

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 204732

(P2001 - 204732A)

(43)公開日 平成13年7月31日(2001.7.31)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 17/00	320		A 6 1 B 17/00	320
	17/22			17/22
A 6 1 H 35/00			A 6 1 H 35/00	P
A 6 1 M 1/00	510		A 6 1 M 1/00	510

審査請求 未請求 請求項の数 50 L (全 30数)

(21)出願番号 特願2000 - 331479(P2000 - 331479)

(22)出願日 平成12年9月25日(2000.9.25)

(31)優先権主張番号 09/405684

(32)優先日 平成11年9月24日(1999.9.24)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 500333246

タイコ ヘルスケア グループ リミテッド
パートナーシップ
アメリカ合衆国 コネチカット州 06856
ノーウォーク グローヴァー アベニュー
150

(72)発明者 ジェリー エル ティムズ

アメリカ合衆国 テキサス州 76020 エイズル
ティンバー ベイ コート 428

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔 (外9名)

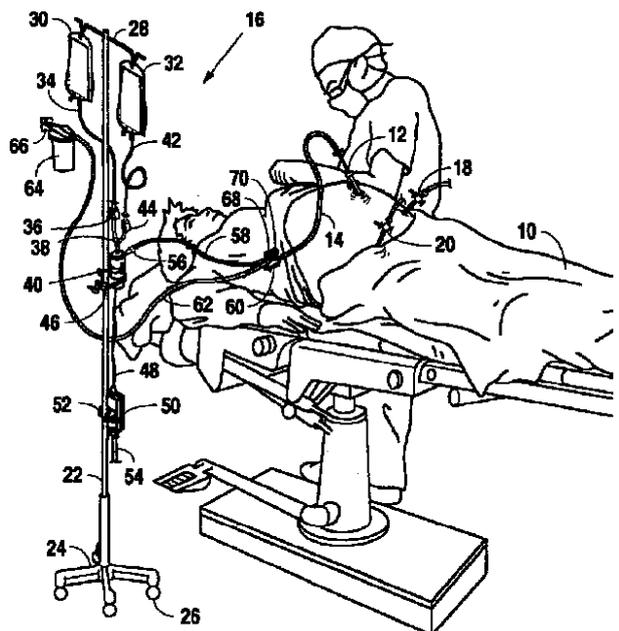
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡的外科療法のための洗浄システム

(57)【要約】

【課題】 ポンプの一部分を交換可能に構成し、コストの削減を図る。

【解決手段】 内視鏡的又は最小の浸入性外科療法の間の使用のための洗浄システムが示されている。真空と加圧された洗浄液の両方は継続的に手術中の即座の使用のためトランペットバルブに供給される。加圧された洗浄液を供給するポンプは再利用モータであるが、処置の間に交換可能な使い捨ての頭部を有する。最初の期間に洗浄液のための要求があった場合には、制御回路は自動的にポンプへの供給電圧を減少させる。第1期間より長い第2期間が過ぎ、(a) 洗浄のための要求がなく、(b) ポンプへの電圧が減少されなかった場合には、ポンプへの電圧が減少されないか、又は、ポンプを停止する。洗浄システムはキット形式で供給され、部品はそれに含まれる処置の間に交換される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者への内視鏡的外科療法の間を使用するための洗浄システムであって、

真空源と、

洗浄液源と、

ユーザによる要求に従って前記内視鏡的外科療法の間、前記真空源又は前記洗浄液を前記患者に代わるがわる接続するためのトランペットバルブであって、前記源から前記患者に前記洗浄液を供給する第1ボタンと、前記真空源から前記患者に吸引を供給する第2ボタンとを備えたトランペットバルブと、

前記トランペットバルブと前記洗浄液の前記源との間で、前記腹腔鏡的外科療法中に圧力下の前記洗浄液を前記トランペットバルブに継続的に供給するポンプと、前記真空源と前記トランペットバルブとの間で、前記吸引中に液体又は粒子を収集する真空キャニスターと、を備え、前記ポンプは使い捨ての頭部と再利用可能なモータを含み、その間を素早く切り離せるようになっていることを特徴とする洗浄システム。

【請求項2】 前記患者への内視鏡の間を使用するための洗浄システムであって、前記ポンプとポンプ源の間に制御回路をさらに備え、前記洗浄液のための要求が第1の所定時間に起こらない場合には、前記制御回路は前記ポンプに供給する電圧を減少させる請求項1に記載の洗浄システム。

【請求項3】 前記患者への内視鏡的外科療法の間を使用するための洗浄システムであって、前記制御回路はオーバーライド部分を含み、前記オーバーライド部分は前記ポンプに送られた電圧を監視し、前記監視電圧が第2の所定の不使用時間後に前記減少した電圧でない場合には、前記監視電圧は切り離され、前記減少した電圧を供給し、前記第2の所定時間は前記第1の所定時間より長い請求項2に記載の洗浄システム。

【請求項4】 前記患者への内視鏡的外科療法の間を使用するための洗浄システムであって、

点滴液スタンドと、

洗浄液の前記源を供給する前記点滴液のスタンドの点滴液の2つの袋と、

前記ポンプの前記使い捨て頭部に一度に前記2つの袋の1つだけを接続するY型接続部とチューブクランプと、を備えた請求項1に記載の洗浄システム。

【請求項5】 前記患者への内視鏡的外科療法の間を使用するための洗浄システムであって、

前記トランペットバルブと前記ポンプの前記使い捨ての頭部との間に逆止弁を有し、前記逆止弁は前記患者から前記使い捨ての頭部への逆流を防止する請求項4に記載の洗浄システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は一般に、外科療法の

間に使用される洗浄システムに関し、より詳細には、内視鏡的又は最小の浸入性外科療法と関連した使用のための洗浄及び真空システムに関する。

【0002】

【従来の技術】腹腔鏡的外科療法は最初、1987年にフランス、そして1988年に米国で行われた。その時から、最小の浸入性又は内視鏡的外科療法として公知な腹腔鏡的外科療法は、驚異的な割合で成長している。開放の外科療法技術を以前に使用した多くの手続きは今、腹腔鏡的アプローチを使用してなされている。

【0003】腹腔鏡的外科療法は最初に胆石を除去することで発達したが、腹腔鏡的外科療法は、幾つか例を挙げれば、ヘルニアの修復、虫垂切除、小児、婦人科、尿生殖器、腸、結腸直腸、胃十二指腸、及び血管手術を含む多くの他の外科処置のために使用される。腹腔鏡的又は最小の浸入性外科療法は新しい外科技術において最新の猛威である。腹腔鏡的外科療法の使用により、患者のための感染及び外傷は減少される。患者はもっと早く帰宅し、手術からの影響をかなり少なくすることができる。通常、手術に伴う痛み及び苦しみは非常に減少される。腹腔鏡的外科療法は、本当に外科技術における将来の波である。

【0004】通常の腹腔鏡的外科療法において、トロカール及びカニューレは筋肉及び他の組織の回りで食道を通り、外科医が手術処置を行う体腔に挿入される。外科処置が行われる時、起こっているものを物理的に見る能力と干渉する体腔からの液体を取り除くことが必要である。開放外科療法で起こるように、腹腔鏡的外科療法は、起こっているものを視覚的に見る能力と干渉する体液と同様の洗浄液を除去するために処置が行われると共に吸い込まれる領域へ洗浄する必要がある。

【0005】腹腔鏡的に行われる外科療法の例として虫垂切除を使用すると、通常、(a)内視鏡の穿孔、(b)虫垂抽出器の穿孔、及び(c)手術器具の挿入のための穿孔があるであろう。外科医にとって、体腔で起こっているものを内視鏡を通して見ることができることは必要である。体腔への洗浄液の供給及びそれらの液体の除去は虫垂切除をうまく行うために必要である。

【0006】過去において、洗浄は通常、体腔への穿孔の1つを介してトランペットバルブを通して供給されている。トランペットバルブは(a)洗浄目的のため食塩水と(b)洗浄液及び体液の抽出のための真空の源に接続されている。トランペットバルブの一部が押圧されることにより、洗浄又は真空のいずれかが供給される。しかし、長い不使用期間の間、洗浄又は真空のいずれも患者に供給されないだろう。

【0007】通常、洗浄液はトランペットバルブへのポンプによる圧力の下に供給される。トランペットバルブを押圧することによる本質的な遅延なく、直ちに利用可能な圧力洗浄液を有することは外科医にとって重要であ

る。外科医は、ハンド又はフットスイッチ等の他のスイッチに届いたり、はじいたり、トランペットバルブ自体を押す以外に他のボタンを押したりしなければならないようにしたくない。換言すれば、外科医はトランペットバルブの1つのボタンを押し、洗浄液を供給し、トランペットバルブのもう1つのボタンを押し、洗浄液及び体液を取り除くことを望んでいる。いずれも押されない時、洗浄液又は真空のいずれも患者の体腔に供給されない。外科医は要求により即座に利用可能な洗浄液又は真空のいずれかを望んでいる。その上さらに、別個のスイッチを供給することは、制御の増加及びシステムの複雑さに加え、さらなる出費という不利益を有している。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】過去において、洗浄液を供給するポンプは液を供給するためONに切換えられ、その後、OFFに切換えられなければならない。ポンプがONに切換えられた時、洗浄液が圧力の下で供給される前に数秒の遅れがあるであろう。この遅れは外科医にとって不利であると共に許容できない。前述した不利益を回避するため、ポンプは継続して作動するように設計可能であろう。しかし、ポンプが継続してONのままであり、液が流れず、ポンプが「デッドヘッド (dead head)」状態で作動している場合には、ポンプを流れてポンプのために冷却する液なしで、ポンプは絶えずかなり高速で回転するので過熱する傾向がある。ポンプの過熱はポンプの信頼性に影響を及ぼし、患者に熱い液を供給させ、圧力が上がると接続部を吹き飛ばすことさえある。そのため、ポンプを絶えず稼動するシステムでは、幾つかのタイプの外部冷却がポンプのために供給されなければならない、腹腔鏡的外科療法を行う時に問題となる。

【0009】その結果として、別個のON/OFFスイッチを必要としないと共にポンプを過熱することなく、要求に応じて即座に洗浄を供給可能であるシステムを供給するのが有利であろう。また、過去において、腹腔鏡的外科療法で負った莫大な出費は処置中の全体システムの交換であった。通常、腹腔鏡的外科療法の技術が1人の患者に行われた後、(ポンプ及びそれに伴う全てのバルブを含む)全体の洗浄システムは捨てられ、新しい処置が新しい患者に行われる前に新しい腹腔鏡的洗浄システムと交換される。

