

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4987410号
(P4987410)

(45) 発行日 平成24年7月25日(2012.7.25)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/12

請求項の数 14 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-267208 (P2006-267208)
 (22) 出願日 平成18年9月29日 (2006.9.29)
 (65) 公開番号 特開2007-98129 (P2007-98129A)
 (43) 公開日 平成19年4月19日 (2007.4.19)
 審査請求日 平成21年6月11日 (2009.6.11)
 (31) 優先権主張番号 11/240,060
 (32) 優先日 平成17年9月30日 (2005.9.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 591286579
 エシコン・インコーポレイテッド
 ETHICON, INCORPORATED
 アメリカ合衆国、ニュージャージー州、サ
 マービル、ユー・エス・ルート 22
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (72) 発明者 リチャード・エー・ジャクソン
 アメリカ合衆国、92649 カリフォル
 ニア州、ハンチントン・ビーチ、スパーク
 ラー・ドライブ 3372

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡にある検査用ポートの接続状態を検出する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

クリーニング処理中に、内視鏡のシースの下にある内部空間につながっている内視鏡ポ
 ートに検査用接続部が適切に接続されていることを検出する方法において、

a) 前記内視鏡ポートに接続されているエアバッファを前記内部空間内の圧力より
 大きな所定圧力まで加圧する段階と、

b) 隔離弁を用いて前記検査用接続部から前記エアバッファを隔離する段階と、

c) 前記隔離弁を開き、前記エアバッファの圧力を測定する段階と、

d) 前記エアバッファの圧力が所定量下にならない場合に、前記検査用接続部が前記
 内視鏡ポートに正しく接続されていないと判断する段階と、

を含む、方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法において、

前記エアバッファの容積が、前記内部空間の容積の 10% から 300% の間である
 、方法。

【請求項 3】

請求項 1 記載の方法において、

前記エアバッファの容積が、前記内部空間の容積の 50% から 200% の間である
 、方法。

【請求項 4】

10

20

請求項 1 記載の方法において、
前記エアバッファの容積が、前記内部空間の容積の 80 % から 120 % の間である、方法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の方法において、
前記エアバッファが一定の容積を有する、方法。

【請求項 6】

請求項 1 記載の方法において、
前記段階 d) の前記所定量が前記所定圧力の 9 % から 91 % の間である、方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の方法において、
前記段階 d) の前記所定量が前記所定圧力の 25 % から 75 % の間である、方法。

【請求項 8】

請求項 1 記載の方法において、
前記検査用接続部が前記ポートに正しく接続されていないと判断されたことをユーザに知らせる段階、
をさらに含む、方法。

【請求項 9】

請求項 1 記載の方法において、
前記エアバッファが前記内部空間と流体連通している間に前記エアバッファを加圧する段階と、

その後前記段階 c) の前に、前記隔離弁および前記検査用接続部の間に配置されている通気口を介して圧力を抜く段階と、

をさらに含む、方法。

【請求項 10】

請求項 9 記載の方法において、
前記段階 d) の後に、前記内部空間を 2.40×10^4 パスカル (240 mbar) を超える圧力まで再加圧する段階と、

その後前記内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、前記内部空間に関する漏れ試験を行う段階と、

をさらに含む、方法。

【請求項 11】

請求項 1 記載の方法において、
前記段階 d) の後に、前記内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、前記内部空間に関する漏れ試験を行う段階、

をさらに含む、方法。

【請求項 12】

請求項 1 記載の方法において、
前記段階 b) が前記段階 a) の前に行われる、方法。

【請求項 13】

請求項 1 記載の方法において、
前記内視鏡の機種名がコントロール・システムに入力されており、
前記段階 d) の間に、前記エアバッファ内の圧力をそのような機種名から予想される既知の圧力と比較する、
方法。

【請求項 14】

請求項 1 記載の方法において、
前記段階 a) の前に、前記エアバッファの容積を調節することにより、前記エアバッファの容積を前記内部空間の容積に、より厳密に合わせる段階、

をさらに含む、方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の背景〕

本発明は、滅菌技術を含む汚染除去技術に関するものである。本発明は、医療機器、特に内視鏡や、使用後に汚染除去をしなければならないチャンネルまたはルーメンを有する他の医療機器の汚染処理に関連した用途が特にある。

【0002】

内視鏡や、その中に形成されたチャンネルやルーメンを有する同様の医療機器は、医療的処置を行う際に、ますます使用されるようになってきている。このような機器に人気があるため、これらの機器を使用する合間に行う汚染除去をその速度およびその効果の両方の点から改善することが求められている。

【0003】

このような内視鏡をクリーニングし、殺菌または滅菌する一般的な1つの方法では、自動式内視鏡再処理装置を利用しており、この再処理装置は、内視鏡を洗浄し、かつ、殺菌または滅菌を行う。通常、このような装置は洗浄槽を備えており、この洗浄槽には、中に手を入れられるように選択的に開閉するカバー部材が付いている。ポンプが内視鏡の中を通っているさまざまなチャンネルに接続されて流体をそこに流し、また、別のポンプが内視鏡の外側表面に流体をかける。通常、洗剤を用いた洗浄サイクルにすぎサイクルが続く、そして、滅菌または殺菌サイクルとすぎが続く。たいていの可撓性内視鏡は可撓性シース、例えばポリウレタン製のものを有し、このシースは、内視鏡のワイヤ、導管および光ファイバーの束を覆っている。シースに傷がある場合、内視鏡にクリーニング処理を施すことは望ましくない。シースの傷を検査する方法としては、シースを加圧して、圧力減衰を測定するというものがある。このような検査では、検査用ポートにおける接続不良は分からない。

【0004】

〔発明の概要〕

本発明による方法は、内視鏡のシースの下にある内部空間につながっている内視鏡ポートに検査用接続部が適切に接続されていることをクリーニング処理中に検出する。本方法は、a) 内視鏡ポートに接続されているエアバッファを内部空間内の圧力より大きな所定圧力まで加圧する段階と、b) エアバッファを検査用接続部から隔離弁を用いて隔離する段階と、c) 隔離弁を開き、エアバッファの圧力を測定する段階と、d) エアバッファの圧力が所定量下にならない場合に、検査用接続部が内視鏡ポートに正しく接続されていないと判断する段階とを含む。

【0005】

好ましくは、エアバッファの容積が内部空間の容積の10%から300%の間であり、より好ましくは、エアバッファの容積が内部空間の容積の50%から200%の間である。最も好ましくは、エアバッファの容積が内部空間の容積の80%から120%の間である。

【0006】

本発明の一態様では、エアバッファが一定の容積を有する。あるいは、エアバッファの容積を内部空間の容積に、より厳密に合わせることができるよう、エアバッファは可変であってもよい。

