

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-17770

(P2013-17770A)

(43) 公開日 平成25年1月31日(2013.1.31)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
	A 6 1 B 1/00 3 3 2 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-155618 (P2011-155618)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成23年7月14日 (2011. 7. 14)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
		(74) 代理人	100123962
			弁理士 斎藤 圭介
		(74) 代理人	100120204
			弁理士 平山 巖
		(72) 発明者	大原 仁
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 CC06 FF42 HH04 JJ11 LL02

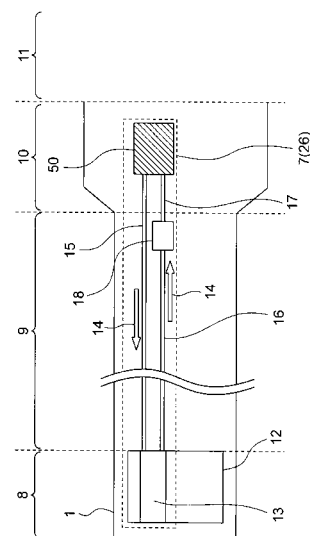
(54) 【発明の名称】 内視鏡冷却装置

(57) 【要約】

【課題】冷媒の流量を測定し、内視鏡先端部の冷却のために、ポンプに的確なフィードバックをかける。

【解決手段】操作部と、シャフト部と、先端部と、外部装置とを有する内視鏡冷却装置であって、先端部において熱交換を行う熱交換機構と、冷媒を送り出すポンプと、ポンプから熱交換機構へ向かって冷媒を流すための第1の流路と、熱交換機構からポンプへ向かって冷媒を流すための第2の流路と、熱交換機構とポンプとの間の第2の流路のいずれかの位置に設けられ、冷媒の流量を測定する流量測定機構と、流量測定機構の出力に応じて、ポンプを制御する制御手段と、を有し、冷媒が第1の流路と第2の流路とを循環して流れることにより、先端部を冷却する冷媒循環型冷却機構を構成することを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

操作部と、シャフト部と、先端部と、外部装置とを有する内視鏡冷却装置であって、
前記先端部において熱交換を行う熱交換機構と、
冷媒を送り出すポンプと、
前記ポンプから前記熱交換機構へ向かって前記冷媒を流すための第 1 の流路と、
前記熱交換機構から前記ポンプへ向かって前記冷媒を流すための第 2 の流路と、
前記熱交換機構と前記ポンプとの間の第 2 の流路のいずれかの位置に設けられ、前記冷媒の流量を測定する流量測定機構と、
前記流量測定機構の出力に応じて、前記ポンプを制御する制御手段と、
を有し、
前記冷媒が前記第 1 の流路と前記第 2 の流路とを循環して流れることにより、前記先端部を冷却する冷媒循環型冷却機構を構成することを特徴とする内視鏡冷却装置。

10

【請求項 2】

前記ポンプは、前記操作部に配置され、
前記流量測定機構は、前記シャフト部に配置されている内部循環型の前記熱交換機構であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡冷却装置。

【請求項 3】

前記ポンプは、前記外部装置部に配置され、
前記流量測定機構は、前記外部装置または前記操作部または前記シャフト部に配置されている外部循環型の前記熱交換機構であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡冷却装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 の流路及び前記第 2 の流路は、チューブで構成され、
さらに、前記流量測定機構は、中空構造の伝熱ブロックと、前記伝熱ブロックに結合されているヒーターと、前記伝熱ブロックに結合されている熱電対と、前記伝熱ブロックの中空部で結合される前記チューブとが、熱的に結合されて構成されることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡冷却装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、内部循環型の前記熱交換機構で測定される前記冷媒の流量をもとに、前記冷媒が所望の流量になるよう前記ポンプの駆動条件を変化させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡冷却装置。

30

【請求項 6】

前記制御手段は、前記流量測定機構で測定される前記冷媒の流量が略 0 である状態の検出に応じて前記ポンプの駆動を停止し、前記先端部に設けられている撮像素子を低電力で駆動することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡冷却装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、内視鏡冷却装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来の内視鏡装置では、内視鏡先端部の冷却のために液冷システムを用いている。例えば、特許文献 1 では、送水系の温度に着目し、ペルチェ素子を駆動して冷却している。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