【0010】巻線及びコイルを含むポンプのモータ部分はかなり高価である。ポンプの巻線及びコイル部分が再利用可能である場合には、これはかなりの量の金を節約可能であろう。洗浄液自体は無菌であり、ポンプを汚染しない。トランペットバルブからの逆流が防止される場合には、一部分又は全体のポンプのいずれかを再利用することが可能であってもよい。本発明により、ポンプの一部分が交換可能であり、さらに、全体のポンプを交換することにより負う主な出費を節約することができる。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明は、1つの作動状態からもう1つの作動状態に切換え可能であると共にまだ、OFFに切換えることのできないポンプを供給することにより前述した不利益を克服する。本発明に関連させてさらに以下に述べるように、第2の作動状態に切換えることにより、ポンプは圧力の下、即座に洗浄液を送る共に過熱の問題を回避するように準備することができる。

【0012】腹部を通して供給される腹腔鏡的外科療法のような内視鏡的外科療法において、食塩水は通常、トランペットバルブ及びカニューレを通して患者の体腔に供給される。食塩水は正圧ポンプにより汲み出される。トランペットバルブの1つのボタンを押すことにより、食塩水はポンプから患者の体腔に汲み出される。トランペットバルブの第1ボタンを離すと共に第2ボタンを押すことにより、同一のカニューレは今、真空源に接続される。真空源は食塩水を吸い込み、患者の体腔のチューブの端部の体液は真空源の方に戻り、液は真空キャニスターに収集される。

【0013】患者から患者へ切換える時に全体システムが捨てられなくてもよいように、ポンプは部分的に使い捨てとされている。インペラーを含むポンプの頭部は医療グレードで、さらに使い捨てでプラスチック製である。簡単な手による回転動作により、ポンプの頭部はポンプの体に接続される。ポンプの体は繰り返し使用されてもよい。

【0014】ポンプは通常、DC12ボルトで作動するので、無負荷又はデッドヘッド状態でその電圧で作動し続けた場合、ポンプは過熱するであろう。過熱の問題を取り除くため、液が所定時間ポンプを流れない場合には、ポンプにかけられる電圧は減少されるだろう。減少電圧はポンプの速度を減少させ、このため、デッドヘッド状態で液を循環し続けるインペラーにより生み出される摩擦を減少させる。この減少速度はポンプにより生じた熱量をほとんど指数関数的に減少させる。そのため、減少した電圧で、ポンプは余分な熱を発生させず、しかし同時に、外科医により要求された場合には、患者への即時の送出的ために準備されているトランペットバルブに圧力下で食塩水を維持する。タイミング回路は電圧源のための制御に供給される。液体が要求されない所定期間の後、ポンプは自動的により低い電圧に切換えらる。

【0015】電源の電子部分をフェイルセーフにするため、オーバーライド又はクローバー回路が含まれている。オーバーライド回路は、第1の期間に加えてさらなる期間が経過すると共にポンプの電圧が減少しない場合には、ポンプに加えらる電圧を自動的に減少させる。さらなるタイミング回路又はクローバー回路は電源のため従来の電子制御をオーバーライドし、ポンプにかけられ

る電圧を減少させる。

【0016】使い捨て部分が再利用された時の安全として、さらなる逆止弁が含まれていてもよく、トランペットバルブからポンプの頭部に戻る逆流を防止する。逆止弁及び下流のホースを単純に交換することにより、ポンプの使い捨ての頭部は感染の危険なしに数回使用可能であろう。

【0017】回路のタイミング部分は単に、不使用の期間にモータに加えられる電圧を減少させ、これにより、モータの不使用の期間の後のモータの速度を減少させ、患者に洗浄液を送るために使用される。フェイルセーフ回路は電子部品による故障の場合に含まれる。

【0018】

【発明の実施の形態】図1を参照すると、患者への腹腔鏡的外科療法の処置の間に使用される本発明を具体化する洗浄システムの周辺図が示されている。腹腔鏡的外科療法の最小の侵入性外科療法又は内視鏡的外科療法の一般用語と同義で使用されることがよくある。腹腔鏡的外科療法の間、患者10は通常、3箇所穿刺傷を有し、カニューレ又はスリーブがそこに挿入され、体腔へのアクセスを許容する。例証の目的のため、虫垂切除が行われ、カニューレ12が、通常参照番号16で示された現洗浄システムの内視鏡（図示せず）及び送出ライン14への接続を許容すると仮定して下さい。カニューレ18は虫垂抽出器（図示せず）を供給し、カニューレ20は、虫垂切除を行っている間、器具（図示せず）の挿入を許容する。さらなるカニューレ（図示せず）は上腹部に挿入可能であり、内部の身体を節止めを簡略化しますが、必ずしも必要ではない。また、洗浄液の送出はカニューレ12以外の幾つかの他のカニューレを通してよいが、例証の目的のためカニューレ12と関連させて例示されている。

【0019】点滴液柱22はローラ26に取付けられたベース24に供給されている。点滴液柱22の最上部には点滴液（IV）袋30及び32を支持するためのクロスバー28が含まれている。点滴液袋30及び32は通常、食塩水で充填され、内腔を洗浄及び又は洗い流し、体液を除去するために使用でき、医師が手術中に起きているものを見ることができるようになっている。また、点滴液は傷の領域を洗い又は清潔にするためにも使用される。点滴液袋30はチューブ34、チューブクランプ36及びY型接続部38を介してポンプ40に接続されている。

【0020】同様に、点滴液袋32はチューブ42及びチューブクランプ44を介してポンプ40のY型接続部38に接続されている。通常、チューブクランプの36又は44の1つだけが1度開放され、点滴液袋30又は点滴液袋32のいずれかからの流れを可能にする。

【0021】ポンプ40はポンプのクランプ46により点滴液柱22に取付けられている。ポンプ40は電源5

0の電源接続部48を介して電力を受け取る。電源50は電源クランプ52により点滴液袋22に取付けられる。電源50により供給された電力は通常、DC12ボルトである。電源50は電源50に接続された電源コード54を通る壁付きアウトレットからの普通の60サイクル、AC110ボルトである。外国では、電源コード54を介して供給される電力はAC50サイクル対AC60サイクルであってもよい。いずれかの場合、電源50はAC電力をDC12ボルトに変換し、ポンプ40への電源接続部48を通して送出するだろう。後述するように、所定の期間に電力のための要求がなければ、電源50はまたDC12ボルトを減少させ、電源接続部48を通してポンプ40に送出する。

【0022】ポンプ40により、点滴液袋30又は32のいずれかからの点滴液はポンプ40、逆止弁56、及び洗浄ライン50を介してトランペットバルブ60に流れるであろう。トランペットバルブ60はまた真空ライン62及び真空キャニスター64を介して真空源66に接続されている。あらゆる主要な病院は手術室で容易に利用可能な真空源66を有している。真空キャニスター64はトランペットバルブ66を通して患者10から引き出された液を収集する標準の真空キャニスターである。

【0023】トランペットバルブ60は、点滴液袋30又は32のいずれかからの洗浄液が患者10に送出される必要がある時に医師により押される洗浄ボタン68を有している。通常、これは、2、3秒間、洗浄液を送る瞬間の一押しである。その後は、洗浄液及び、血液、膿、又は他のタイプの液等の体液を除去するため、医師は真空ボタン70を押すであろう。真空ボタン70は点滴液袋30又は32から真空源66への食塩水の送出から送出ライン14を切換え、送出ライン14で真空を作り出させる。その後、液体は送出ライン14、カニューレ12、トランペットバルブ60、及び真空ライン62を通して患者10から真空キャニスター64に引抜かれる。真空キャニスター64はそこに液体を収集し、医療グレードのフィルタ（図示せず）は如何なる液体も真空源66に達するのを防止する。

【0024】今、図2を参照すると、洗浄システム16の一部分の拡大部分が示されている。ポンプ40はポンプクランプ46により点滴液柱22に接続され、Y型接続部38、チューブクランプ36、及びチューブ34を介して点滴液袋30（図1参照）に接続されている。また、ポンプ40はY型接続部38、チューブクランプ44、及びチューブ42を介して点滴液袋32に接続されている。通常、チューブクランプ36又はチューブクランプ44のいずれかが開放されるが、両方が開放されることはない。これは、本質的に空になり、その後、それぞれのチューブクランプ36又は44が閉塞され、他のチューブクランプ44又は36が開放されるまで、

点滴液袋36又は44のいずれかからの食塩水が使用可能であるためである。これは腹腔鏡的外科療法を中断することなく、点滴液袋30又は32の交換を可能にする。

【0025】ポンプ40は電源接続部48を介して電源50に接続されている。電源50は電源クランプ52により点滴液柱22に取付けられている。電源50は通常、洗浄液のための要求の間、ポンプ40にDC12ボルトを送るが、電源50は電源コード54を通して受け取った通常のAC電流をDC電圧に実際に変換する。

【0026】今、図3を参照すると、ポンプ40の拡大斜視図が示されている。ポンプ40のモータ72は電源接続部48への接続のための電源プラグ74を有している。ON/OFFスイッチ76はモータに供給される。モータ72は何度も使用されるように設計される。ポンプ40の頭部78は使い捨てされるように設計される。頭部78は医療グレードのプラスチック製であり、Y型接続部38(図1参照)への入口取付部品80によりその頂部に接続されている。出口取付部品82は逆止弁56(図1参照)に接続され、患者10へ液を流させる。

【0027】頭部78を使い捨てにするため、使い捨て頭部78内で具体化されるインペラー(図示せず)はまた医療グレードのプラスチック製である。使い捨ての頭部78のより低い部分に溝穴84が供給され、モータ72のタブ86に合致するように設計されている。1回の簡単な回転動作により、タブ86は凹み85で溝穴84にロックされ、使い捨ての頭部78は再利用モータ72に取付けられている。そのため、病院職員は1回の簡単な回転動作により使い捨ての頭部78を再利用可能なモータ72から取り外すことができる。その後、使い捨ての頭部78は捨てられ、別のものがその適所に挿入することができる。これは病院の保守人員の使用を必要とせず、看護婦等の手術班のメンバーが行うことができる。使い捨ての頭部78は医療グレードのプラスチック製であるが、ポンプ40全体を交換するよりずっと安価に交換できる。ポンプ40のモータ72を再利用し続けることができることにより、実質上の節約が処置中に発生可能である。使い捨ての頭部78と再利用モータ72の間の内部で、接続の容易のため連結する突起部と指部(図示せず)を有するシャフトが結合している。結合シャフトを結合するための方法及び装置はGorman Ruppにより出願された別個の出願の主題であり、認識番号及び出願日は現在、出願人は知らないが、米国特許商標局の前に出願中である。