【0007】

好ましくは、段階d)の所定量が所定圧力の9%から91%の間であり、より好ましくは、25%から75%の間である。

【0008】

ユーザに検査用接続部がポートに正しく接続されていないと知らせることであってもよい。

【0009】

好ましくは、段階 d) の後に、内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、内部空間に関する漏れ試験を行う。

【 0 0 1 0 】

エアバッファが内部空間と流体連通している間にエアバッファを加圧し、次に段階 c) の前に、隔離弁と検査用接続部との間に配置されている通気口を介して圧力を抜く。好ましくは、この後に、内部空間を 2.4×10^4 パスカ (2 4 0 m b a r) を越える圧力まで再加圧し、次に、内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、内部空間に関する漏れ試験を行う。

【 0 0 1 1 】

段階 b) が段階 a) の前に行われる。

10

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様において、内視鏡の機種名がコントロール・システムに入力されており、段階 d) の間に、エアバッファ内の圧力をそのような機種名から予想される既知の圧力と比較することにより、その情報を確認する。

【 0 0 1 3 】

本発明は、さまざまな構成要素、構成要素の構造、並びにさまざまな段階および段階の配列の形態をとりうる。図面は、好ましい実施形態を説明するためだけのものであり、本発明を限定するものと解釈してはならない。

【 0 0 1 4 】

〔 好ましい実施形態の詳細な説明 〕

20

図 1 は、内視鏡や、その中にチャネルまたはルーメンを形成された他の医療機器の汚染を除去するための汚染除去装置を示しており、図 2 は、その装置をブロック図の形態で示している。汚染除去装置は、普通、第 1 ステーション 1 0 および第 2 ステーション 1 2 を含む。第 1 ステーション 1 0 および第 2 ステーション 1 2 は、全ての点に関して少なくとも実質的に同様であり、2つの別個の医療機器を同時または順に汚染除去できるようになっている。第 1 の汚染除去洗浄槽 1 4 a および第 2 の汚染除去洗浄槽 1 4 b に汚染された機器が入れられる。各洗浄槽 1 4 a、1 4 b は、それぞれ蓋 1 6 a、1 6 b を用いて選択的に密閉する。これは、好ましくは微生物を遮断するように行い、汚染除去を行っている間に周囲の微生物が洗浄槽 1 4 a、1 4 b に入ることを防ぐ。蓋には、通気を行うために微生物除去または H E P A エアフィルターが形成されていてもよい。

30

【 0 0 1 5 】

コントロール・システム 2 0 には、プログラマブル・ロジック・コントローラ (P L C) のようなマイクロコントローラを 1 つ以上含み、汚染除去とユーザインターフェース操作を制御している。ここでは、1つのコントロール・システム 2 0 が汚染除去ステーション 1 0、1 2 の両方を制御するものとして示されているが、当業者には、各ステーション 1 0、1 2 に専用のコントロール・システムがあってもよいことは分かるであろう。画像表示部 2 2 は、オペレータに対して汚染除去パラメータおよび機械の状態を表示し、また、少なくとも 1 つのプリンター 2 4 が汚染除去パラメータのハードコピー出力を整理保管する記録を取るために、または、汚染除去した機器もしくはその保管用包装に貼るために印刷する。画像表示部 2 2 は、好ましくは、タッチスクリーン式入力装置と組み合わせてある。あるいは、キーパッド等が、汚染除去処理のパラメータを入力するために、かつ、機械の制御を行うために設けられている。他の視覚的な計器 (visual gauge) 2 6、例えば圧力計等が、汚染除去または医療機器の漏れ検査のデータに関するデジタルまたはアナログの出力を提供している。

40

【 0 0 1 6 】

図 2 は、汚染除去装置の一方のステーション 1 0 を図式的に示している。当業者には分かるであろうが、汚染除去ステーション 1 2 は、好ましくは図 2 に示したステーション 1 0 と全ての点で同様である。しかし、ステーション 1 2 は、明確にするため図 2 には示されていない。なお、汚染除去装置には、汚染除去ステーションを 1 つだけ、または、複数のステーションを設けることもできる。

50

【 0 0 1 7 】

汚染除去用洗浄槽 1 4 a には、内視鏡 2 0 0 (図 3 参照) または他の医療機器が汚染を除去するために入れられる。内視鏡 2 0 0 の全ての内部チャンネルがフラッシュ・ライン (flush line) 3 0 に接続される。各フラッシュ・ライン 3 0 は、ポンプ 3 2 の出口に接続される。ポンプ 3 2 は、好ましくは蠕動ポンプ等であり、液体や空気のような流体をフラッシュ・ライン 3 0 および医療機器の全ての内部チャンネルに通すように送る。具体的には、ポンプ 3 2 は、洗浄槽 1 4 a からフィルター付き排水管 3 4 および第 1 の弁 S 1 を介して液体を吸うことができる、または、空気供給システム 3 6 から弁 S 2 を介して汚染を除去した空気を吸うことができる。空気供給システム 3 6 には、ポンプ 3 8 および微生物除去エア・フィルター 4 0 がある。微生物除去エア・フィルター 4 0 は、入ってくる空気流から微生物を濾過する。各フラッシュ・ライン 3 0 に専用のポンプ 3 2 を設けて、適切な流体圧力を保証し、かつ、各フラッシュ・ライン 3 0 における流体圧力を容易に個別に監視できるようにすることが好ましい。圧力スイッチまたは圧力センサ 4 2 が、フラッシュ・ラインでの過大な圧力を検出するために、各フラッシュ・ライン 3 0 と流体連通している。多少でも過大である圧力が検出されると、これは、関連するフラッシュ・ライン 3 0 を接続した機器のチャンネルが、例えば、体組織または乾いた体液によって、部分的に、または、完全に詰まっていることを示す。各フラッシュ・ライン 3 0 を他のフラッシュ・ラインから隔離したことにより、どのセンサ 4 2 が過大な圧力を検出したかにより、特定の詰まったチャンネルを容易に突き止めることができ、かつ、隔離することができる。

10

【 0 0 1 8 】

洗浄槽 1 4 a は、水源 5 0 と流体連通している。この水源は、例えばユーティリティウォーター (utility water) または水道水の接続部であり、この接続部には、温水注入口および冷水注入口、並びに混合弁 5 2 があり、混合弁 5 2 はブレイク・タンク 5 6 に流れ込んでいる。0 . 2 μ m 以下の絶対孔径を有するフィルターのような微生物除去フィルター 5 4 が流入する水の汚染を除去しており、この水は、逆流を防止するために、間隙を通してブレイク・タンク 5 6 に送られる。圧力式液面センサ 5 9 が洗浄槽 1 4 a 内の液面を監視する。適当な温水源が利用できない場合には、オプションとしての温水器 5 3 を設けることもできる。