50

【特許文献１】特開２００６－１４９２５号広報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

特許文献１は、送水系の温度変化だけに着目して冷却機構を駆動する構成を開示している。ここで、冷媒の挙動をモニタリングしていない。このために、例えば冷媒が漏れるなど、送水系の機構に異常が発生した場合であっても、その異常を検知できずに、ペルチェ素子の駆動条件だけを変化させてしまう。このような場合には、冷却の対象、例えば内視鏡の先端部が過加熱してしまうという問題がある。

【０００５】

10

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、冷媒の流量を測定し、ポンプに的確なフィードバックをかけることで、内視鏡の先端部を適切に冷却できる内視鏡冷却装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、
操作部と、シャフト部と、先端部と、外部装置とを有する内視鏡冷却装置であって、
前記先端部において熱交換を行う熱交換機構と、
冷媒を送り出すポンプと、
前記ポンプから前記熱交換機構へ向かって前記冷媒を流すための第１の流路と、
前記熱交換機構から前記ポンプへ向かって前記冷媒を流すための第２の流路と、
前記熱交換機構と前記ポンプとの間の第２の流路のいずれかの位置に設けられ、前記冷媒の流量を測定する流量測定機構と、
前記流量測定機構の出力に応じて、前記ポンプを制御する制御手段と、
を有し、

20

前記冷媒が前記第１の流路と前記第２の流路とを循環して流れることにより、前記先端部を冷却する冷媒循環型冷却機構を構成することを特徴とする内視鏡冷却装置を提供できる。

【０００７】

30

また、本発明の好ましい態様によれば、前記ポンプは、前記操作部に配置され、
前記流量測定機構は、前記シャフト部に配置されている内部循環型の前記熱交換機構であることが望ましい。

【０００８】

また、本発明の好ましい態様によれば、前記ポンプは、前記外部装置部に配置され、
前記流量測定機構は、前記外部装置または前記操作部または前記シャフト部に配置されている外部循環型の前記熱交換機構であることが望ましい。

【０００９】

また、本発明の好ましい態様によれば、前記第１の流路及び前記第２の流路は、チューブで構成され、

さらに、前記流量測定機構は、中空構造の伝熱ブロックと、前記伝熱ブロックに結合されているヒーターと、前記伝熱ブロックに結合されている熱電対と、前記伝熱ブロックの中空部で結合される前記チューブとが、熱的に結合されて構成されることが望ましい。

40

【００１０】

また、本発明の好ましい態様によれば、前記制御手段は、内部循環型の前記熱交換機構で測定される前記冷媒の流量をもとに、前記冷媒が所望の流量になるよう前記ポンプの駆動条件を変化させることが望ましい。

【００１１】

また、本発明の好ましい態様によれば、前記制御手段は、前記流量測定機構で測定される前記冷媒の流量が略０である状態の検出に応じて前記ポンプの駆動を停止し、前記先端部に設けられている撮像素子を低電力で駆動することが望ましい。

50

【発明の効果】

【0012】

本発明にかかる内視鏡冷却装置は、冷媒の流量を用いて冷却機構の状況をモニタリングし、ポンプにフィードバックするので、内視鏡先端部材の冷却を安定制御できるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第1の実施形態に係る内視鏡冷却装置を備える内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】第1の実施形態に係る内視鏡冷却装置の構成を示す図である。

10

【図3】第1の実施形態における流量測定機構の構成を示す図である。

【図4】流量測定機構を説明する機能ブロック図である。

【図5】ポンプの制御を説明する図である。

【図6】内視鏡冷却装置の動作を説明する図である。

【図7】制御機構の構成を説明する図である。

【図8】第2の実施形態に係る内視鏡冷却装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、実施形態の内視鏡冷却装置の構成による作用効果を説明する。なお、この実施形態によって本発明は限定されるものではない。すなわち、実施形態の説明に当たって、例示のために特定の詳細な内容が多く含まれるが、これらの詳細な内容に色々なバリエーションや変更を加えても、本発明の範囲を超えない。従って、以下で説明する本発明の例示的な実施形態は、権利請求された発明に対して、一般性を失わせることなく、また、何ら限定をすることもなく、述べられたものである。