【0028】図4に示されているように、機能を実行する電子回路が電源50内に含まれている。電源コード54に差し込む等、電源50への電力がONにされる時、電源のON信号88が発生される。電源ONの信号88はタイマー90に与えられる。タイマー90は一定のDC12ボルトを供給させるが、時計を始動させる。好適

な実施例では、時計は60秒時計であるが、明らかに他の時間が利用可能である。60秒の間、電流モニター92は電源50からポンプ40により引き出された電流を監視する。60秒の間の如何なる時に、電流が25%以上の変化がある場合、「YES」信号が「電流が25%以上変化したか」の機能94により与えられる。これはリセットタイマー信号96をタイマー90に送らせる結果となり、もう一度、計時を開始する。機能94に示されているように、25%以上の電流変化がない場合には、「NO」信号が発生され、中断信号98が発生されるだろう。これは機能100により示されているように、電源50によりDC12ボルトからDC6ボルトへ送られる電圧を変えるであろう。その後、電流102の継続的な監視がある。機能104により示されているように、如何なる時でも、25%以上電流が変化した場合には、「YES」信号が機能104により発生され、DC12ボルトに戻って切換えられ、タイマー回路90を再開する。変化がない限り、「NO」信号は「電流が25%以上変化したか」の機能104により発生され、電流は電流モニター102により継続的に監視される。

【0029】好適な実施例は電流の25%変化を使用しているが、しきい値状態を作るために他のパーセンテージも使用可能であろう。

【0030】実際の業務において起こることは、医師が内視鏡的外科療法を行い、長期間、洗浄システム16の要求をしないことである。しかし、外科医がトランペットバルブ60の洗浄ボタン68を押すような時に、液はポンプ40を流れ始めるであろう。これは電流を25%以上変化させ、機能104により検出され、「YES」信号を発生するであろう。「YES」信号は供給電圧を即座に変化させ、DC6ボルトからDC12ボルトに戻し、タイマー90を再開させる。通常、医師はトランペットバルブ60の洗浄ボタン68を押すことにより洗浄液を急に噴出させるだろう。仮に医師がトランペットバルブ60の洗浄ボタン68を抑制するとしたら、それは60秒以下で点滴液袋30又は32を排出させるだろう。出願人は医師がその長い間、洗浄ボタン68を抑制する場合がないのを知っている。

【0031】他方、医師が洗浄ボタン68を押すことにより洗浄液のための急な要求をした場合、及びその要求が最後の60秒の如何なる時の内に起こった場合、DC12ボルトの全電力がポンプ40に供給されるであろう。しかし、洗浄の要求が最後の60秒以内に起こらなかった場合には、ポンプ40に供給される電圧はDC12ボルトからDC6ボルトに減少されるであろう。これはポンプ40を稼働し続けさせるが、より遅い速度となる。より遅い速度は医師の要求により点滴液の即座の送出のためポンプ40に維持された圧力を保つが、ポンプ40内部に余分な熱を発生させるような高速ではない。ポンプ40が継続的にDC12ボルトだが、「デッドヘ

ッド (deadhead) 状態と呼ばれるような液が流れない状態で作動された場合には、ポンプ40は、液を沸騰させ、液中で高まった内部圧力のため接続部を吹き飛ばすことさえある点まで加熱されるだろう。ポンプ40の熱は液を蒸発させ、蒸気を発生させるだろう。この熱い液又は蒸気が患者10に送出された場合には、それはまた患者に内部火傷を引き起こすことがあるだろう。しかし、ポンプ40に供給される電圧を半分に減少させることにより、それは発生される熱量をほとんど指数関数的に減少させる。より低い電圧では、ポンプ40に過度の熱を発生させる危険性はない。

【0032】手術又は他の重要な処置の間に使用される医療機器にとって、フェイルセーフ回路を有するのが望ましい。換言すれば、電子機器が故障することがあるとしたら、引き継ぐことができる幾つかのタイプの冗長回路がある。そのため、図4に示されているような電子回路は所望の機能を行うことができる。図5は図4と同一の機能ブロック図を示しているが、時々「クローバ回路」と呼ばれているさらなる冗長回路を有している。図5では、図4に現れるのと同じ構成部品には同じ番号が同様に付けられている。中断機能98が起こる前、「60秒カウンターが経過したか？」のモニター106が含まれる。答えが「NO」の場合には、その後、120秒以上のカウンター108が開始される。120秒が好適な実施例で使用されるが、第2時間が第1時間より長い限り、他の時間が利用されることができよう。120秒以上のカウンター108が「NO」の場合には、中断機能98が知らされる。120秒以上のカウンターへの答えが「YES」の場合には、クローバ回路110が開始される。クローバ回路110が信号を開始し、全体回路をリセットする。リセット信号112は開始され、電力ON機能88の電力はOFFに換わる。

【0033】実際には、電子機器が適切に作動しない場合には、クローバ回路110は単に電子機器の電力をOFFにする。代替りのアプローチは電力をDC6ボルトにリセットすることであってもよい。いずれの場合、クローバ回路110は、それが適切に機能しなかったので、回路の他の電子部分を切り離している。これは医療*

*産業で有益なフェイルセーフタイプの状態である。

【0034】今、図6を参照すると、図1に示された洗浄ライン58のための逆止弁56の分解図が示されている。カバー130は除去され、捨てられてもよいが、逆止弁56の入口端部132のため供給されている。逆止弁56の本体部分134は入口端部132に接続される。出口管136は逆止弁56の本体部分134の外側に接続されている。出口管136は実際に洗浄ライン58であってもよい。

【0035】逆止弁56は患者間での汚染の可能性を減少させることを意図している。逆止弁56は商業的に入手可能な医療グレードの逆止弁であるが、ポンプ40の使い捨ての頭部78は1人の患者の使用後に使い捨てされる予定である。しかし、それはまた、使い捨ての頭部78が新しく殺菌された頭部70と交換される前に数回使用可能であることも考えられる。この場合には、複数の逆止弁56がシステムのキットに供給されてもよい。逆止弁56は患者10から使い捨ての頭部78まで逆流が起こるのを防止し、それにより、使い捨ての頭部78への汚染を防止する。

【0036】各種変更がここに説明されると共に示された実施例になされてもよいことは理解されるべきである。そのため、上述したことは限定として解釈されるべきではなく、好適な実施例の単なる例示として解釈されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】腹腔鏡的外科療法のために使用される新しい洗浄システムを示す周辺の斜視図である。

【図2】洗浄システムの一部の拡大、分解、部分斜視図である。

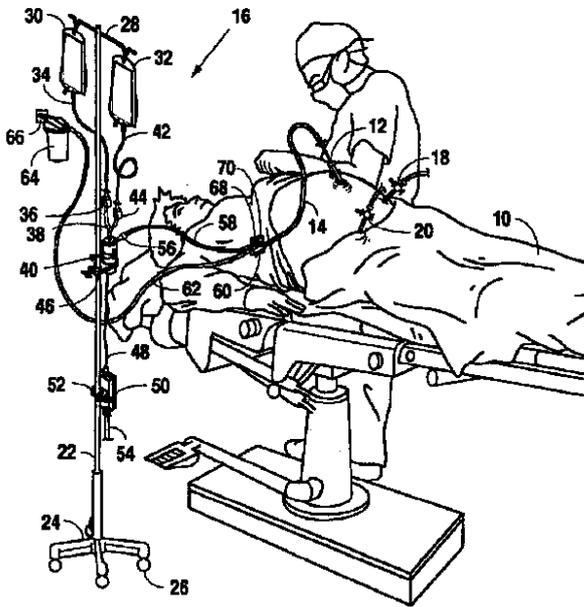
【図3】腹腔鏡的外科療法のために洗浄システムで使用するためのポンプの分解斜視図である。

【図4】腹腔鏡的外科療法のために洗浄システムで使用するためのポンプの電子制御用フロー図である。

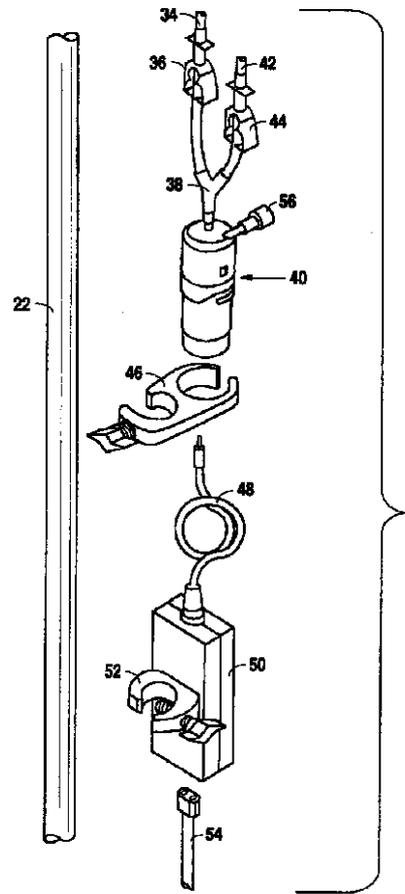
【図5】腹腔鏡的外科療法のために洗浄システムで使用するためのポンプの電子制御用の別のフロー図である。