20

【 0 0 1 9 】

フィルター 5 4 の状態は、フィルターを流れる水の流量を直接モニターすることにより監視することもできるし、フロートスイッチ等を使って洗浄槽が満たされる時間をモニターすることにより間接的に監視することもできる。流量が選択したしきい値よりも低くなると、これは、フィルターエレメントが部分的に詰まっていて、交換が必要であることを示す。

30

【 0 0 2 0 】

洗浄槽排出管 6 2 は、洗浄槽 1 4 a から、引き伸ばされたらせん状チューブ 6 4 を介して液体を排出する。らせん状チューブ 6 2 には、内視鏡 2 0 0 の細長い部分を挿入することができる。排出管 6 2 は、再循環ポンプ 7 0 および排出ポンプ 7 2 と流体連通している。再循環ポンプ 7 0 は、洗浄槽排出管 6 2 からの液体を、その液体を洗浄槽 1 4 a の中および内視鏡 2 0 0 へ噴霧するスプレーノズル・アセンブリ 6 0 まで再循環させる。目の粗い網 7 1 と目の細かい網 7 3 が、それぞれ、再循環している流体中の粒子を濾過して取り除く。排出ポンプ 7 2 は、液体を洗浄槽排出管 6 2 からユーティリティ・ドレイン 7 4 に送る。液面センサ 7 6 がポンプ 7 2 からユーティリティ・ドレイン 7 4 への液体の流れを監視する。ポンプ 7 0 および 7 2 は、同時に動かして、これにより、液体を洗浄槽 1 4 a の中へと噴霧しつつ排出して、残留物の流れが洗浄槽から出て、装置の外へ出るのを促進することができる。もちろん、たった 1 つのポンプと、1 つのバルブアセンブリを 2 つのポンプ 7 0 、 7 2 と置き換えることもできる。

40

【 0 0 2 1 】

インラインヒーター 8 0 が、温度センサ 8 2 付きで再循環ポンプ 7 0 の下流にあり、液体をクリーニングと殺菌に最適な温度まで加熱する。圧力スイッチまたは圧力センサ 8 4

50

が循環ポンプ 70 の下流における圧力を測定している。

【0022】

洗浄液 86 は、計量ポンプ 88 により、循環ポンプ 70 の上流側の流れに計量供給される。フロートスイッチ 90 は、使用可能な洗浄剤の液面を示している。通常、殺菌剤は少量しか必要ない。殺菌剤をもっと正確に計量供給するために、ハイ/ローレベル・スイッチ(hi/low level switch) 98 の制御のもと、そして、もちろんコントロール・システム 20 の制御のもと、分配ポンプ 94 で前置チャンバー (pre-chamber) 96 を満たす。計量ポンプ 100 により、必要に応じて正確な量の殺菌剤が計量される。

【0023】

内視鏡および他の再使用可能な医療機器は、多くの場合、可撓性のある外側ハウジング、すなわちシース 102 を含み、このシース 102 は、その機器の内部チャネルや他の部分を形成している個々の管状部材などを包んでいる。このため、このハウジング 102 により、ハウジング 102 と、内視鏡の内部部品との間で閉じた内部空間 104 が形成され、この内部空間 104 は、医療処置の間、患者の組織や流体から隔離されている。重要なことは、シースが無傷の状態を維持し、内部空間 104 に汚染物質が入ることを許す切れ目その他の穴がないことである。内部空間は、内部での漏れ、例えば内視鏡のルーメンにある切れ目を通っての漏れなどによっても損なわれることがある。従って、汚染除去装置には、このようなシースが無傷であるかどうかを検査する手段がある。

【0024】

空気ポンプ、つまりポンプ 38 または他のポンプ 110 は、導管 112 および弁 S5 を介して内部空間 104 を加圧し、検査用接続部 106 が、これは好ましくは可撓性チューブ 108 であるが、内部空間 104 へと続くポート 254 に接続されている (図 3 参照)。このような構造は、後述する図 3 についての詳細な説明でより詳しく説明する。好ましくは、フィルター 113 により加圧空気から粒子が取り除かれる。過加圧スイッチ 114 は、シースに不用意に過剰な圧力がかかることを防止する。十分に加圧したら、弁 S5 が閉じられ、圧力センサ 116 が導管 112 における圧力の低下を探す。この圧力低下は、シースを通して空気が抜けていることを示しうる。検査処理が終わると、弁 S6 が、導管 112 およびシースをオプションとしてのフィルター 118 を介して選択的に排気する。エアバッファ 120 は、空気ポンプ 110 からの圧力拍動を平滑化する。

【0025】

エアバッファ 120 は、検査用接続部 106 がポート 254 に適切にはめ合わされているかどうかを判断するのに使用することができる。検査用接続部 106 には、通常は閉じている弁 109 が組み込まれており、この弁 109 は、可撓性チューブ 108 に正しく接続されたときにのみ開く。接続がなされていない場合でも、前述した漏れ測定判定検査が単独でこの接続不良を識別することはない。エアバッファ 120 が加圧を行うだろうが、検査用接続部 106 においてバルブが閉じているので、漏れは検出されない。同様に、ポート 254 には通常は閉じている弁が組み込まれており、この弁はチューブ 108 に正しく接続されたときにのみ開く。これらの接続の両方が正しくなされていないと、内部空間 104 の漏れ検査は誤った結果を出しうる。接続されていない状態は、エアバッファ 120 以外の容積が加圧されているかどうかを測定することで検査することができる。

【0026】

最初に、エアバッファ 120 および内部空間 104 を予め定められたレベル、例えば 2.50×10^4 パスカル (250 mbar) まで加圧する。次に弁 S5 を閉じ、これによりエアバッファ 120 を検査用接続部 106 から隔離する。圧力は、弁 S6 を介して排気するが、検査用接続部 106 が適切に取り付けられていれば、内部空間 104 が排気される筈であり、適切に取り付けられていなければ、これにより導管 112 の一部が排気されるだけである。弁 S6 を閉じ、弁 S5 を開いて検査用接続部 106 を再びエアバッファ 120 と流体連通させる。圧力が安定した後、その圧力を測定する。圧力は、エアバッファ 120 の中の空気が内部空間 104 を満たすという作用によって測定可

10

20

30

40

50

能な程度下がる筈である。しかしながら、もし圧力の低下が少量であれば、これは、空気が内部空間 104 に流入しているのではなく、検査用接続部 106 の弁により閉じこめられていることを示すものである。適切な圧力は、エアータンク 120 および内部空間 104 の容積に基づいて容易に算出することができる。市販されている大部分の内視鏡に適合するには、エアータンク 120 の容積は、約 20 ml (これは小さな内視鏡の約 10 % である) から約 1000 ml (これは、大きな内視鏡の約 300 % である) までであるべきである。理想的には、この容積は内視鏡の容積の約 50 % と 200 % の間であるべきであり、もっとも理想的には、この容積は内視鏡の内部空間 104 の容積に近いものとなるであろう。内視鏡の容積が変わりうることを考慮すると、エアータンクの容積は、例えば複数のエアータンク 120 と、各タンクのための複数の制御弁とを設けるなどして調整可能にしてもよい。最初の圧力が 2.50×10^4 パスカル (250 mbar) であると仮定すると、適切に接続されていれば、通常、最終的な圧力は 1.90×10^4 パスカル (190 mbar) 未満に終わるであろう。特定の内視鏡についての適切な圧力は、エアータンク 120 および内視鏡の内部空間 104 の容積に基づいて計算することができる。間を接続している配管は、精度を上げるためには最小限の容積にとどめるべきである。

