

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4953728号
(P4953728)

(45) 発行日 平成24年6月13日 (2012. 6. 13)

(24) 登録日 平成24年3月23日 (2012. 3. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2006-220375 (P2006-220375)
 (22) 出願日 平成18年8月11日 (2006. 8. 11)
 (65) 公開番号 特開2008-43440 (P2008-43440A)
 (43) 公開日 平成20年2月28日 (2008. 2. 28)
 審査請求日 平成21年5月18日 (2009. 5. 18)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100091292
 弁理士 増田 達哉
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫
 (72) 発明者 樽本 哲也
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔内に挿入される挿入部可撓管と、
 該挿入部可撓管の先端部に設けられ、超音波を発受信する超音波プローブと、
 前記挿入部可撓管内に配設され、前記超音波プローブに接続された超音波信号ケーブル
 と、
 前記先端部に設けられ、管腔内を照明する照明手段と、
 前記照明された管腔内を撮像する撮像手段と、
 前記先端部の内部に設けられ、前記照明手段および前記撮像手段と前記超音波プローブ
 との間を通過するよう配設された冷却剤が流れる冷却剤用チャンネルと前記冷却剤とによ
 り構成された、前記照明手段および前記撮像手段から生じる熱を除去する冷却手段と、を
 有し、

前記先端部の内部には、固体状の第1の周辺部材と固体状の第2の周辺部材とが分別し
 て充填されており、前記第1の周辺部材は前記第2の周辺部材より熱伝導率が高く、前記
 第2の周辺部材は前記第1の周辺部材より絶縁性が高いものであり、

前記照明手段、前記撮像手段および前記冷却剤用チャンネルにそれぞれ接するように前
 記第1の周辺部材が設けられており、

前記超音波信号ケーブル周辺、および、前記照明手段および前記撮像手段と前記超音波
 プローブとの間にそれぞれ前記第2の周辺部材が設けられていることを特徴とする超音波
 内視鏡。

10

20

【請求項 2】

前記第 1 の周辺部材は金属材料で構成されており、前記第 2 の周辺部材は有機材料で構成されている請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記冷却剤用チャンネルは、前記挿入部可撓管の基端側から先端側に向かって冷却剤が流れる冷却剤送液チャンネルと、該冷却剤送液チャンネルに連通し、前記挿入部可撓管の先端側から基端側に向かって冷却剤が流れる冷却剤排液チャンネルとを有する請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記冷却剤送液チャンネルに冷却剤を供給するとともに、前記冷却剤排液チャンネルから前記冷却剤を回収する冷却剤供給手段に接続して使用される請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

10

【請求項 5】

前記冷却剤送液チャンネルおよび前記冷却液排液チャンネルは、前記照明手段を介して互いに反対側に設けられている請求項 3 または 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記照明手段は、光ファイバーを複数本束ねてなる光ファイバー束を有し、

前記冷却剤用チャンネルは、前記光ファイバー束に沿って配設されている請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記挿入部可撓管の先端部を通過する前記冷却剤の温度は、1 ~ 35 である請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 8】

前記挿入部可撓管の先端部の外表面に、絶縁性材料により構成された表面層を有する請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【請求項 9】

前記冷却剤は、水を主成分として構成されている請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療の分野では、消化管等の検査や診断に、内視鏡が使用されている。

このような内視鏡として、管腔内に挿入される挿入部可撓管を有し、この挿入部可撓管の内部に、管腔内を光学的に観察するためのライトガイドや撮像素子等の光学部品が配設されるとともに、この挿入部可撓管の先端面に、患部（被検部）に向けて超音波を発信し、かつ、患部から反射してきた超音波を受信する超音波プローブを有する超音波内視鏡が知られている。

40

【0003】

この超音波内視鏡では、管腔内に挿入部可撓管を挿入し、光学部品によって管腔内を光学的に観察しつつ、挿入部可撓管の先端部に取り付けられた超音波プローブを目的の患部付近に到達させる。そして、超音波プローブを、患部付近の管腔壁面に当接させ、患部に向けて超音波を発受信させることによって、超音波断層像を得る。