【図6】腹腔鏡的外科療法のための洗浄システムで使用する逆止弁の分解斜視図である。

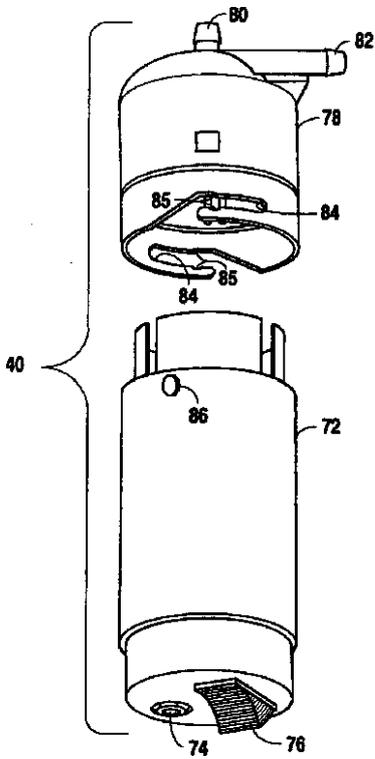
【図1】



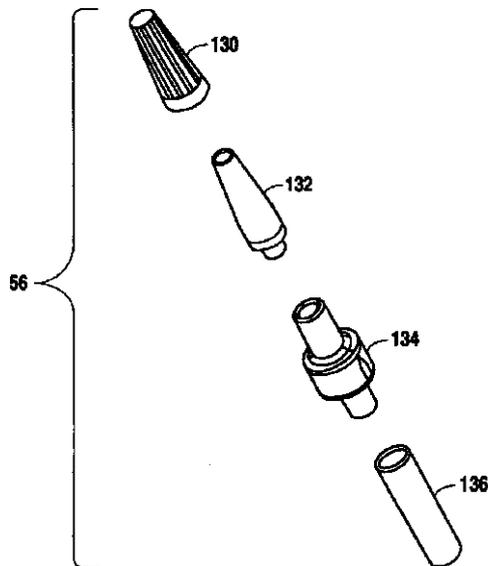
【図2】



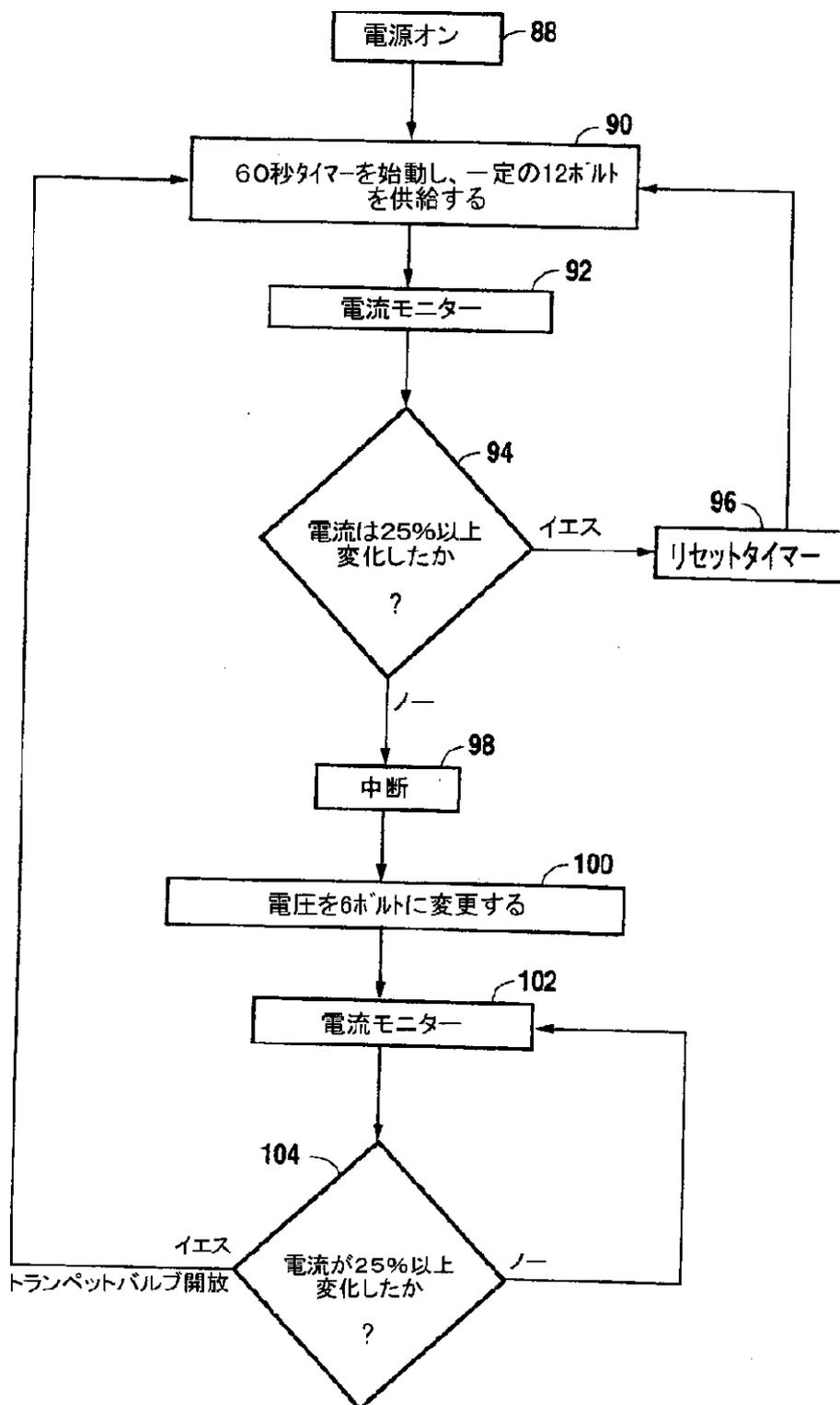
【図3】



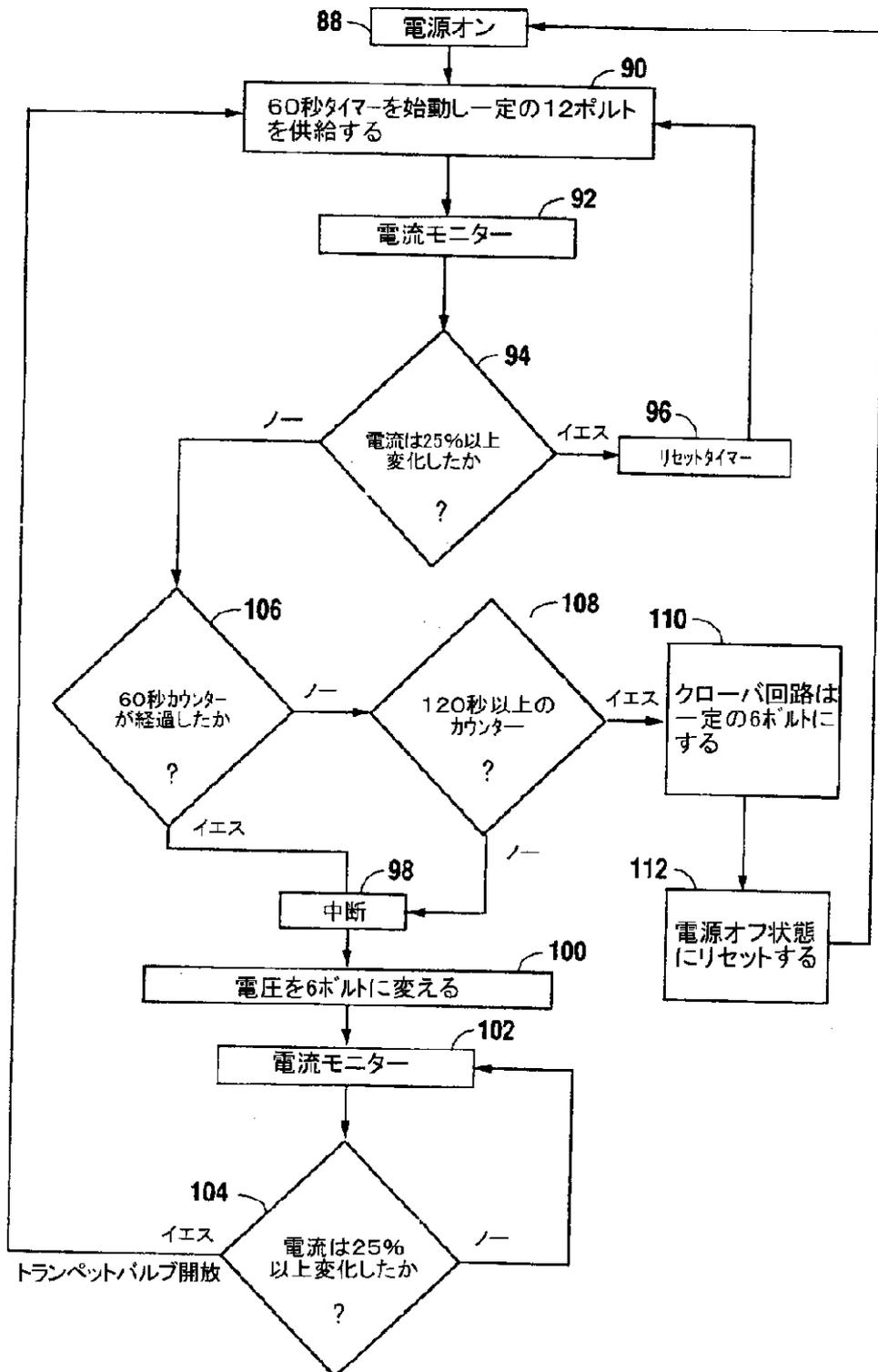
【図6】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 アンドリュー エフ ディッターリン
アメリカ合衆国 テキサス州 76013 ア
ーリントン プライアーウッド プールヴ
アード 901

【外国語明細書】

IRRIGATION SYSTEM FOR
ENDOSCOPIC SURGERY
FIELD OF THE INVENTION

This invention relates generally to an irrigation system to be used during surgery and, more particularly, to an irrigation and vacuum system for use in conjunction with endoscopic or minimally invasive surgery.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Laparoscopic surgery was first performed in France in 1987 and in the United States in 1988. Since that time laparoscopic surgery, also known as minimally invasive or endoscopic surgery, has grown at a phenomenal rate. Many procedures that previously used open surgery techniques are now done using a laparoscopic approach.

While laparoscopic surgery initially developed with the removal of gall stones, laparoscopic surgery is now used for many other surgical procedures including hernia repair, appendectomy, pediatric, gynecological, genitourinary, bowel, colorectal, gastroduodenal, and vascular surgery, just to name some examples. Laparoscopic or minimally invasive surgery is the latest rage in new surgery techniques. By use of laparoscopic surgery, infection and trauma for the patient is reduced. The patients are able to go home much earlier and have much less effect from the surgery. The pain and suffering normally associated with surgery is greatly reduced. Laparoscopic surgery is truly the wave of the future in surgical techniques.

In normal laparoscopic surgery, a trocar and cannula are inserted through the esophagus, around muscle and other tissue, and into a body cavity where the surgeon is to perform the surgical procedure. As the surgical procedure is being performed, it is necessary to remove the fluids from the body cavity that may interfere with the ability to physically see what is occurring. As would occur in open surgery, laparoscopic surgery needs to provide irrigation to the area where the procedure is being performed and suctioning to remove the irrigation fluid as well as the body fluids that interfere with the ability to visually see what is occurring.

Using an appendectomy as an example of the surgery that is being performed laparoscopically, typically there would be (a) a puncture for the endoscope, (b) a puncture for the appendix extractor, and (c) a puncture for the insertion of the surgical instruments. It is

necessary for the surgeon to be able to see through the endoscope what is occurring in the body cavity. The providing of irrigation fluids to the body cavity and the removal of those fluids is necessary for the successful performance of the appendectomy.