【0027】

検査用接続部 106 における適切な接続をチェックする他の方法は、エアータンク 120 を加圧しながら弁 S5 を閉じ、圧力を安定させ、そして次に弁 S5 を開くというものである。エアータンク 120 を正確に加圧するには、エアータンク 120 のところに、弁 S5 を閉じて遮断されることがないように配置された圧力センサ (不図示) が必要である。次に、圧力をチェックする。圧力が十分に下がらなければ、これは、空気が内部空間 104 に流入せず、代わりに、弁 108 によって検査用接続部 106 のところで遮断されていることを示す。

【0028】

好ましくは、各ステーション 10 および 12 には、オペレータに漏れの可能性を警告するために、ドリップ水盤 (drip basin) 130 および流出センサ 132 が入っている。

【0029】

弁 S3 によって制御されているアルコール供給部 134 は、内視鏡のチャンネルから水を除去するのを助けるために、すすぎ段階の後にアルコールをチャンネルポンプ 32 に供給することができる。

【0030】

供給ライン 30 内の流量は、チャンネルポンプ 32 および圧力センサ 42 を使って監視することができる。チャンネルポンプ 32 は蠕動ポンプであり、この蠕動ポンプは一定流量を供給するものである。圧力センサ 42 のうちの 1 つが高すぎる圧力を検出すると、関連するポンプ 32 が循環を止める。ポンプ 32 の流量とその時間の割合が、関連するライン 30 における流量を合理的に示す。これらの流量は、内視鏡のいずれかのチャンネルにおける詰まりを確認する過程の間、監視される。代わりに、ポンプ 32 が循環を止めたときからの圧力減衰も流量を推定するのに利用することができ、減衰する速度が速いほど高い流量が関連している。

【0031】

個々のチャンネルの流量をより正確に測定することが、よりわずかな詰まりを検出するために好ましいことがある。複数の液面表示センサ 138 を有する計量管 136 がチャンネルポンプ 32 の入口に流体連通している。ある好ましいセンサの配置では、基準接続部が計量管の低い位置にあり、複数のセンサ 138 がその上に縦に配列されている。電流を基準位置から流体を介してセンサ 138 に流すことにより、どのセンサ 138 が浸っているかを判断することができ、それ故に計量管 136 内の液面を測定することができる。他の液面検出技法もここに応用することができる。弁 S1 を閉じ、排出弁 S7 を開けることにより、チャンネルポンプ 32 は、専ら計量管から吸い込む。吸い込まれた流体の量は、センサ 138 に基づいて非常に正確に測定することができる。各チャンネルポンプを単独で動かす

ことで、そのチャンネルポンプを通った流量を時間と、計量管からなくなった流体の容量とから正確に判断することができる。

【 0 0 3 2 】

上述した入出力装置に加え、示した電気的および電気機械的な装置は全てコントロール・システム 20 に動作可能に接続されていて、コントロール・システム 20 によって制御されている。具体的には、限定はしないが、スイッチやセンサ 42、59、76、84、90、98、114、116、132 および 136 は、マイクロコントローラ 28 に入力 I を与え、マイクロコントローラ 28 は、その入力 I に従って汚染除去や他の機械の動作を制御する。例えば、マイクロコントローラ 28 には出力部 O があり、出力部 O は、ポンプ 32、38、70、72、88、94、100、110、弁 S1～S7、およびヒーター 80 に動作可能に接続されていて、これらの装置を汚染除去や他の動作が効果的に行われるように制御する。

10

【 0 0 3 3 】

また図 3 を参照すると、内視鏡 200 は頭部 202 を有し、この頭部 202 には開口部 204 および 206 が形成されている。内視鏡 200 の通常の用途では、これらの開口部 204 および 206 に送気 / 送水弁および吸引弁が配置されている。可撓性挿入管 208 が頭部 202 に取り付けられており、この可撓性挿入管 208 には送気 / 送水複合チャンネル 210 と吸引 / 生検複合チャンネル 212 が収められている。

【 0 0 3 4 】

別個の送気チャンネル 213 と送水チャンネル 214 が頭部 202 内に配置されており、連結箇所 216 の位置において合流して送気 / 送水チャンネル 210 になっている。さらに、別個の吸引チャンネル 217 および生検チャンネル 218 が頭部 202 に収められており、連結箇所 220 の位置において合流して吸引 / 生検チャンネル 212 になっている。

20

【 0 0 3 5 】

頭部 202 では、送気チャンネル 213 と送水チャンネル 214 が開口部 204 の中へと送気 / 送水弁に向かって開口している。吸引チャンネル 217 は、開口部 206 の中へと吸引弁に向かって開口している。さらに、可撓性供給ホース 222 が頭部 202 に接続されており、チャンネル 213'、214' および 217' が収まっている。チャンネル 213'、214' および 217' は、開口部 204 および 206 を介して送気チャンネル 213、送水チャンネル 214 および吸引チャンネル 217 にそれぞれ接続されている。実際には、供給ホース 222 は、ライトコンダクター・ケーシング(light-conductor casing)と呼ばれることもある。

30

【 0 0 3 6 】

互いに接続されているチャンネル 213 と 213'、214 と 214'、217 と 217' は、以下、合わせて送気チャンネル 213、送水チャンネル 214 および吸引チャンネル 217 と呼ぶ。

【 0 0 3 7 】

送気チャンネル 213 のための接続部 226、送水チャンネル 214 のための接続部 228 および 228a、並びに、吸引チャンネル 217 のための接続部 230 が可撓性ホース 222 の末端部分 224 (ライトコンダクター・コネクタ(light conductor connector)とも言う)に配置されている。接続部 226 を使用しているときには、接続部 228a が閉じられている。生検チャンネル 218 のための接続部 232 が頭部 202 に配置されている。

40

【 0 0 3 8 】

チャンネルセパレータ 240 が開口部 204 および 206 に挿入されているところが示してある。チャンネルセパレータ 240 は、本体 242 と、プラグ部材 244 および 246 とを備えており、プラグ部材 244 および 246 は、それぞれ開口部 204 および 206 を塞いでいる。プラグ部材 244 にある同軸挿入部 248 が開口部 204 の中へと延びていて、末端が環状フランジ部 250 となっている。この環状フランジ部 250 は、開口部 204 の一部を塞ぎ、チャンネル 213 をチャンネル 214 から隔離している。ライン 30 を開