20

【0015】

(第1実施形態)

図1は、本発明の第1実施形態にかかる内視鏡冷却装置の構成を示す図である。図1を用いて内視鏡システム全体について説明する。内視鏡システムは被検体の体内を観察する観察装置である。

【0016】

30

内視鏡1は被検体の体内に入り、体内画像の取得や生細胞取得、治療を行なう手段を持つ装置である。内視鏡操作部2は内視鏡使用者が手で把持し、内視鏡先端の方向を操作する機構が配置された部材である。

【0017】

ユニバーサルコード3、光源装置4、ビデオプロセッサ5、モニター6は内視鏡1と電氣的、機械的に接続され、各役割を果たす。ユニバーサルコード3は、内視鏡操作部2と光源装置4を接続するコードである。ユニバーサルコード3には、内部に電氣的、機械的な接続を果たすための配線が多数配置される部材である。光源装置4は、内視鏡先端から放射される光を駆動させる装置である。ビデオプロセッサ5は、内視鏡1から送られる画像の処理や各回路の同期や処理を行なう。モニター6は、内視鏡1からの画像を出力、表示する。

40

【0018】

図2は、内視鏡システムのうちの内視鏡冷却装置の構成を示す図である。図2を用いて本実施形態の内視鏡の冷媒循環型冷却機構7について説明する。内視鏡1は、硬性な先端部8と、シャフト部9と、操作部10と、外部装置11(詳細は不図示)とから構成される。先端部8は体内に導入される際の最先端になる部分で、撮像素子等の電気部材が内蔵されている。電気部材が配置されている部材を内視鏡先端部材12と呼ぶ。

【0019】

内視鏡先端部材12は、電気部材と熱的に接合されている。このため、電気部材の駆動とともに発熱すると、伝熱が起こり内視鏡先端部材12の温度は上昇する。本実施形態で

50

は、温度上昇した内視鏡先端部材 12 を冷却する構成を有している。熱交換機構 13 は、内視鏡先端部材 12 と嵌合されていて、内部に冷媒が通る中空構造を有している。

【0020】

熱交換機構 13 は金属のような熱伝導率が高い材質で構成される。熱交換機構 13 の内部に冷媒 14 が通ることによって内視鏡先端部材 12 と冷媒 14 との間で熱交換が起こり、内視鏡先端部材 12 の温度が低下する。この時、冷媒 14 は熱交換の効率の観点から液体であること、すなわち冷媒は冷却液であることが望ましい。以下、冷媒 14 は液体を例として説明する。

【0021】

次に、冷媒 14 の循環について説明する。冷媒 14 は冷媒循環型冷却機構 7 内に充填され封止されている。ポンプ 50 は、冷媒 14 に圧力を付与して送出する役割を持つ。

【0022】

ポンプ 50 によって送出させられた冷媒 14 は、ポンプ 50、第 1 のチューブ（第 1 の流路）15、熱交換機構 13、チューブ（第 2 の流路）16、流量測定機構 18、チューブ（第 2 の流路）17、ポンプ 50 の順に循環する。

【0023】

このような順番で、冷媒 14 が循環し、熱交換がされ温度の上昇した冷媒 14 は、ポンプ 50 の手前で流量が測定され、ポンプ 50 に再び戻る。

【0024】

換言すると、内視鏡冷却装置は、操作部 10 と、シャフト部 9 と、先端部 8 と、外部装置 11 とを有する。

先端部 8 には、熱交換を行う熱交換機構 13 が設けられている。

ポンプ 50 から熱交換機構 13 へ向かって冷媒を流すための第 1 の流路であるチューブ 15 と、

熱交換機構 13 からポンプ 50 へ向かって冷媒を流すための第 2 の流路であるチューブ 16、17 と、が設けられている。

そして、流量測定機構 18 は、熱交換機構 13 とポンプ 50 との間の第 2 の流路であるチューブ 16、17 のいずれかの位置に設けられ、冷媒の流量を測定する。