In the past, irrigation is normally provided through a trumpet valve via one of the punctures to the body cavity. The trumpet valve is connected to a source of (a) saline solution for irrigation purposes and (b) vacuum for extraction of the irrigation fluid and body fluids. Depending upon which portion of the trumpet valve is pushed, either irrigation or vacuum is provided. However, during long periods of non-use, neither irrigation nor vacuum will be provided to the patient.

Typically, the irrigation fluid is provided under pressure by means of a pump to the trumpet valve. It is important to the surgeon to have pressurized irrigation fluid immediately available with essentially no delay upon pushing the trumpet valve. The surgeon does not want to have to reach and flip other switches, such as hand or foot switches, or push other buttons other than pushing the trumpet valve itself. In other words, the surgeon wants to push one button on the trumpet valve to provide irrigation fluid and push another button on the trumpet valve to remove the irrigation fluid and body fluids. When neither are pushed, neither irrigation fluid nor a vacuum are being provided to the body cavity of the patient. The surgeon wants either irrigation fluid or vacuum to be available instantaneously upon demand. Moreover, providing a separate switch has the additional disadvantage of increased controls and complexity of the system plus additional expense.

In the past, pumps that would provide the irrigation fluid would have to be switched ON to provide the fluid and then turned OFF. When the pump was switched ON, there would be a delay of several seconds before the irrigation fluids are provided under pressure. This delay is disadvantageous and unacceptable to the surgeons. To avoid the foregoing disadvantage, the pump could be designed to run continuously. However, if the pump is left ON continuously and no fluids are flowing so the pump is operating in a "deadhead" condition, the pump has a tendency to overheat as it constantly rotates at a relatively high speed without the fluids flowing through the pump which provide cooling for the pump. Excessive heating of the pump affects

the reliability of the pump, can cause hot fluid to be supplied to the patient, and can even blow off the connections as pressure builds. Therefore, in systems with continuously running pumps, some type of external cooling must be provided for the pump, which is a problem when performing laparoscopic surgery.

Consequently, it would be advantageous to provide a system which can supply irrigation instantaneously on demand without requiring a separate ON/OFF switch and without resulting in overheating of the pump. Also in the past, a tremendous expense incurred in laparoscopic surgery is the replacement of the entire system between procedures. Normally after a laparoscopic surgery technique is performed on one patient, the entire irrigation system (including the pump and all valving associated therewith) is thrown away and replaced with a new laparoscopic irrigation system before a new procedure is performed on a new patient.

The motor portion of the pump, including the windings and coils, is fairly expensive. If the windings and coils portion of the pump can be reused, this could save a considerable amount of money. The irrigation fluid itself is sterile and does not contaminate the pump. If backflow from the trumpet valve is prevented, it may be possible to reuse either a portion or even the entire pump. By the present invention, it is found that a portion of the pump can be replaced and still save the major expense that may be incurred by replacing the entire pump.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention overcomes the foregoing disadvantages by providing a pump that can be switched from one operating condition to another operating condition and still not be turned OFF. By switching to a second operating condition, the pump can be ready to instantaneously deliver irrigation fluid under pressure and still avoid the problem of overheating as will be discussed further hereinbelow in conjunction with the present invention.

In endoscopic surgery, such as laparoscopic surgery which is provided through the abdomen, a saline solution is normally provided through a trumpet valve and a cannula into a cavity of the patient's body. The saline solution is pumped by a positive pressure pump. By pushing one button on the trumpet valve, the saline solution is pumped from the pump into the

cavity of the patient's body. By releasing the first button on the trumpet valve and pushing the second button, the same cannula is now connected to a source of vacuum. The source of vacuum will suck the saline solution and any body fluids at the end of the tube in the cavity of the patient's body back toward the vacuum source with the fluids being collected in a vacuum cannister.

So that the entire system does not have to be thrown away when switching from patient to patient, the pump has been made partially disposable. The head of the pump that includes the impellers is made from a medical grade, yet disposable, plastic. By a simple hand twisting action, the head of the pump is connected to the body of the pump. The body of the pump may be used repeatedly.

Because the pump normally operates at 12 volts DC, if it continues to operate at that voltage at a no-load or deadhead condition, the pump will overheat. To eliminate the problem of overheating, if fluid does not flow through the pump for a predetermined time, the voltage being applied to the pump will be reduced. The reduced voltage reduces the speed of the pump and hence the friction created by the impellers continuing to circulate the fluid in a deadhead condition. This reduced speed reduces almost exponentially the amount of heat being generated by the pump. Therefore, at the reduced voltage, the pump does not create excess heat, but at the same time maintains saline solution under pressure at the trumpet valve ready for instantaneous delivery to the patient if requested by the surgeon. A timing circuit is provided in the controls for the voltage source. After a predetermined time interval during which no fluids have been requested, the pump will automatically switch to a lower voltage.

To make the electronics portion of the power supply failsafe, an override or "crowbar" circuit is included. The override circuit automatically reduces the voltage being applied to the pump if the first time interval, plus an additional time interval has passed and the voltage of the pump has not been reduced. The additional timing circuit, or crowbar circuit, overrides the prior electronic controls for the power supply to reduce the voltage being applied to the pump.

As a safety when the disposable portion is reused, additional check valves may be included to prevent backflow from the trumpet valve back to the head of the pump. By simply

replacing the check valve and the downstream hoses, the disposable head of the pump could be used a few times without danger of infection.

The timing portion of the circuit is simply used to reduce the voltage being applied to the motor during periods of non-use and, hence, the speed of the motor after a period of nonuse of the motor to deliver an irrigation solution to the patient. A failsafe circuit is included in the event of a failure by the electronics.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Fig. 1 is an environmental perspective view showing a new irrigation system being used during laparoscopic surgery.

Fig. 2 is an enlarged, exploded, partial perspective view of a portion of the irrigation system.

Fig. 3 is an exploded perspective view of a pump for use in the irrigation system during laparoscopic surgery.

Fig. 4 is a flow diagram for the electronic controls of the pump for use in the irrigation system during laparoscopic surgery.

Fig. 5 is an alternative flow diagram for the electronic controls of the pump for use in the irrigation system during laparoscopic surgery.

Fig. 6 is an exploded perspective view of the check valve used in an irrigation system for laparoscopic surgery.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

Referring to Fig. 1 of the drawings, there is shown an environmental view of the irrigation system as embodying the present invention being used during a laparoscopic surgery procedure on a patient 10. Laparoscopic surgery is sometimes used synonymously with the general terms of minimally invasive surgery or endoscopic surgery. During laparoscopic surgery, the patient 10 normally has three puncture wounds through which cannulas or sleeves are inserted to allow access to the body cavity. For purposes of illustration, assume an

appendectomy is being performed, cannula 12 allows for the connection to an endoscope (not shown) and to the delivery line 14 of the present irrigation system represented generally by the referenced numeral 16. Cannula 18 provides for the appendix extractor (not shown) and cannula 20 allows for the insertion of the instruments (not shown) while performing the appendectomy. An additional cannula (not shown) could be inserted in the upper abdomen to simplify the intracorporeal knotting, but is not absolutely necessary. Also, the delivery of the irrigation fluids may be through some other cannula other than cannula 12, but is being illustrated in conjunction with cannula 12 for illustrative purposes.

An IV pole 22 is provided on a base 24 mounted on rollers 26. At the top of the IV pole 22 is contained a crossbar 28 for supporting intravenous fluid (IV) bags 30 and 32 thereon. The IV bags 30 and 32 are normally filled with a saline solution that can be used to irrigate and/or flush out internal cavities to remove body fluids so that a doctor can see what is occurring during the operation. Also, the IV fluids are used to wash or clean the wound area. IV bag 30 is connected through tube 34, tubing clamp 36 and Y connection 38 to pump 40.

Likewise, IV bag 32 is connected through tube 42 and tubing clamp 44 to Y connection 38 of pump 40. Normally, only one of tubing clamps 36 or 44 is open at a time allowing flow from either IV bag 30 or IV bag 32.

Pump 40 is attached to IV pole 22 by means of pump clamp 46. Pump 40 receives power through power connection 48 of power supply 50. Power supply 50 is mounted to the IV pole 22 by power supply clamp 52. The power being supplied by power supply 50 is typically 12 volts DC. Power supply 50 takes ordinary 60 cycle, 110 volt, AC power from a wall outlet through power cord 54 connected to power supply 50. In foreign countries, the power being supplied through power cord 54 may be 50 cycle AC versus 60 cycle AC. In either event, the power supply 50 will convert the AC power to 12 volts DC for delivery through the power connection 48 to the pump 40. As will be described hereinbelow, the power supply 50 also reduces the 12 volt DC being delivered through power connection 48 to the pump 40 if there has been no demand for power for a predetermined time interval.

From the pump 40, IV fluids from either IV bag 30 or 32 will flow through the pump 40, check valve 56, and irrigation line 58 to trumpet valve 60. Trumpet valve 60 is also connected through a vacuum line 62 and a vacuum cannister 64 to a vacuum source 66. Every major hospital has a vacuum source 66 that is readily available in the operating room. The vacuum cannister 64 is a standard vacuum cannister that collects any fluids being drawn out of the patient 10 through trumpet valve 66.

Trumpet valve 60 has an irrigation button 68 that may be pushed by the physician when irrigation fluids from either IV bag 30 or 32 need to be delivered to the patient 10. Normally, this is just a momentary push that delivers irrigation fluids for a couple of seconds. Thereafter, to remove the irrigation fluids and any body fluids, such as blood, puss, or any other types of fluids, the physician will push the vacuum button 70. The vacuum button 70 will switch the delivery line 14 from the delivering of saline solution from the IV bag 30 or 32 to the vacuum source 66 causing a vacuum to be created in the delivery line 14. Fluids will then be drawn from the patient 10 through the delivery line 14, cannula 12, the trumpet valve 60, and the vacuum line 62 to the vacuum cannister 64. The vacuum cannister 64 will collect any fluids therein with medical grade filters (not shown) preventing any of the fluids from reaching the vacuum source 66.

Referring now to Fig. 2 of the drawings, there is shown an enlarged portion of a part of the irrigation system 16. The pump 40 is connected to the IV pole 22 by pump clamp 46 and to IV bag 30 (see Fig. 1) through Y connection 38, tubing clamp 36, and tube 34. Also, the pump 40 is connected to IV bag 32 via Y connection 38, tubing clamp 44, and tube 42. Normally, either tubing clamp 36 or tubing clamp 44 is open, but not both. This is so that the saline solution from either IV bag 30 or 32 can be used until it is essentially empty and then its respective tubing clamp 36 or 44 is closed with the other tubing clamp 44 or 36 opened. This allows for exchanging of the IV bags 30 or 32 without interruption of the laparoscopic surgery.