50

口部 2 2 6、2 2 8、2 2 8 a、2 3 0 および 2 3 2 に接続することにより、クリーニングおよび殺菌用の液体を内視鏡のチャンネル 2 1 3、2 1 4、2 1 7 および 2 1 8 に流して通すことができ、チャンネル 2 1 0 および 2 1 2 を介して内視鏡 2 0 0 の遠位先端部 2 5 2 から流し出すことができる。チャンネルセパレータ 2 4 0 により、このような液体が、内視鏡 2 0 0 を通る全ての道のりを、開口部 2 0 4 および 2 0 6 から漏れ出ることなく流れることが保証され、また、チャンネル 2 1 3 および 2 1 4 が互いから隔離され、この結果、各チャンネルがそれ自身の独立した流路を有している。当業者には分かるであろうが、チャンネルおよび開口部の構造が異なるさまざまな内視鏡があるために、チャンネルセパレータ 2 4 0 を改造して、そのような違いに適応しつつ、頭部にあるポートを塞ぎ、かつ、チャンネルを相互に独立した状態に保ち、これにより、各チャンネルが他のチャンネルから独立して、フラッシングを行えるようにする必要がある。そのようにしなければ、1 つのチャンネルが詰まると、流れの向きが、接続されていて詰まっていないチャンネルへと変わってしまう。

10

【 0 0 3 9 】

末端部分 2 2 4 にある漏出ポート 2 5 4 は、内視鏡 2 0 0 の内部空間 1 0 4 につながっていて、内部空間 1 0 4 が物理的に無傷であるかをチェックするのに、つまり、どのチャンネルと内部 2 5 6 との間にも漏れがない、または、外部から内部 2 5 6 への漏れがないことを保証するために利用されている。

【 0 0 4 0 】

クリーニングおよび滅菌サイクルは、詳細には以下のステップを含んでいる。

20

【 0 0 4 1 】

ステップ 1 . 蓋を開ける

フットペダル (不図示) を踏み込むと洗浄槽の蓋 1 6 a が開く。両側に別個のフットペダルがある。フットペダルを踏み込むことを止めると、蓋の動きが止まる。

【 0 0 4 2 】

ステップ 2 . 内視鏡を配置、接続する

内視鏡 2 0 0 の挿入管 2 0 8 をらせん状循環管 6 4 に挿入する。内視鏡 2 0 0 の末端部分 2 2 4 および頭部 2 0 2 を洗浄槽 1 4 a 内に置いて、供給ホース 2 2 2 を洗浄槽 1 4 a 内で可能な限り大きな直径で巻く。

【 0 0 4 3 】

フラッシュ・ライン 3 0 は、好ましくは色分けされており、1 つずつ、内視鏡の開口部 2 2 6、2 2 8、2 2 8 a、2 3 0 および 2 3 2 に取り付けられている。送気配管 1 1 2 もまたコネクター 2 5 4 に接続されている。ステーション 1 0 の上に置かれたガイドが、色分けされた接続部の内容を示している。

30

【 0 0 4 4 】

ステップ 3 . システムに対してユーザ、内視鏡、および専門医を確認する

顧客が選択できる構成によるが、コントロール・システム 2 0 はユーザ・コード、患者の ID、内視鏡のコード、および / または専門医のコードを要求することがある。このような情報は、(タッチスクリーンを使って) 手動で入力されることもあれば、付属のバーコードワンド (不図示) を用いるなどして自動的に入力されることもある。

【 0 0 4 5 】

40

ステップ 4 . 洗浄槽の蓋を閉じる

蓋 1 6 a を閉めるには、ユーザがハードウェアのボタンと、タッチスクリーン 2 2 のボタン (不図示) を同時に押すことが必要であることが好ましく、これは、ユーザの手が、閉じる洗浄槽の蓋 1 6 a によって捕まることを防ぐ、つまり、挟まらないようにする安全を保障する機構とするためである。ハードウェアのボタンまたはソフトウェアのボタンのいずれかを蓋 1 6 a の閉じている過程の間に離すと、その動きが止まる。

【 0 0 4 6 】

ステップ 5 . プログラムを開始する

ユーザがタッチスクリーン 2 2 のボタンを押し、洗浄 / 殺菌処理を開始する。

【 0 0 4 7 】

50

ステップ 6 . 内視鏡本体を加圧し、漏れ量を測定する

エアーポンプが始動され、内視鏡本体内の圧力が監視される。圧力が 2.50×10^4 パスカル (250 mbar) に達したら、ポンプが止められ、圧力を 6 秒間安定化させる。圧力が 45 秒以内に 2.50×10^4 パスカル (250 mbar) に達しなかった場合には、プログラムが中断され、ユーザに漏れがあることが通知される。圧力が、6 秒間の安定化期間の間に 1.00×10^4 パスカル (100 mbar) より下がったら、プログラムが中断され、ユーザにその状態が通知される。

【 0 0 4 8 】

いったん圧力が安定化したら、弁 S 5 が閉られ、弁 S 6 が開けられて、シース 102 の下にある内部空間 104 から圧力が抜かれる。弁 S 6 が閉じられ、弁 S 5 が開かれる。1 秒から 6 秒をかけて圧力を安定化させて、新たな圧力がチェックされる。圧力が 1.90×10^4 パスカル (190 mbar) よりも大きければ、検査用接続部 106 がポート 254 に適切に接続されていない、または、全く接続されていないと判断される。サイクルが止められ、ユーザにこの状態が通知される。妥当な接続を呈していると、その後圧力が 60 秒にわたって監視される。圧力が 60 秒以内に 1000 パスカル (10 mbar) を超えて低下した場合、プログラムが中断され、ユーザにその状態を通知する。圧力の低下が 60 秒で 1000 パスカル (10 mbar) 未満であれば、システムは次のステップを続ける。残りの過程では、内視鏡本体の内部を若干正の圧力に保って、流体が漏れて入ることを防ぐ。

【 0 0 4 9 】**ステップ 7 . 接続部をチェックする**

2 回目の漏れ試験では、さまざまなポート 226、228、228a、230、232 が適切に接続されているか、チャネルセパレータ 240 が正しく配置されているかがチェックされる。内視鏡の遠位端がせん状管 64 に沈めるために、多量の水が洗浄槽 14a に入れられる。弁 S 1 が閉じられ、弁 S 7 が開かれ、ポンプ 32 を逆に稼働させて真空引きが行われ、最終的に液体が内視鏡のチャネル 210 および 212 に引き込まれる。圧力センサ 42 が監視されて、どの 1 つのチャネルでも圧力が所定時間枠内で予め定められた量を超えて下がらないことが確認される。もし下がったら、接続の 1 つが正しく行われておらず、空気がチャネルに漏れていることを示している可能性がある。いずれにしても、容認できない圧力低下がある状態では、コントロール・システム 20 がサイクルを中止して、接続に欠陥がありそうなことを、好ましくは、どのチャネルが悪いのかに関する表示と共に示す。

