05178606(US, A)

米国特許第05176629(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	信息系统，方法和计算机可读记录介质		
公开(公告)号	JP5208753B2	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	JP2008537841	申请日	2006-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	E-Z-EM公司		
申请(专利权)人(译)	E - 乔其纱 - EM公司		
当前申请(专利权)人(译)	布拉科诊断公司		
[标]发明人	ウィリアムズロバートシージュニア クルツィナピーターエム		
发明人	ウィリアムズ,ロバート・シー,ジュニア クルツィナ,ピーター・エム		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61M13/003 A61M2202/0225 A61M2205/3344 A61M2205/502 A61M2202/0007		
FI分类号	A61B1/00.332.C A61B1/00.332.D		
代理人(译)	河村 英文 吉田直美 冈本正幸		
优先权	11/257229 2005-10-24 US		
其他公开文献	JP2009512535A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种系统，方法和计算机程序产品，用于控制膨胀介质（例如吹入气体）从膨胀介质源到内窥镜装置的供应，以防止过量排气和/或浪费膨胀的媒体。更具体地，本发明提供了检测内窥镜装置的腔内的压力水平，并且至少部分地基于检测到的压力水平来调节膨胀介质的供应参数，并且在一些情况下，检测所检测的压力水平之间的关系。压力水平和用户定义的阈值。

【 图 2 】