The pump 40 is connected through the power connection 48 to power supply 50. Power supply 50 is attached to the IV pole 22 by power supply clamp 52. While power supply 50

normally delivers 12 volts DC to the pump 40 during demands for irrigation fluids, power supply 50 actually converts normal AC current received through power cord 54 to a DC voltage.

Referring now to Fig. 3, an enlarged perspective view is shown of the pump 40. The motor 72 of the pump 40 has a power plug 74 for connection to power connection 48. An ON/OFF switch 76 is provided on the motor 72. The motor 72 is designed to be used again and again. The head 78 of the pump 40 is designed to be disposable. The head 78 is made of medical grade plastic and is connected at the top thereof by inlet fitting 80 to Y connection 38 (see Fig. 1). Outlet fitting 82 connects to the check valve 56 (see Fig. 1) to allow fluid flow to the patient 10.

To make the head 78 disposable, impellers (not shown) that are embodied within the disposable head 78 are also made of medical grade plastic. Slots 84 are provided in the lower portion of the disposable head 78 and are designed to match tabs 86 on the motor 72. By one simple twisting action, the tabs 86 lock into the slots 84 at indentations 85 with the disposable head 78 being attached to the reusable motor 72. Therefore, hospital personnel by one simple twisting action can remove the disposable head 78 from the reusable motor 72. Thereafter, the disposable head 78 can be thrown away and another one inserted in place thereof. This does not require the use of hospital maintenance personnel and can be done by a member of the surgery team, such as a nurse. The disposable head 78 is made of medical grade plastics, but is much less expensive to replace than replacing the entire pump 40. By being able to continue to reuse the motor 72 of the pump 40, a substantial savings can occur between procedures. Internally between the disposable head 78 and the reusable motor 72 are mating shafts that have interlocking lugs and fingers (not shown) for ease of connection. The method and apparatus for coupling the mating shafts is the subject matter of a separate application filed by Gorman Rupp and is currently pending before the United States Patent and Trademark Office, though the serial number and the filing date are not currently known by applicant.

Contained within the power supply 50 is an electronic circuit that performs the function as indicated in Fig. 4. When power is turned ON to the power supply 50, such as plugging in the power cord 54, a power ON signal 88 is generated. The power ON signal 88 is fed to a timer 90.

The timer 90 allows a constant 12 volt DC to be supplied, but starts a clock. In the preferred embodiment, the clock is a 60 second clock, but clearly other time periods can be utilized. During the 60 seconds, a current monitor 92 monitors the current being drawn by the pump 40 from the power supply 50. If at any time during the 60 seconds there is more than a 25 percent change in current, a "yes" signal is given by the "has current changed more than 25 percent" function 94. This results in a reset timer signal 96 being sent to the timer 90 to start the timing over again. If there has been no change in current by more than 25 percent as indicated by function 94, a "no" signal will be generated with a timed out signal 98 being generated. This will change the voltage being delivered by power supply 50 from 12 volts DC to 6 volts DC as indicated by function 100. Thereafter, there is a continual monitoring of current 102. If at any time the current changes by more than 25 percent as indicated by function 104, a "yes" signal is generated by function 104 to switch back to 12 volts DC and re-initiate the timer circuit 90. As long as there is no change, a "no" signal is generated by the "has current changed by more than 25 percent" function 104 and the current is continually monitored by current monitor 102.

While the preferred embodiment uses a 25% change in current, other percentages could be used to create the threshold condition.

What happens in actual practice is the physician may be performing endoscopic surgery and for extended periods of time makes no demand on the irrigation system 16. However, at such time as the surgeon pushes the irrigation button 68 of the trumpet valve 60, fluid will start flowing through the pump 40. This will cause the current to change by more than 25 percent, which will be detected by function 104 and generate a "yes" signal. The "yes" signal will instantaneously change the voltage being supplied from 6 volts DC back to 12 volts DC and restart the timer 90. Typically, the physician will make short bursts of irrigation fluid by pushing the irrigation button 68 of the trumpet valve 60. If the physician were to hold down the irrigation button 68 of the trumpet valve 60, it would drain the IV bag 30 or 32 in less than 60 seconds. Applicant knows of no occasion the physician would ever hold down the irrigation button 68 for that long.

On the other hand, if the physician has made a short request for irrigation fluid by pushing the irrigation button 68, and if that request has occurred within anytime in the last 60 seconds, full power of 12 volts DC would be provided to the pump 40. However, if the demand for irrigation has not occurred within the last 60 seconds, the voltage being provided to the pump 40 will be reduced from 12 volts DC to 6 volts DC. This allows the pump 40 to continue to run, but at a slower speed. The slower speed keeps the pressure maintained in the pump 40 for instantaneous delivery of IV fluid upon demand by the physician, but not at such a high speed as to create excess heat inside the pump 40. If the pump 40 was continually operated at 12 volts DC, but with no fluid flowing therethrough, which is referred to as a "deadhead" condition, the pump 40 would heat up to the point that it could cause the fluid to boil and even blow off the connections due to the internal pressures being built up in the fluid. The heat in the pump 40 would vaporize the fluid and create steam. If this hot fluid or steam was ever delivered to the patient 10, it also could cause internal burning of the patient 10. However, by reducing the voltage being provided to the pump 40 in half, it reduces almost exponentially the amount of heat being generated. At the lower voltage, there is no danger of creating undue heat in the pump 40.

For medical equipment used during surgery or other critical procedures, it may be desirable to have a failsafe circuit. In other words, if electronics were ever to fail, there is some type of redundant circuit that can take over. Therefore, while the electronic circuit as shown in Fig. 4 can perform the desired functions. Fig. 5 shows a functional block diagram that is identical to Fig. 4, but has the additional redundance circuit sometimes referred to as a "crowbar circuit." In Fig. 5, the same numerals for the same components as appear in Fig. 4 will be likewise numbered. Before the timed out function 98 has occurred, there is an additional "has 60 second counter elapsed?" monitor 106 included. If the answer is "no," then a counter greater than 120 seconds 108 is initiated. While 120 seconds is used in the preferred embodiment, other time periods could have been utilized as long as the second time period is longer than the first time period. If the counter greater than 120 seconds 108 is "no," the timed out function 98 is informed. If the answer to the counter greater than 120 seconds 108 is "yes," a crowbar circuit

110 is initiated. The crowbar circuit 110 initiates a signal to reset the entire circuit. A reset signal 112 is initiated that turns the power OFF in the power ON function 88.

In practice, if the electronics are not working properly, the crowbar circuit 110 will simply turn the power OFF in the electronics. An alternative approach may be to reset the power to 6 volts DC. In either event, the crowbar circuit 110 is overriding the other electronic portion of the circuit because it did not function properly. This is a failsafe type of condition that is beneficial in the medical industry.

Referring now to Fig. 6, there is an exploded view shown of the check valve 56 for the irrigation line 58 shown in Fig. 1. A cover 130, which may be removed and thrown away, is provided for the inlet end 132 of the check valve 56. The body portion 134 of the check valve 56 connects to the inlet end 132. An outlet tube 136 connects to the outlet side of the body portion 134 of the check valve 56. The outlet tube 136 may in fact be the irrigation line 58.

The check valve 56 is intended to reduce the possibility of contamination between patients. While the check valve 56 is a commercially available medical grade check valve, the disposable head 78 of the pump 40 is intended to be disposable after use in a single patient. However, it is also contemplated that the disposable head 78 can be used a few times before replacement with a new sterilized head 70. In this version, a plurality of check valves 56 may be provided in a kit with the system. The check valve 56 will prevent backwash from occurring from the patient 10 up to the disposable head 78 and thereby prevent contamination to the disposable head 78.

It should be understood that various modifications may be made to the embodiments described and shown herein. Therefore, the above description should not be construed as limiting, but merely as exemplifications of the preferred embodiments.

WHAT IS CLAIMED:

1. An irrigation system for use during endoscopic surgery on a patient comprising:
 - a vacuum source;
 - a source of irrigation fluid;
 - a trumpet valve for alternately connecting said vacuum source or said irrigation fluid to said patient during said laparoscopic surgery according to demand by the user, a first button of said trumpet valve providing said irrigation fluid from said source to said patient, a second button of said trumpet valve providing suction from said vacuum source to said patient;
 - a pump between said trumpet valve and said source of said irrigation fluid to continually provide said irrigation fluid under pressure to said trumpet valve during said laparoscopic surgery; and
 - a vacuum cannister between said vacuum source and said trumpet valve to collect fluids or particles therein during said suction;
 - said pump including a disposable head and a reusable motor with a quick disconnect therebetween.

2. The irrigation system for use during endoscopic on the patient as recited in claim 1 further including control circuit between said pump and a power source, said control circuit reducing voltage being applied to said pump if demand for said irrigation fluid has not occurred for a first predetermined period of time.

3. The irrigation system for use during endoscopic surgery on the patient as recited in claim 2 wherein said control circuit includes an override portion, said override portion monitoring voltage delivered to said pump and if said monitoring voltage is not said reduced voltage after a second predetermined period of time of non-use, said monitoring voltage being overridden to provide said reduced voltage, said second predetermined period of time being longer than said first predetermined period of time.

4. The irrigation system for use during endoscopic surgery on the patient as recited in claim 1 comprises:
 - an IV stand;
 - two bags of IV fluid on said IV stand providing said source of irrigation fluid; and
 - Y-connection and tube clamps to connect only one of said two bags at a time to said disposable head of said pump.

5. The irrigation system for use during endoscopic surgery on a patient as recited in claim 4 having a check valve between said trumpet valve and said disposable head of said pump, said check valve preventing backwash from said patient to said disposable head.