【0004】

このように超音波内視鏡は、患部の断層像を得るので、光学的内視鏡では観察し難い消化管壁内や臓器の影になっている部位を検査・診断する手段として期待される。

【0005】

ところで、超音波内視鏡では、撮像素子を駆動するための電力、ライトガイドによって

50

伝播される照明光、照明窓での照明光の反射等によって熱が発生する。この熱は、撮像素子やライトガイドの周辺部材を介して超音波プローブに伝達され、超音波プローブの温度を上昇させる。また、超音波プローブ自体も、その発生する超音波によって熱が発生する。

【 0 0 0 6 】

一方、超音波プローブは、超音波が気体内を伝搬し難いことから、直接、管腔壁面に当接されるか、または、超音波プローブを覆うようにバルーンを装着し、このバルーンの内面と超音波プローブの間に脱気水を充填した状態で管腔壁面に当接される。この際、超音波プローブが熱を帯びていると、特に、超音波プローブが管腔壁面に長時間当接されたときに、この管腔壁面に熱傷等を生じるおそれがある。

10

【 0 0 0 7 】

また、日本工業規格（ J I S ）等により、内視鏡の挿入部の表面温度は 4 1 以下になるよう規定されている。

【 0 0 0 8 】

かかる背景に伴い、従来の超音波内視鏡では、超音波プローブの温度が上限を超えないように、撮像素子に供給される電力や、ライトガイドに供給される光量等を抑制する場合もある。このような場合、光学部品によって撮像される内視鏡画像の画質が低下して、内視鏡による検査や診断に支障を来す。

【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 3 4 5 8 2 0 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、挿入部可撓管内の照明手段や撮像手段等の熱源から超音波プローブへの熱伝導を抑制することができ、照明手段や撮像手段に十分なエネルギーを供給した場合でも、超音波プローブの表面温度の上昇を抑制することができる超音波内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

このような目的は、下記（ 1 ）～（ 9 ）の本発明により達成される。

30

（ 1 ） 管腔内に挿入される挿入部可撓管と、

該挿入部可撓管の先端部に設けられ、超音波を発受信する超音波プローブと、

前記挿入部可撓管内に配設され、前記超音波プローブに接続された超音波信号ケーブルと、

前記先端部に設けられ、管腔内を照明する照明手段と、

前記照明された管腔内を撮像する撮像手段と、

前記先端部の内部に設けられ、前記照明手段および前記撮像手段と前記超音波プローブとの間を通過するよう配設された冷却剤が流れる冷却剤用チャンネルと前記冷却剤とにより構成された、前記照明手段および前記撮像手段から生じる熱を除去する冷却手段と、を有し、

40

前記先端部の内部には、固体状の第 1 の周辺部材と固体状の第 2 の周辺部材とが分別して充填されており、前記第 1 の周辺部材は前記第 2 の周辺部材より熱伝導率が高く、前記第 2 の周辺部材は前記第 1 の周辺部材より絶縁性が高いものであり、

前記照明手段、前記撮像手段および前記冷却剤用チャンネルにそれぞれ接するように前記第 1 の周辺部材が設けられており、

前記超音波信号ケーブル周辺、および、前記照明手段および前記撮像手段と前記超音波プローブとの間にそれぞれ前記第 2 の周辺部材が設けられていることを特徴とする超音波内視鏡。

【 0 0 1 2 】

これにより、挿入部可撓管内の照明手段や撮像手段等の熱源から超音波プローブへの熱

50

伝導を抑制することができ、前記照明手段や前記撮像手段に十分なエネルギーを供給した場合でも、前記超音波プローブの温度上昇を抑制し得る超音波内視鏡が得られる。

また、固体状の部材は、比較的熱伝導性が高いので、これにより、前記照明手段や前記撮像手段から発生した熱を、より効率よく冷却剤に吸収させることができる。

また、これにより、前記照明手段および前記撮像手段と前記冷却手段との間隙に位置する固体状の部材から、前記他の位置にある固体状の部材へ熱が伝導し難くなる。その結果、他の位置にある固体状の部材の過度の温度上昇を防止することができ、この部材と管腔内壁とが接触したときに、内壁に熱傷等の熱による悪影響を及ぼすのを防止することができる。また、超音波プローブへの熱伝導が特に抑制されるので、超音波プローブと管腔内壁とが接触したときにも、同様に、内壁に熱傷等を及ぼすのを防止することができる。

10

【 0 0 1 3 】

(2) 前記第 1 の周辺部材は金属材料で構成されており、前記第 2 の周辺部材は有機材料で構成されている上記 (1) に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 1 5 】