【 0 0 5 0 】**事前のすすぎ**

このステップの目的は、チャネルを水で洗い流し、内視鏡 200 を洗浄し、殺菌する前に残っている物質を除去することである。

【 0 0 5 1 】**ステップ 8 . 洗浄槽を満たす**

洗浄槽 14a が濾過した水で満たされ、水位が洗浄槽 14a の下にある圧力センサ 59 で検出される。

【 0 0 5 2 】**ステップ 9 . 水を送ってチャネルに通す**

ポンプ 32 を使って、チャネル 213、214、217、218、210 および 212 の内部を通して直接ドレイン 74 まで水が送られる。この水は、この段階の間は、内視鏡 200 の外側の表面の周りを再循環しない。

【 0 0 5 3 】**ステップ 10 . 排出**

水を送ってチャネルに通しているとき、排出ポンプ 72 を起動して、洗浄槽も確実に空にする。排出ポンプ 72 は、その排出過程が終了したことをドレインスイッチ 76 が検出したら、スイッチを切られる。

【 0 0 5 4 】

ステップ 1 1 . チャネルに送気する

排出過程の間、キャリーオーバー (carryover) の可能性を最低限に抑えるために、滅菌した空気が、エアーポンプ 3 8 によって内視鏡の全てのチャネルに同時に送気される。

【 0 0 5 5 】

洗浄

ステップ 1 2 . 洗浄槽を満たす

洗浄槽 1 4 a が温水 (3 5) で満たされる。水の温度は、温めた水と温めていない水の混合量を調整することで調節する。水位は、圧力センサ 5 9 で検出される。

【 0 0 5 6 】

ステップ 1 3 . 洗剤を加える

本システムは、蠕動式計量ポンプ 8 8 を使って、システムを循環している水に酵素洗剤を加える。量は、送り込む時間、ポンプの速度、蠕動ポンプのチューブの内径を調整することで調節する。

【 0 0 5 7 】

ステップ 1 4 . 洗浄液を循環させる

洗剤液は、内部チャネルに通すように、かつ、内視鏡 2 0 0 の表面にかけるように、予め定められた時間、チャネルポンプ 3 2 および外部循環ポンプ 7 0 によって活発に送られる。予め定められた時間は、通常は 1 分から 5 分であり、好ましくは約 3 分である。インラインヒーター 8 0 によって温度は約 3 5 に保たれる。

【 0 0 5 8 】

ステップ 1 5 . 詰まり検査を開始する

洗剤液が数分循環した後、チャネルを通る流量が測定される。いずれかのチャネルの流量がそのチャネルについて予め定められている量より少ない場合、そのチャネルが詰まっていると断定され、プログラムが中断され、ユーザに状態が通知される。蠕動ポンプ 3 2 は、それらの予め定めてある流量で稼働させられ、関連する圧力センサ 4 2 で容認できないほど高い圧力を読み取ると、循環を止める。チャネルが詰まると、予め定めた流量のために、圧力センサ 4 2 がその流量を適切に流すことができないことを示す。ポンプ 3 2 は蠕動式なので、ポンプ 3 2 の使用流量を、圧力のためにポンプ 3 2 の循環が止まっていた時間の割合と組み合わせたものが実際の流量となる。流量は、ポンプ 3 2 が循環を止めた時からの圧力の減衰に基づいて見積もることができる。

【 0 0 5 9 】

ステップ 1 6 . 排出

排出ポンプ 7 2 を始動させて、洗浄液を洗浄槽 1 4 a およびチャネルから除去する。排出液面センサ 7 6 が排出の完了を示したら、排出ポンプ 7 2 の電源が切られる。

【 0 0 6 0 】

ステップ 1 7 . 送気

排出過程の間、キャリーオーバーの可能性を最小限に抑えるために、滅菌した空気が内視鏡の全てのチャネルに同時に吹き込まれる。

【 0 0 6 1 】

すすぎ

ステップ 1 8 . 洗浄槽を満たす

洗浄槽 1 4 a が温水 (3 5) で満たされる。水温は、温めた水と温めていない水の混合量を調整することで調節する。水位は、圧力センサ 5 9 で検出される。

【 0 0 6 2 】

ステップ 1 9 . すすぎ

洗浄水を 1 分間 (チャネルポンプ 3 2 によって) 内視鏡のチャネル内に循環させ、 (循環ポンプ 7 0 およびスプリンクラーアーム 6 0 によって) 内視鏡 2 0 0 の外側にかけるように循環させる。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

ステップ 20 . 詰まり検査を続ける

洗浄水をチャネルに通すように送っているとき、そのチャネルを通る流量を測定し、その流量がいずれかのチャネルについて予め定められた量を下回る場合には、そのチャネルは詰まっていると断定され、プログラムが中断され、ユーザにその状況が通知される。

【 0 0 6 4 】

ステップ 21 . 排出

排出ポンプを起動して、洗浄水を洗浄槽およびチャネルから除去する。

【 0 0 6 5 】

ステップ 22 . 送気

排出過程の間に、キャリーオーバーの可能性を最小限に抑えるために、滅菌した空気を内視鏡の全てのチャネルに同時に通すように送風する。

【 0 0 6 6 】

ステップ 23 . すすぎを繰り返す

ステップ 18 からステップ 22 までを繰り返し、内視鏡および洗浄槽の表面から酵素洗剤液を確実に最大限洗い流す。

【 0 0 6 7 】

殺菌

ステップ 24 . 洗浄槽を満たす

洗浄槽 14 a が非常に暖かい水 (53) で満たされる。水の温度は、温めた水と温めていない水の混合量を調整することで調節される。水位は、圧力センサ 59 で検出される。水を満たす過程の間、チャネルポンプ 32 は止められている。これは、洗浄槽の殺菌剤をチャネルに循環させる前に確実に使用時の濃度にするためである。

【 0 0 6 8 】

ステップ 25 . 殺菌剤を加える

正確に計った量の殺菌剤 92、好ましくは、カルフォルニア州アービン、エシコン・インク (Ethicon, Inc) の高性能滅菌製品事業部から入手できる C I D E X O P A オーソパラアルデヒド濃縮液 (orthophalaldehyde concentrate solution) が殺菌剤計量管 96 から抜かれ、洗浄槽 14 a に入っている水に計量ポンプ 100 を用いて送られる。殺菌剤の量は、分配管の底部に対する充填センサ 98 の配置で調整される。計量管 96 は、上側液面スイッチが液体を検出するまで満たされる。殺菌剤 92 は、計量管内の殺菌剤の水位が分配管の先端の直ぐ下になるまで計量管 96 から抜かれる。必要な量が分配された後、計量管 96 は殺菌剤 92 のピンより再び充填される。殺菌剤は、水の供給に問題がある場合に、濃厚な殺菌剤が内視鏡に残り、それを洗い流す水がないということがないように、洗浄槽が満たされるまでは加えられない。殺菌剤を加えている間、チャネルポンプ 32 は止められている。これは、洗浄槽の殺菌剤をチャネルに循環させる前に確実に使用時の濃度にするためである。