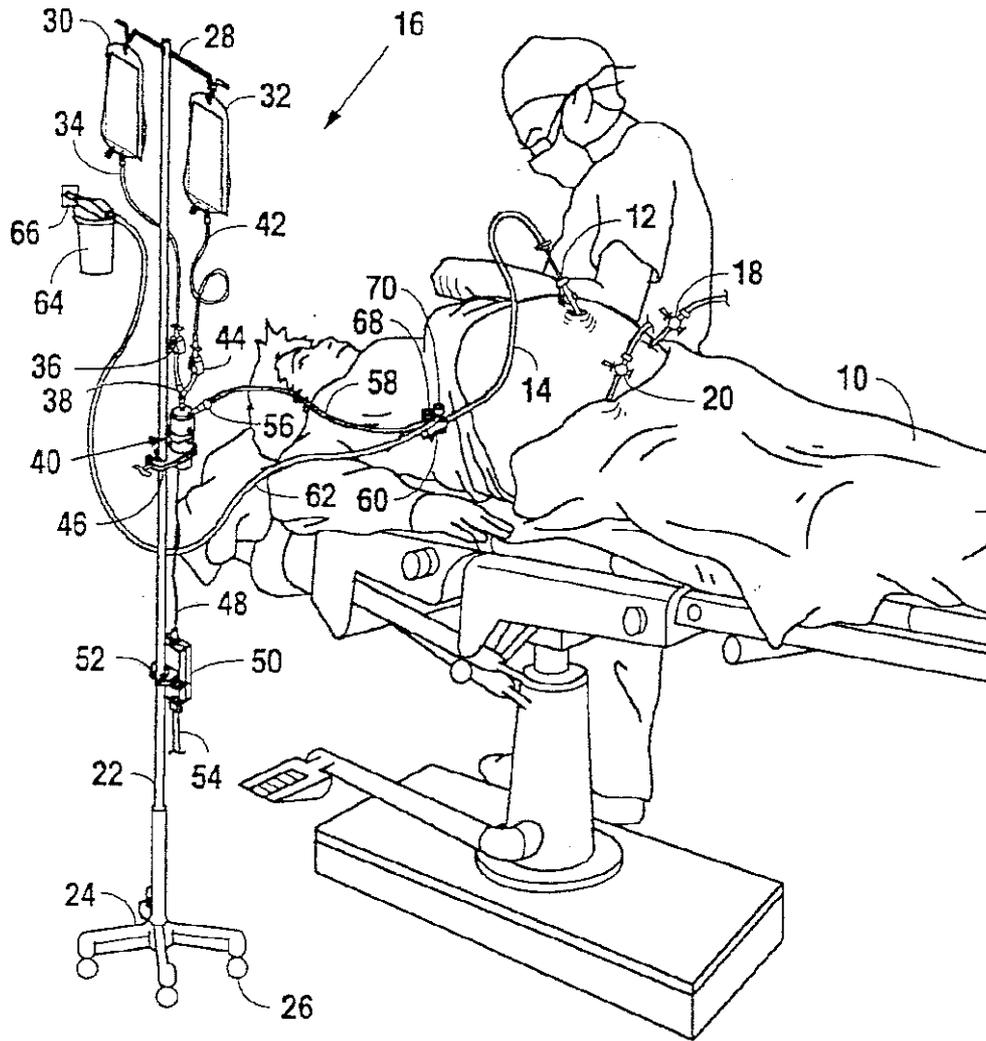


Fig. 1

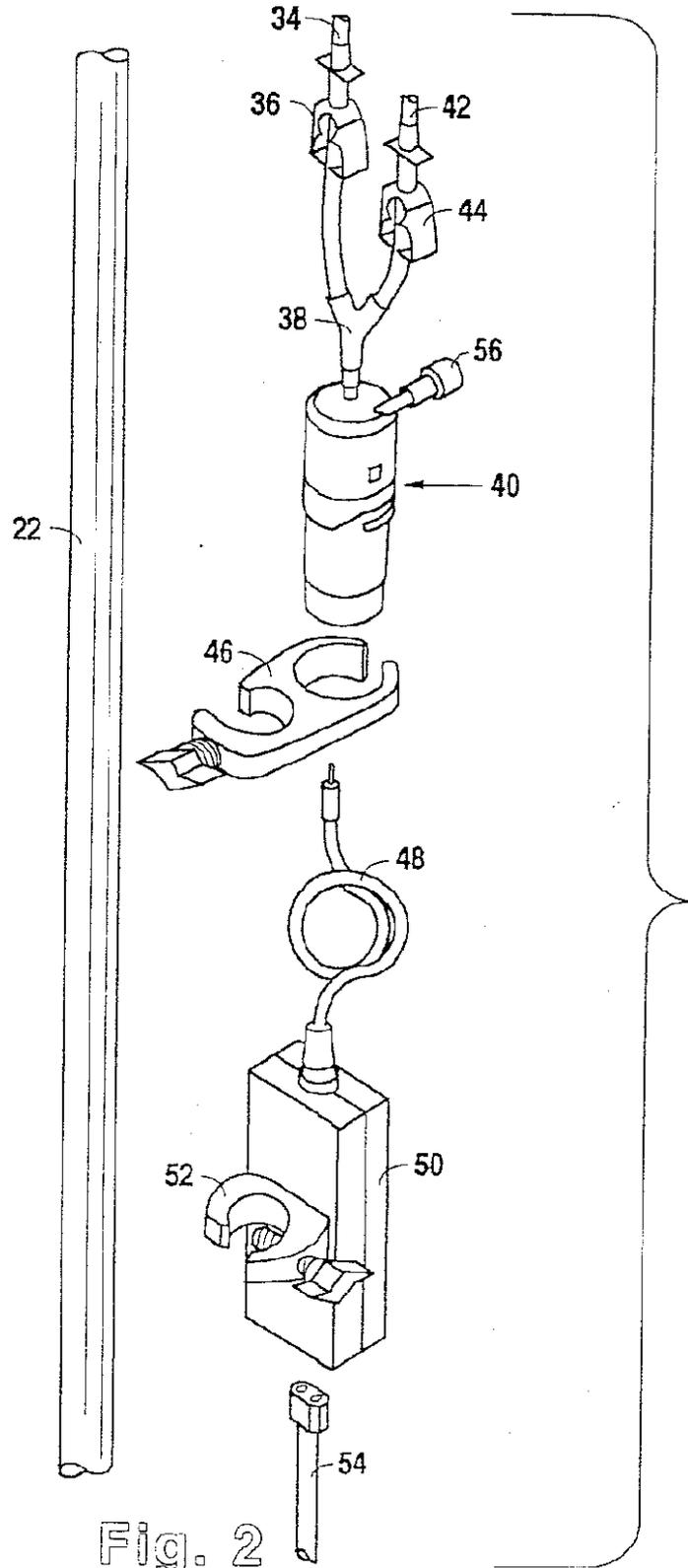


Fig. 2

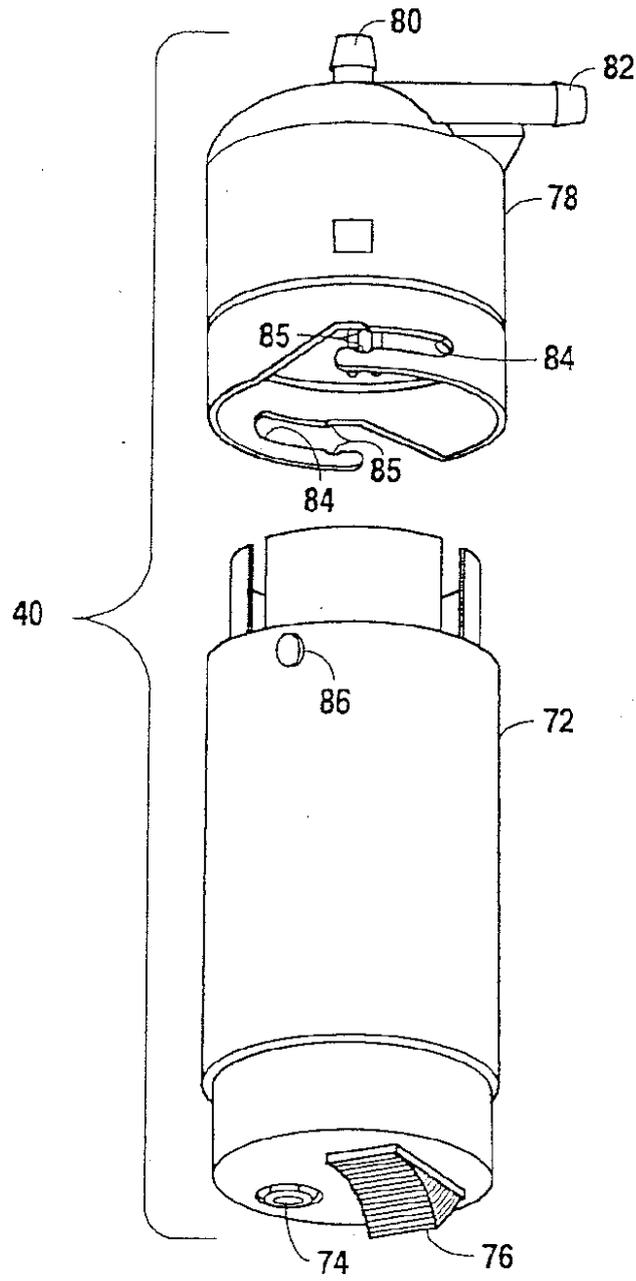


Fig. 3

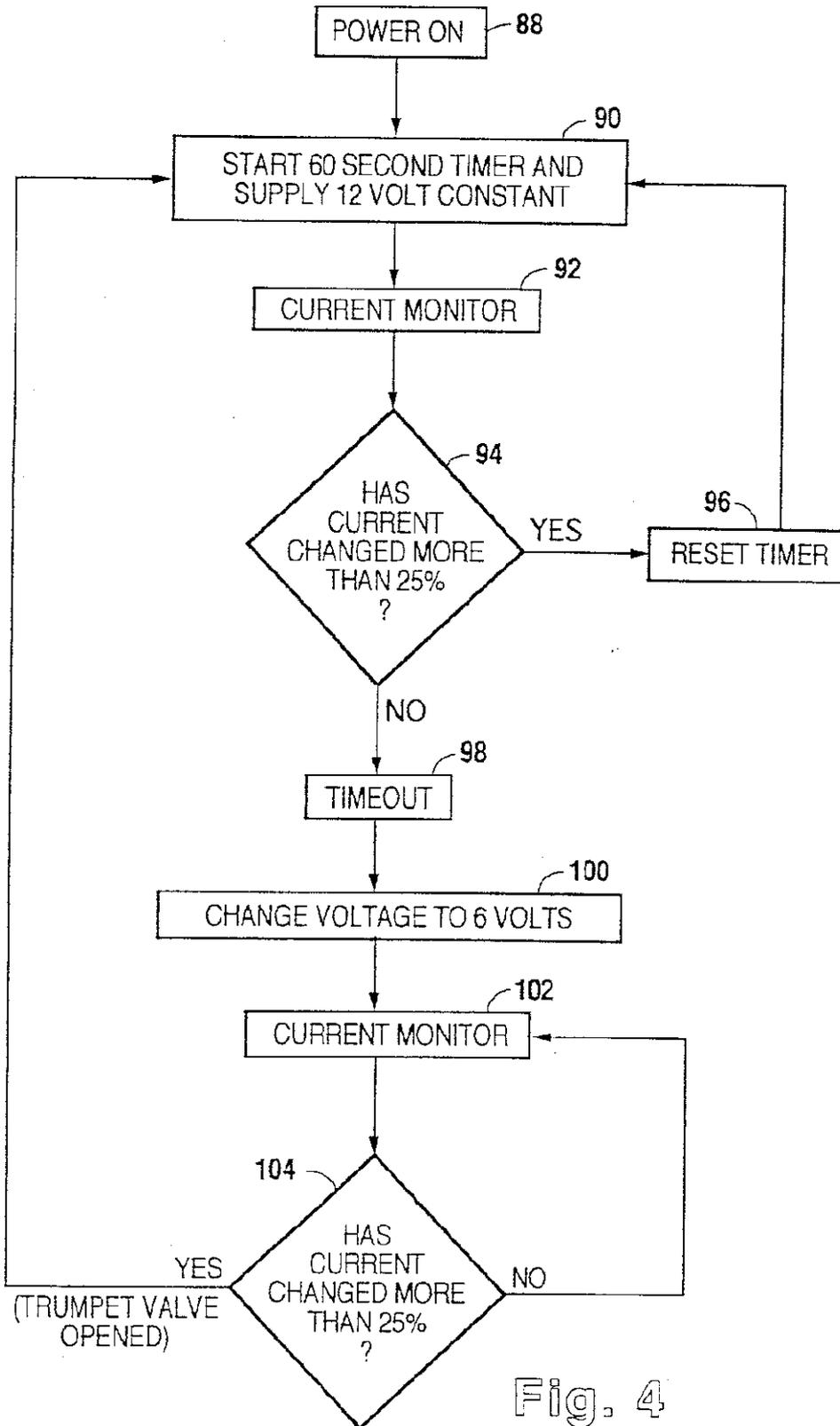


Fig. 4

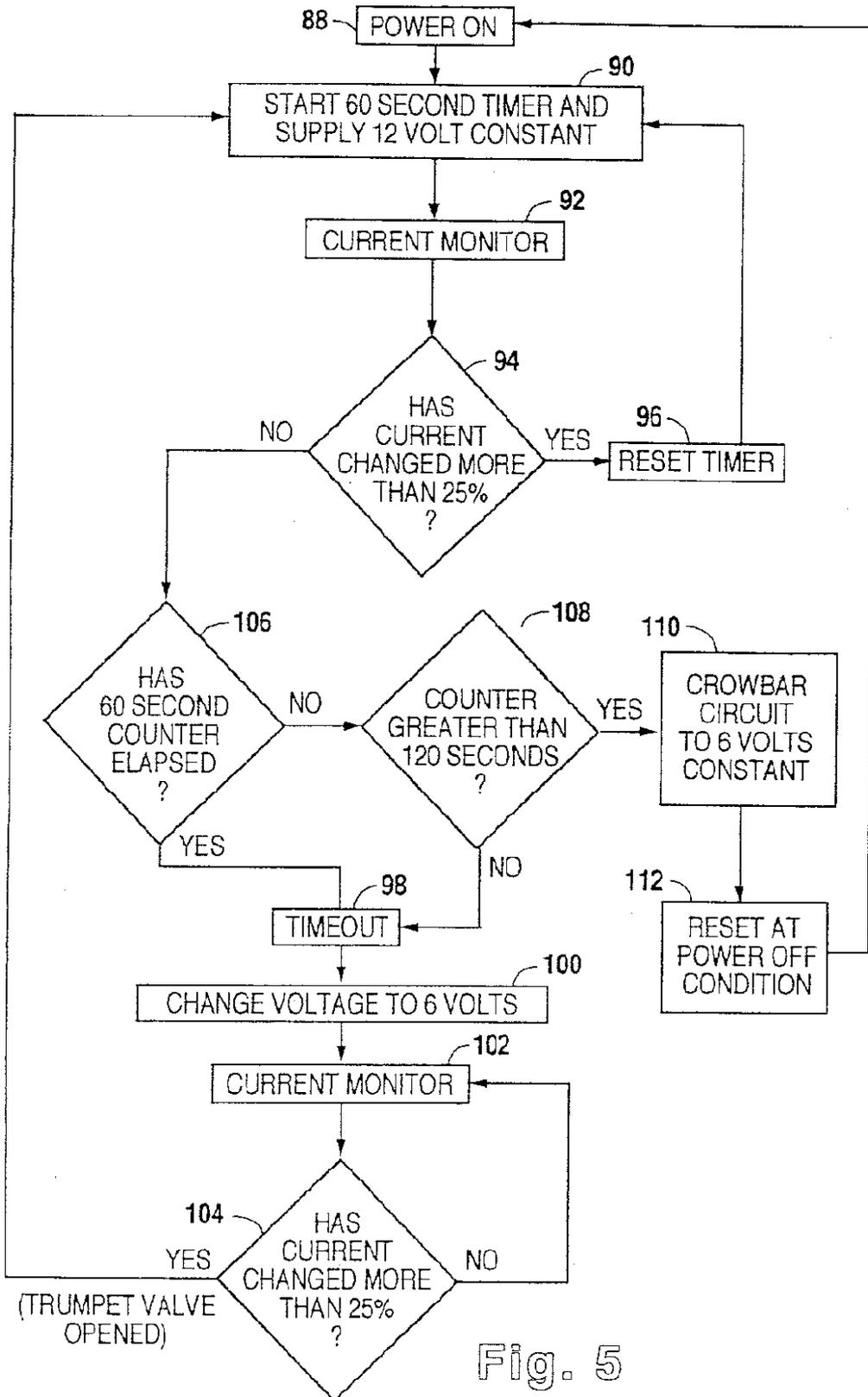


Fig. 5

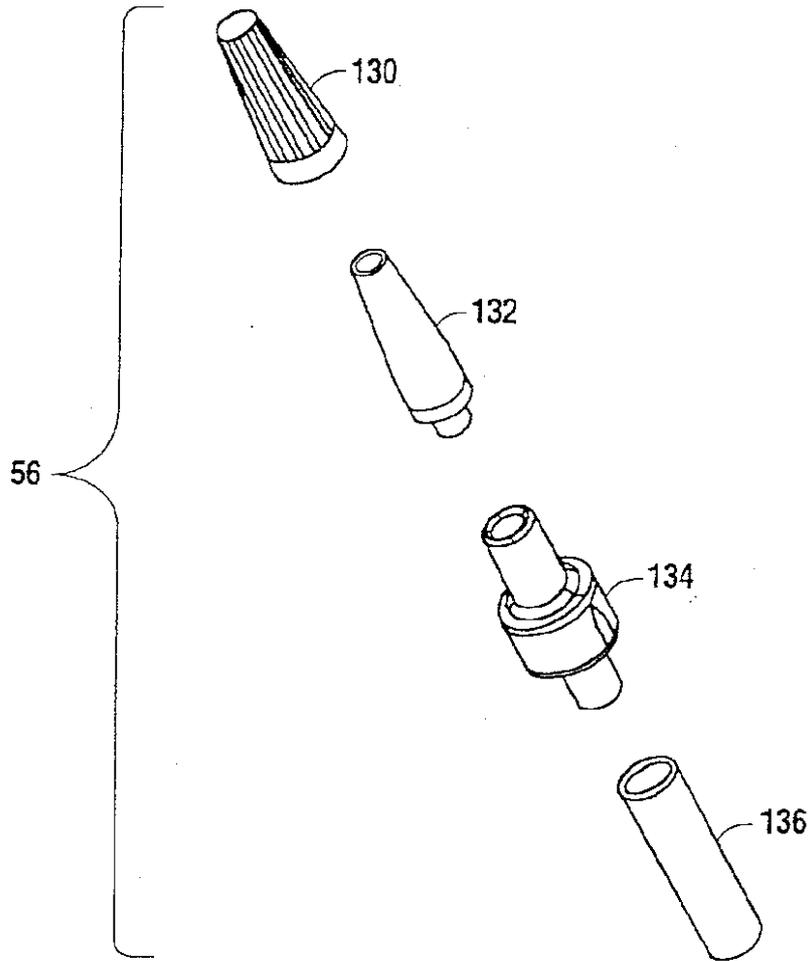


Fig. 6

ABSTRACT OF THE INVENTION

An irrigation system for use during endoscopic or minimally invasive surgery is shown. Both vacuum and a pressurized irrigation fluid are continually provided to a trumpet valve for immediate use during surgery. A pump that provides the pressurized irrigation fluid has a reusable motor, but a disposable head that can be replaced between procedures. A control circuit automatically reduces the voltage being supplied to the pump if there had not been a request for irrigation fluid for a first time period. If a second time period, which is longer than the first time period, passes and (a) there is no demand for irrigation and (b) the voltage to the pump has not been reduced, either the voltage to the pump will be reduced or the pump shut OFF. The irrigation system is provided in kit form with parts having to be replaced between procedures contained therein.