後述する制御手段は、流量測定機構 18 の出力に応じて、ポンプ 50 を制御する。

このようにして、冷媒が第 1 の流路であるチューブ 15 と、第 2 の流路であるチューブ 16、17 とを循環して流れることにより、先端部 8 を冷却する冷媒循環型冷却機構を構成する。

【0025】

チューブ 16、17 は、内径が数 100 μm 程度のチューブである。冷媒 14 がチューブ 16、17 内部を通るとチューブ外の空気と熱交換が行われる。そのため、熱交換機構 13 で温度の上昇した冷媒 14 は、ポンプ 50 に戻るまでにチューブ 16、17 外の空気と熱交換され、環境温度まで温度が下がる。冷媒 14 がポンプ 50 から送り出され、内視鏡先端部材 12 を冷却し温度上昇するが、チューブ 16、17 内を流れている経過中に環境温度になり、ポンプ 50 に戻るという液冷のサイクルである。

【0026】

図 3 は、流量測定機構 18 の概略構成を示す図である。図 3 を用いて流量測定機構 18 について説明する。流量測定機構 18 は、チューブ 16 と、チューブ 17 と、伝熱ブロック 19 と、ヒーター 20 と、熱電対 21 とで構成される。伝熱ブロック 19 は、金属ブロックで構成することができる。

【0027】

ヒーター 20 と、熱電対 21 はそれぞれ 2 本ずつ電気配線が接続されている。2 本ずつの電気配線は、ヒーター電気配線 22 と、ヒーター電気配線 23 と、熱電対電気配線 24 と、熱電対電気配線 25 である。流量測定は、伝熱ブロック 19 の温度を熱電対 21 で測定し算出する。

【0028】

10

20

30

40

50

以下に流量測定の詳細を説明する。ヒーター 20 と、熱電対 21 と、チューブ 16 と、チューブ 17 とは、それぞれ伝熱ブロック 19 と接触し、接着されている。ヒーター 20 は、例えば抵抗加熱型のヒーターである。

【0029】

ヒーター 20 は、電力が投入されると発熱を起こし、伝熱ブロック 19 に伝熱する。伝熱ブロック 19 と、ヒーター 20 は、共に数 mm 程度の大きさの部材で構成されている。ヒーター 20 の温度が上昇し温度が飽和すると、伝熱ブロック 19 と伝熱ブロック 19 に接続されている部材とは、ほぼ温度勾配がなくなり一定温度で飽和する。

【0030】

この状態で冷媒 14 が伝熱ブロック 19 内を通ると、熱交換が起こる。これにより、伝熱ブロック 19 の温度が下げられる。この時、ヒーター 20 への投入電力と伝熱ブロック 19 の温度降下分とにより流量が算出できる。なお、伝熱ブロック 19 は熱伝導率の高い金属で構成されるのが望ましい。

【0031】

以下に冷媒の流量の算出式を示す。冷媒 14 を流した状態で、環境温度と伝熱ブロック 19 との温度差が所定の値となるようにヒーター 20 の発熱量 P を制御する。流量 F は発熱量 P によって一義的に求められる。

【0032】

流量 F と発熱量 P は実用的な範囲内で、次式で近似することができる。

$$F = a \times P^2 + b \times P + c \quad (a、b、c \text{ はそれぞれ定数である})$$

【0033】

定数 a 、 b 、 c は環境が同じであれば変化しない。内視鏡内の環境下で一度 a 、 b 、 c が算出してあれば、その後は、計算式は変更なく利用できる。

流量測定機構 18 は、シャフト部 9 の内視鏡長手方向の後方で操作部 10 直前に配置されることが望ましい。上述のように冷媒 14 は循環とともに環境温度になるが、流量測定機構 18 を通過した直後は温度が上がっている。この状態で内視鏡先端部材 12 内を通過すると内視鏡先端部材 12 の温度を上昇させてしまうおそれがある。そのため、流量測定機構 18 は、シャフト部 9 内で、かつ内視鏡先端部材 12 から離れた位置に配置することが望ましい。