(3) 前記冷却剤用チャンネルは、前記挿入部可撓管の基端側から先端側に向かって冷却剤が流れる冷却剤送液チャンネルと、該冷却剤送液チャンネルに連通し、前記挿入部可撓管の先端側から基端側に向かって冷却剤が流れる冷却剤排液チャンネルとを有する上記 (1) または (2) に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 1 6 】

これにより、冷却剤を管腔内に排出することなく、前記照明手段や前記撮像手段から発生する熱を吸収することができる。また、冷却剤の流速を変更することにより、冷却効率を容易に調整することができる。

20

【 0 0 1 7 】

(4) 前記冷却剤送液チャンネルに冷却剤を供給するとともに、前記冷却剤排液チャンネルから前記冷却剤を回収する冷却剤供給手段に接続して使用される上記 (3) に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 1 8 】

これにより、前記冷却剤供給手段において、冷却剤の温度および流速を設定すれば、冷却効率を容易に調整するとともに、常時安定した冷却が可能となる。

【 0 0 1 9 】

30

(5) 前記冷却剤送液チャンネルおよび前記冷却液排液チャンネルは、前記照明手段を介して互いに反対側に設けられている上記 (3) または (4) に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 2 1 】

(6) 前記照明手段は、光ファイバーを複数本束ねてなる光ファイバー束を有し、前記冷却剤用チャンネルは、前記光ファイバー束に沿って配設されている上記 (1) ないし (5) のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【 0 0 2 2 】

これにより、特に大きな熱量を発生させる前記光ファイバー束の周辺を効率よく冷却することができ、前記超音波プローブの温度上昇をより確実に防止することができる。

【 0 0 2 3 】

40

(7) 前記挿入部可撓管の先端部を通過する前記冷却剤の温度は、 1 ~ 3 5 である上記 (1) ないし (6) のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【 0 0 2 4 】

これにより、前記照明手段や前記撮像手段に十分なエネルギーを供給して、良好な内視鏡画像を撮像しつつ、前記超音波プローブの温度上昇を確実に抑えることができる。また、前記湾曲部が必要以上に冷却され、前記照明手段や前記撮像手段の先端面に設けられ、管腔内を臨む窓部材に対する結露の発生を防止して、内視鏡画像の画質低下を防止することができる。

【 0 0 2 9 】

(8) 前記挿入部可撓管の先端部の外表面に、絶縁性材料により構成された表面層を

50

有する上記(1)ないし(7)のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【0030】

これにより、前記先端部の外表面と、前記先端部に内蔵されている前記撮像手段のような電子部品とをより確実に絶縁することができる。また、絶縁性材料は、一般に熱伝導性も低いので、この表面層を有していることにより、前記先端部の表面温度が過度に上昇するのを防止することができる。

【0031】

(9) 前記冷却剤は、水を主成分として構成されている上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の超音波内視鏡。

【0032】

これにより、環境負荷が小さく、安価な冷却剤を得ることができる。また、仮に、冷却剤が管腔内に漏れた場合でも、冷却剤が患者に悪影響を及ぼすことがないため、より安全な超音波内視鏡が得られる。

【発明の効果】

【0033】

本発明によれば、挿入部可撓管内の湾曲部の先端部に設けられた照明手段や撮像手段等の熱源から発生する熱を吸収する冷却手段を備えているので、照明手段や撮像手段に十分なエネルギーを供給しても、熱源から超音波プローブへの熱伝導を抑制することにより、超音波プローブの温度上昇を抑制することができる。このため、このような冷却手段を備えた超音波内視鏡は、管腔内の超音波プローブが当接する部分の熱傷等を防止するとともに、明瞭な光学内視鏡画像および超音波断層像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

以下、本発明の超音波内視鏡を添付図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0035】

< 第1実施形態 >

まず、本発明の超音波内視鏡の第1実施形態について説明する。

【0036】

図1は、本発明の超音波内視鏡の第1実施形態を示す全体図、図2は、図1に示す超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を示す平面図、図3は、図2に示す先端部のV-V線断面図、図4は、図2に示す先端部のW-W線断面図、図5は、図1に示す超音波内視鏡が備える冷却剤用チャンネルと冷却剤供給手段を示す模式図である。なお、以下の説明では、図1中の上側を「基端」、下側を「先端」と言い、図3中の上側を「上」、下側を「下」と言う。