专利名称(译)	内窥镜手术治疗的清洁系统		
公开(公告)号	JP2001204732A	公开(公告)日	2001-07-31
申请号	JP2000331479	申请日	2000-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
[标]发明人	ジェリーエルティムズ アンドリューエフディッターリン		
发明人	ジェリー エル ティムズ アンドリュー エフ ディッターリン		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/22 A61H35/00 A61M1/00 A61M3/02 A61M39/24		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/22 A61H35/00.P A61M1/00.510 A61M1/00.100 A61M1/00.131 A61M1/00.140		
F-TERM分类号	4C060/GG38 4C060/MM24 4C077/AA15 4C077/AA30 4C077/CC02 4C077/DD01 4C077/DD11 4C077/DD16 4C077/DD19 4C077/DD21 4C077/DD24 4C077/DD25 4C077/DD26 4C077/DD27 4C077/EE02 4C077/EE04 4C077/JJ04 4C077/JJ05 4C077/JJ08 4C077/JJ28 4C077/KK25 4C094/AA07 4C094/AA10 4C094/BB10 4C094/CC08 4C094/DD15 4C094/EE25 4C094/EE36 4C094/FF11 4C094/FF16 4C094/GG01 4C094/GG08 4C094/GG12 4C160/GG38 4C160/GG40 4C160/MM32 4C160/MM43		
优先权	09/405684 1999-09-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过将泵的一部分配置为可更换的方式降低成本。示出了用于内窥镜或微创手术中的冲洗系统。真空和加压灌洗液均连续供应至喇叭阀，以便在手术期间立即使用。供应加压冲洗液的泵是可重复使用的电机，但具有可在操作过程中更换的一次性泵头。如果在第一阶段需要清洁液体，则控制电路会自动降低泵的电源电压。如果第二个周期比第一个周期长，(a)不需要清洁，并且(b)泵的电压没有降低，或者泵的电压没有降低，或者停下来清洁系统以套件形式提供，并且在涉及的过程中会更换零件。