【0034】

この構成は 2 つの利点を有している。1 点目の利点は、流量測定機構 18 をシャフト部 9 や操作部 10 等の比較的スペースの多い部位に導入できるため、内視鏡先端の大型化を回避できることである。2 点目の利点は、冷却システムに関して気密性が高い状態を保持できることである。

【0035】

1 点目の利点について説明する。冷媒循環型冷却機構 7 は、冷媒 14 が密封されている。このために内部の冷媒 14 の状態が確認できない。冷媒 14 の状態を知るには、圧力センサーを導入して圧力を測定するか、内視鏡先端部材 12 の温度を測定して流量を予測する必要がある。

【0036】

しかしながら、圧力センサーの導入は、センサーのサイズが大きいために、内視鏡自体が大型化してしまう。冷媒循環型冷却機構 7 が配置される部分のうち内視鏡の先端には多数の部材が配置されている。このため、測温機構を新規に導入すると大型化に繋がる可能性が高いため、望ましくない。

【0037】

本実施形態の構成では、流量測定機構 18 を配置する位置は、内視鏡の先端には限られない。そのため、スペースに余裕があるシャフト部 9 や操作部 10 に、流量測定機構 18 を配置することが可能となる。この結果、内視鏡先端のサイズアップを回避できる。

【0038】

上述の冷媒循環型冷却機構 7 の構成は、内部循環型冷却機構 26 と呼ぶことができる。

この構成では、冷媒の循環型の構成が全て操作部 10 よりも内視鏡先端側に配置されるため、流路が人体内の環境にさらされることがなく、消毒、滅菌の必要がない。そのため、冷媒循環型冷却機構 7 のメンテナンスがフリーになり使用者の負担を軽減することができる。

【0039】

2 点目の利点について説明する。冷媒循環型冷却機構 7 では内部に冷媒 14 が封入されているが、時間の経過とともに冷媒 14 の漏れや揮発の恐れがある。重要なことは、冷媒循環型冷却機構 7 を構成する部材とその接続部を少なくし、冷媒 14 の減少を防ぐことである。そのため、冷媒循環型冷却機構 7 の流路途中に流量測定のための機構を設けることは望ましくない。本願の構成では流路の外周に流量測定の機構が取り付けられるため、接続部を増やすことなく冷媒 14 の状態を確認できる。すなわち、冷媒 14 の減少を防ぐことのできる流量測定機構 18 となっている。

10

【0040】

以上の構成により、冷媒 14 の流量を測定することが可能になり、流量をコントロールし、必要以上の圧力を印加することを回避できる。この結果、冷媒循環型冷却機構 7 の寿命を長くすることができる。また、冷媒循環型冷却機構 7 の異常を検知し、ポンプ駆動の停止と内視鏡先端部材内の電気素子を低電力駆動することで、内視鏡先端の過加熱を防止できる。

【0041】

図 4 に流量測定機構の機能ブロック図を示す。熱電対 21 で測定したデータは電圧値である。このため、温度として算出するために実測温度算出部 28 で計算を行う。ここで算出された温度と目標温度格納部（メモリ）30 の温度とを温度比較部 29 にて比較する。この時の比較結果によってヒーター電力を増加、減少もしくは一定にするかを決定する。

20

【0042】

例えば算出温度が目標温度より低い場合はヒーター電力制御部 31 で電力を上昇することを決定し、ヒーター電力発生部 32 で高く設定し電力を発生させる。流量算出部 33 ではヒーター電力発生部 32 で発生されている電力値より流量を算出する。流量が多いほど投入電力は大きくなる。

【0043】

図 5 を用いてポンプ駆動のフィードバックについて説明する。流量比較部 34 は、流量測定機構 18 で測定された流量と、目標流量格納部 35 に格納された値とを比較する。この時の比較結果によって、ポンプ 50 の駆動条件を変更するかが決定される。

30

【0044】

例えば、流量測定機構 18 で測定された流量が目標流量格納部 35 に格納されている値よりも少ない場合、ポンプ電圧制御部 36 でポンプ電圧を上昇することを決定する。そして、ポンプ電圧発生部 37 で電圧を高く設定し発生させポンプ 50 を駆動する。