【 0 0 6 9 】

ステップ 26 . 殺菌

使用時殺菌溶液は、内部チャネルに通すように、かつ、内視鏡 200 の表面にかけるように、理想的には最低限 5 分間、チャネルポンプ 32 および外部循環ポンプ 70 によって活発に送られる。インラインヒーター 80 によって温度は約 52 . 5 に保たれる。

【 0 0 7 0 】

ステップ 27 . フローチェック

殺菌工程の間、内視鏡の各チャネルを通る流れは、正確に計った量の溶液をチャネルに流す時間を計ることで確認する。弁 S1 は閉じられ、弁 S7 は開けられ、次に、各チャネルポンプ 32 が予め定められた量に対応するチャネルに計量管 136 から送る。この量と、ポンプが送るのに要する時間から、チャネルを流れる非常に正確な流量が得られる。ある直径および長さのチャネルについて期待されているものからの流量の異常があると、コントロール・システム 20 が知らせ、工程は中断される。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

ステップ 28 . 詰まり検査を続ける

使用時殺菌剤がチャンネルに流され、チャンネルを流れる流量もステップ 15 のように測定される。

【 0 0 7 2 】

ステップ 29 . 排出

排出ポンプ 72 を起動して殺菌溶液を洗浄槽およびチャンネルから取り除く。

【 0 0 7 3 】

ステップ 30 . 送気

排出工程の間、キャリーオーバーの可能性を最小限に抑えるために、滅菌した空気が内視鏡の全てのチャンネルに同時に送られる。

【 0 0 7 4 】

最後のすすぎ

ステップ 31 . 洗浄槽を満たす

0 . 2 μ m のフィルターに通した滅菌温水 (45) を洗浄槽を満たす。

【 0 0 7 5 】

ステップ 32 . すすぎ

洗浄水を 1 分間 (チャンネルポンプ 32 によって) 内視鏡のチャンネル内に循環させ、 (循環ポンプ 70 およびスプリンクラーアーム 60 によって) 内視鏡 200 の外側にかけるように循環させる。

【 0 0 7 6 】

ステップ 33 . 詰まり検査を続ける

洗浄水がチャンネルに流され、チャンネルを流れる流量がステップ 15 のように測定される。

【 0 0 7 7 】

ステップ 34 . 排出

排出ポンプ 72 を起動して、洗浄水を洗浄槽およびチャンネルから取り除く。

【 0 0 7 8 】

ステップ 35 . 送気

排出工程の間、キャリーオーバーの可能性を最小限に抑えるために、滅菌した空気を内視鏡の全てのチャンネルに同時に送る。

【 0 0 7 9 】

ステップ 36 . すすぎを繰り返す

ステップ 31 からステップ 35 までをさらに 2 回繰り返し (殺菌後に合わせて 3 回すすぐ)、内視鏡 200 および再処理器の表面から殺菌剤残留物を確実に最大限減らすようにする。

【 0 0 8 0 】

最後の漏れ試験

ステップ 37 . 内視鏡本体を加圧して漏れ量を測定する

ステップ 6 を繰り返す。

【 0 0 8 1 】

ステップ 38 . プログラムが終わったことを知らせる

プログラムが無事終了したことがタッチスクリーンに示される。

【 0 0 8 2 】

ステップ 39 . 内視鏡を減圧する

プログラム終了のときから蓋を開けるときまでに、内視鏡本体内の圧力を周囲圧力まで排気弁 55 を 1 分ごとに 10 秒間開けることで正常に戻す。

【 0 0 8 3 】

ステップ 40 . ユーザを確認する

顧客が選択した構造に応じて、システムは、有効なユーザ識別コードが入力されるまで、蓋が開くことを防ぐ。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

ステップ 4 1 . プログラムの情報を保存する

ユーザ ID、内視鏡 ID、専門医 ID、および患者 ID を含む、終了したプログラムに関する情報を、プログラムを通して得られたセンサのデータと共に保存する。

【 0 0 8 5 】

ステップ 4 2 . プログラムの記録を印刷する

プリンターがシステムに接続されていて、かつ、ユーザが求めた場合、殺菌プログラムの記録が印刷される。

【 0 0 8 6 】

ステップ 4 3 . 内視鏡を取り出す

有効なユーザ識別コードが入力されたら、蓋を開けることができる（前述したステップ 1 のようにフットペダルを使う）。そのあと、内視鏡をフラッシュ・ライン 3 0 から外し、洗浄槽 1 4 a から取り外す。これで前述したステップ 4 で説明したように、ハードウェアおよびソフトウェアのボタンの両方を使って蓋を閉じることができる。

【 0 0 8 7 】

本発明を好ましい実施形態を参照しながら説明した。もちろん、上記の詳細な説明を読み、理解することにより、修正や変更を思いつくであろう。本発明は、このような修正や変更の全てを、それが添付した特許請求の範囲の範囲内に、またはその同等物の範囲内に入る限り含むように解釈されることが意図されている。

【 0 0 8 8 】

〔実施の態様〕

（ 1 ） クリーニング処理中に、内視鏡のシースの下にある内部空間につながっている内視鏡ポートに検査用接続部が適切に接続されていることを検出する方法において、

a) 前記内視鏡ポートに接続されているエア・バッファを前記内部空間内の圧力より大きな所定圧力まで加圧する段階と、

b) 隔離弁を用いて前記検査用接続部から前記エア・バッファを隔離する段階と、

c) 前記隔離弁を開き、前記エア・バッファの圧力を測定する段階と、

d) 前記エア・バッファの圧力が所定量下にならない場合に、前記検査用接続部が前記内視鏡ポートに正しく接続されていないと判断する段階と、

を含む、方法。

（ 2 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記エア・バッファの容積が、前記内部空間の容積の 1 0 % から 3 0 0 % の間である、方法。

【 0 0 8 9 】

（ 3 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記エア・バッファの容積が、前記内部空間の容積の 5 0 % から 2 0 0 % の間である、方法。

（ 4 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記エア・バッファの容積が、前記内部空間の容積の 8 0 % から 1 2 0 % の間である、方法。

（ 5 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記エア・バッファが一定の容積を有する、方法。

（ 6 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記段階 d) の前記所定量が前記所定圧力の 9 % から 9 1 % の間である、方法。

【 0 0 9 0 】

（ 7 ） 実施態様 6 記載の方法において、

前記段階 d) の前記所定量が前記所定圧力の 2 5 % から 7 5 % の間である、方法。

（ 8 ） 実施態様 1 記載の方法において、

前記検査用接続部が前記ポートに正しく接続されていないと判断されたことをユーザに知らせる段階、

10

20

30

40

50

をさらに含む、方法。

(9) 実施態様 1 記載の方法であって、

前記エアバッファが前記内部空間と流体連通している間に前記エアバッファを加圧する段階と、

その後前記段階 c) の前に、前記隔離弁および前記検査用接続部の間に配置されている通気口を介して圧力を抜く段階と、

をさらに含む、方法。

(10) 実施態様 9 記載の方法において、

前記段階 d) の後に、前記内部空間を 2 . 4 0 × 1 0 4 パスカル (2 4 0 m b a r) を超える圧力まで再加圧する段階と、

その後前記内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、前記内部空間に関する漏れ試験を行う段階と、

をさらに含む、方法。

【 0 0 9 1 】

(1 1) 実施態様 1 記載の方法において、

前記段階 d) の後に、前記内部空間における圧力低下を時間の経過と共に測定することにより、前記内部空間に関する漏れ試験を行う段階、

をさらに含む、方法。

(1 2) 実施態様 1 記載の方法において、

前記段階 b) が前記段階 a) の前に行われる、方法。

(1 3) 実施態様 1 記載の方法において、

前記内視鏡の機種名がコントロール・システムに入力されており、

前記段階 d) の間に、前記エアバッファ内の圧力をそのような機種名から予想される既知の圧力と比較することにより、情報を検証する、

方法。

(1 4) 実施態様 1 記載の方法において、

前記段階 a) の前に前記エアバッファの容積を調節することにより、前記エアバッファの容積を前記内部空間の容積に、より厳密に合わせる段階、

をさらに含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 2 】

【図 1】本発明による汚染除去装置の正面図である。

【図 2】明確にするために汚染除去洗浄槽を 1 つだけ備えている図 1 に示された汚染除去装置の概略図である。

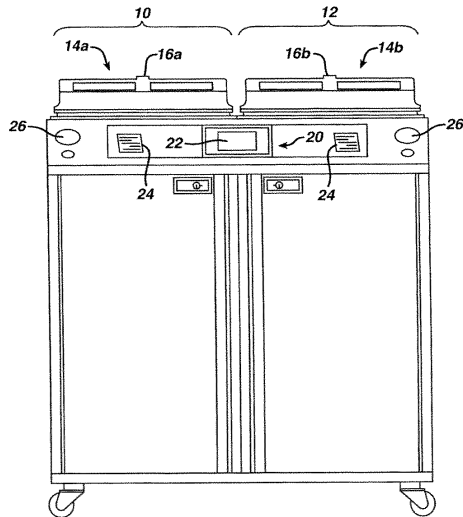
【図 3】図 1 の汚染除去装置で処理するのに適した内視鏡の断面図である。

10

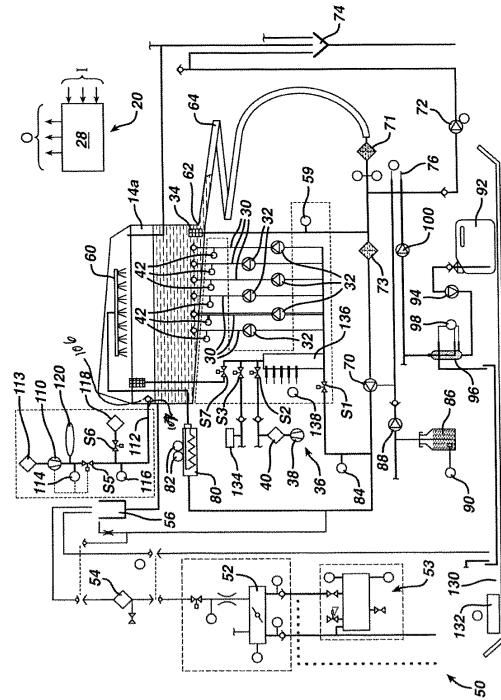
20

30

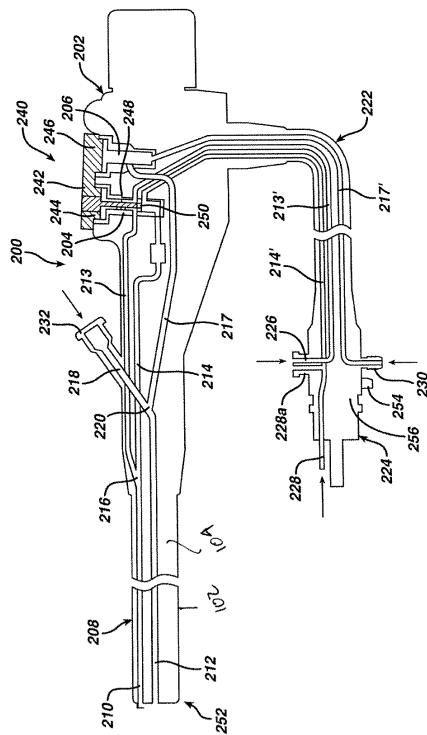
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 ハル・ウィリアムズ

アメリカ合衆国、 9 2 6 7 3 カリフォルニア州、サンクレメンテ、ラノー 1 2 2 3

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 3 5 9 4 6 (J P , A)

国際公開第 2 0 0 5 / 0 1 1 7 4 6 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 L 2 / 0 0

专利名称(译)	用于检测内窥镜中的检查端口的连接状态的方法		
公开(公告)号	JP4987410B2	公开(公告)日	2012-07-25
申请号	JP2006267208	申请日	2006-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司 ETHICON. INC		
申请(专利权)人(译)	爱惜康公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康公司		
[标]发明人	リチャードエー・ジャクソン ハルウィリアムズ		
发明人	リチャード・エー・ジャクソン ハル・ウィリアムズ		
IPC分类号	A61B1/12		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/00059 A61B1/125 A61L2/18 A61L2/24 G01M3/2815		
FI分类号	A61B1/12 A61B1/00.550 A61B1/12.510		
F-TERM分类号	4C061/GG08 4C061/GG10 4C061/JJ11 4C161/GG08 4C161/GG10 4C161/JJ11		
优先权	11/240060 2005-09-30 US		
其他公开文献	JP2007098129A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种检测污染消除器与内窥镜检查口连接的方法。
 ŽSOLUTION：该方法检测检查连接部件与连接到内窥镜柔性护套下的内部空间的内窥镜端口的适当连接。内部空间和空气缓冲器都被加压并彼此隔离。内部空间的压力被抽空以停止隔离。在压力稳定后，将新压力与初始压力进行比较。当压力没有大幅降低时，确定检查连接部分未正确安装并且实际上内部空间未被加压。Ž

【图 2】