流量比較部 34 と、目標流量格納部 35 と、ポンプ電圧制御部 36 と、ポンプ電圧発生部 37 とにより、制御手段 41 を構成する。

【0045】

ポンプ 50 は、長時間駆動していると流量が上下し、実際の流量が所望流量と異なってしまうことがある。本実施形態では、流量を測定しているので、必要流量を流すことができる。

40

【0046】

また、流量が上下すると圧力も上下し、流路に過剰な圧力を加えることもある。流量に関して過剰な圧力を加えると、循環機構にダメージを与えてしまい、循環機構の寿命が短くなってしまうおそれがある。

【0047】

本実施形態によれば、冷媒 14 の流量をコントロールし、必要以上の圧力を印加することを回避できる。このため、冷媒循環型冷却機構 7 の寿命を長くすることができる。

【0048】

50

図 6 は本実施形態の動作制御の流れを説明するフローチャートである。図 5、図 6 を用いて、実施形態の冷媒循環型冷却機構 7 が故障した時の撮像素子駆動条件変更について説明する。

【 0 0 4 9 】

ポンプ 5 0 が何らかの原因で故障した場合、冷媒 1 4 の流量が 0 になってしまうことが考えられる。この際、冷媒 1 4 の流量が 0 になった状態でポンプ 5 0 の駆動を続けると、さらに他のポンプ異常、もしくはその周辺機器の故障を引き起こしてしまう可能性がある。そこで、このような場合、以下の手順により、ポンプ 5 0 を停止する。

【 0 0 5 0 】

まず、冷媒循環型冷却機構 7 の動作を開始する。

10

ステップ S 7 1 において、ポンプ 5 0 が駆動される。

ステップ S 7 2 において、流量測定機構 1 8 は、流量が 0 か否かを判定する。

ステップ S 7 2 の判定結果が、否定判定 (N o) のとき、すなわち流量が 0 でないときには、次のサイクルでステップ S 7 2 において流量判定が再度行われる。

ステップ S 7 2 の判定結果が肯定判定 (Y e s) のとき、すなわち流量が 0 のとき、ステップ S 7 3 へ進む。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 7 3 において、ポンプ 5 0 の駆動を完全に停止する。これにより、ポンプ 5 0 とその周辺部材が、それ以上悪化するのを防ぐことができる。

ステップ S 7 4 において、さらに撮像素子 4 0 を低電力の条件で駆動する。ポンプ 5 0 の駆動が停止すると内視鏡先端の冷却がストップする。このため、先端の温度が上昇する。撮像素子 4 0 を低電力の条件で駆動することにより、内視鏡先端が高温になることを防止する。

20

【 0 0 5 2 】

このようにして、冷媒 1 4 の流量が 0 になった場合には、ポンプ 5 0、撮像素子 4 0 への適切な制御が行われるので、内視鏡先端の過加熱を防ぐことが可能となる。

【 0 0 5 3 】

図 7 は、流量測定機構 1 8 とポンプ 5 0 および撮像素子 4 0 の制御機構を説明する機能ブロック図である。撮像素子 4 0 の駆動条件を変更するためには、まず、撮像素子電圧調整部 3 8 において撮像素子 4 0 を低電力駆動にするための投入電力値を決定する。次に、撮像素子電圧発生機 3 9 で発生させた電圧を、撮像素子 4 0 に印加する。また、ポンプ 5 0 の駆動を変更する場合にも、まず、ポンプ電圧制御部 3 6 にてポンプ 5 0 へ印加する電圧を決定する。そして、ポンプ電圧発生器 3 7 を介してポンプ 5 0 に電圧を印加する。

30

【 0 0 5 4 】

(第 2 実施形態)

次に、第 2 実施形態に係る内視鏡冷却装置を説明する。図 8 は、本実施形態にかかる内視鏡冷却装置の概略構成を示す図である。本実施形態は上述した第 1 実施形態とは異なり、ポンプ 5 0 を外部装置内に配置している。

【 0 0 5 5 】

図 8 を用いて外部循環型の冷媒循環型冷却機構 2 7 について説明する。上記第 1 実施形態と同一の部分には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。特に、先端部 8 と、シャフト部 9 と、操作部 1 0 と、外部装置 1 1 とのうち、シャフト部 9 と、操作部 1 0 との記載を省略する。

40

【 0 0 5 6 】

冷媒循環型冷却機構 2 7 を外部循環型として構成する利点は、ポンプ 5 0 を空間的余裕があるスペースが存在する光学装置 4 内に配置できることである。これにより、ポンプ 5 0 として、大型で吐出圧力の高いポンプを配置することができる。この結果、冷却性能を向上させることができる。

【 0 0 5 7 】

この際、流量測定機構 1 8 は、先端部 8 以外の場所であって、第 2 の流路であるチュー

50

ブ 1 6、1 7 内に配置することができる。

【 0 0 5 8 】

また、図示はしていないが、ポンプ・リザーバのような冷媒 1 4 を貯めておく機構を設けても良い。ポンプ・リザーバが設けられていると冷媒 1 4 を多く貯めておくことができる。このため、揮発性が比較的高く、冷却性能も高い冷媒を選択することが可能になる。このため、冷却性能を高めることができる。

【 0 0 5 9 】

以上の構成で冷媒循環型冷却機構 2 7 内の流量を測定しコントロールすることができ、かつ大きな冷却性能を得られる。そのため内視鏡先端に高電力を必要とする高性能な電気素子を使用可能となり、内視鏡を高機能化できる。

10

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 0 】

以上のように、本発明にかかる内視鏡冷却装置は、冷媒循環型冷却機構の安定制御に有用であり、特に、小型化が求められる内視鏡冷却装置に適している。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 1 内視鏡
- 2 内視鏡操作部
- 3 ユニバーサルコード
- 4 光源装置
- 5 ビデオプロセッサ
- 6 モニター
- 7 冷媒循環型冷却装置
- 8 先端部
- 9 シャフト部
- 1 0 操作部
- 1 1 外部装置
- 1 2 内視鏡先端部
- 1 3 熱交換機構
- 1 4 冷媒
- 1 5、1 6、1 7 チューブ
- 1 8 流量測定機構
- 1 9 伝熱ブロック
- 2 0 ヒーター
- 2 1 熱電対
- 2 2、2 3 ヒーター電気配線
- 2 4、2 5 熱電対電気配線
- 2 6 内部循環型冷却機構
- 2 7 外部循環型冷却機構
- 2 8 実測温度算出部
- 2 9 温度比較部
- 3 0 目標温度格納部
- 3 1 ヒーター電力制御部
- 3 2 ヒーター電力発生部
- 3 3 流量算出部
- 3 4 流量比較部
- 3 5 目標流量格納部
- 3 6 ポンプ電圧制御部
- 3 7 ポンプ電圧発生部
- 3 8 撮像素子電圧調整部

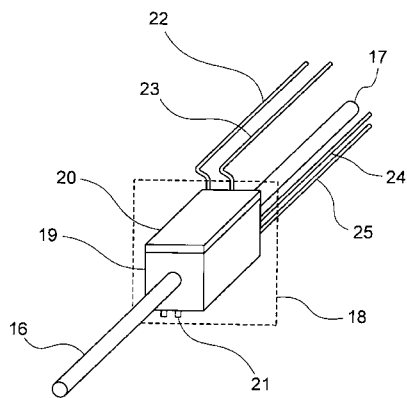
20

30

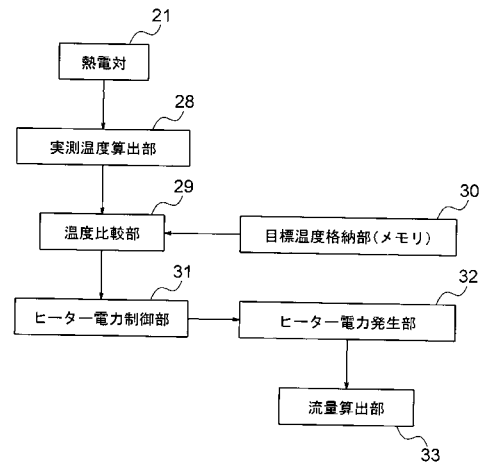
40

50

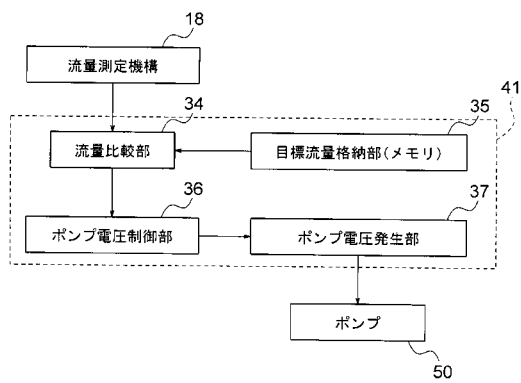
【図 3】



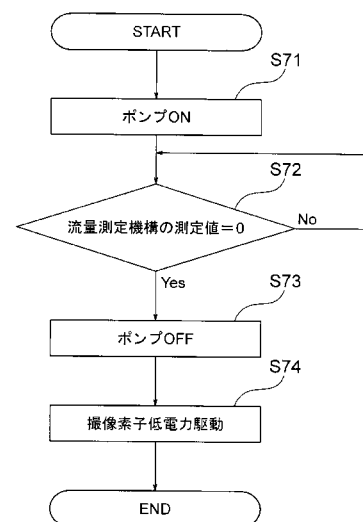
【図 4】



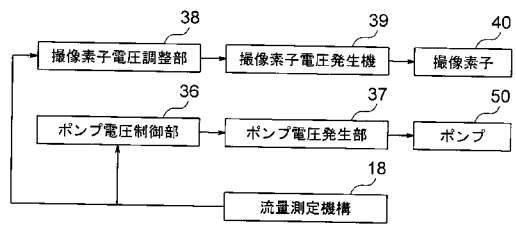
【図 5】



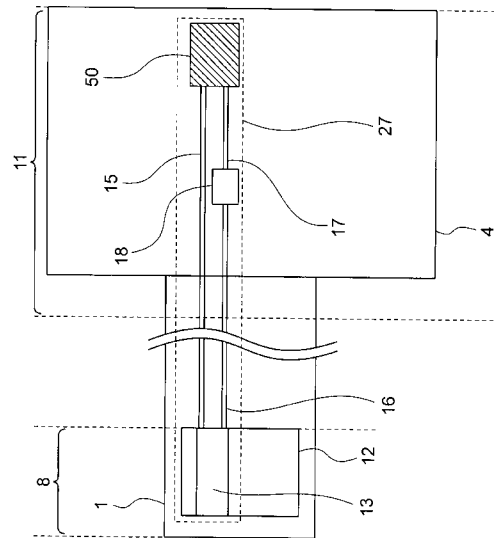
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	内视镜冷却装置		
公开(公告)号	JP2013017770A	公开(公告)日	2013-01-31
申请号	JP2011155618	申请日	2011-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大原仁		
发明人	大原 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/04.372 A61B1/00.332.Z A61B1/00.715 A61B1/015 A61B1/015.513 A61B1/05 A61B1/12.541		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/FF42 4C161/HH04 4C161/JJ11 4C161/LL02		
代理人(译)	斋藤圭介 平山岩		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：测量制冷剂的流量并对泵进行适当的反馈以冷却内窥镜远端部分。注意：内窥镜冷却装置具有操作部分，轴部分，远端部分和外部设备。内窥镜冷却装置包括：热交换机构，用于在远端部分进行热交换；用于供给制冷剂的泵；第一流动路径，用于使制冷剂从泵流向热交换机构；第二流动路径，用于使制冷剂从热交换机构流向泵；流量测量机构，设置在热交换机构和泵之间的第二流路中的任何位置；和控制装置，用于根据流量测量机构的输出控制泵。制冷剂循环型冷却机构构造使得制冷剂在第一流动路径和第二流动路径中循环和流动，因此冷却远端部分。