【0037】

図1に示す超音波内視鏡1は、可撓性(柔軟性)を有する長尺物の挿入部可撓管2と、挿入部可撓管2の基端部に接続され、施術者が把持して超音波内視鏡1全体を操作する操作部6と、操作部6に接続された第1の接続部可撓管7と、第1の接続部可撓管7を介して操作部6に接続された光源差込部(接続部)8と、操作部6に接続された第2の接続部可撓管9と、第2の接続部可撓管9を介して操作部6に接続された超音波コネクタ10とを有している。

【0038】

挿入部可撓管2は、管腔内に挿入して使用される。図1に示すように、挿入部可撓管2は、手元(基端)側から可撓管部20と、可撓管部20の先端部に設けられ、湾曲可能な湾曲部21とを有している。

【0039】

湾曲部21は、操作部6の側面に設置された操作ノブ61、62の操作によって4方向に湾曲し、その方向を変えることができる。

【0040】

図 3 に示すように、この湾曲部 2 1 の先端部には、その内部に配設された対物光学系 1 1、撮像素子 1 2、およびライトガイド 1 4 や、各種ケーブル 1 3、および各種チャンネル 2 7 の間の間隙を埋めるように固体状の周辺部材 2 1 2 が配設されている。

【 0 0 4 1 】

かかる周辺部材 2 1 2 としては、例えば、絶縁性を有する材料が好ましく用いられる。これにより、湾曲部内の電子部品から挿入部可撓管 2 の外部（管腔内）への漏電が防止され、患者や施術者の感電を防止することができる。

【 0 0 4 2 】

絶縁性を有する材料としては、特に限定されず、例えば、有機材料、無機材料で構成された各種絶縁性材料を用いることができる。

10

【 0 0 4 3 】

具体的に、有機材料としては、例えば、ポリカーボネート、ポリメチルメタクリレート、ポリビニルフェノール、ポリイミド、ポリスチレン、ポリビニルアルコール、ポリビニルアセテート等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組み合わせる用いることができる。

【 0 0 4 4 】

一方、無機材料としては、例えば、シリカ、窒化珪素、酸化アルミニウムのような金属酸化物等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組み合わせる用いることができる。

【 0 0 4 5 】

20

湾曲部 2 1 の先端面には、患部（被検部）に向けて超音波を発信するとともに、患部から反射してきた超音波を受信する超音波プローブ 2 2 が取り付けられている。

【 0 0 4 6 】

この超音波プローブ 2 2 は、いわゆる電子コンベックス方式の超音波振動子であって、その形状は、側面視で略円弧状をなしている。そして、この超音波プローブ 2 2 の超音波を走査する面（以下、「超音波走査範囲」と言う。）U は、前記略円弧状部分の外側に拡がっていて、湾曲部 2 1 の軸線に沿う平面内にある。図 2 中の一点鎖線 A は、前記平面の位置を示している。以下、図 2 中の一点鎖線 A で示されたこの平面を「平面 A」と言う。

【 0 0 4 7 】

超音波プローブ 2 2 は、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内および第 2 の接続部可撓管 9 内に連続して配設された図 4 に示す超音波信号ケーブル 2 2 1 を介して、超音波コネクタ 1 0 に接続されている。

30

【 0 0 4 8 】

この超音波コネクタ 1 0 は、図示しない超音波診断装置（周辺機器）の接続部に挿入される。

【 0 0 4 9 】

超音波プローブ 2 2 から発信され、患部から反射してきた超音波（反射波）は、超音波プローブ 2 2 で受信して電気信号に変換され、超音波信号ケーブル 2 2 1 と超音波コネクタ 1 0 とを介して、超音波診断装置に伝達される。そして、超音波診断装置内で所定の解析がなされ、図示しないモニタ装置等に、患部の超音波断層像が表示される。

40

【 0 0 5 0 】

なお、挿入部可撓管 2 を管腔内に挿入する前に、患部の部位等に応じて適宜、超音波プローブ 2 2 を覆う図示しないバルーンを装着してもよい。超音波プローブ 2 2 をバルーンで覆った状態で、挿入部可撓管 2 を管腔内に挿入するとともに、このバルーン中に後述するようにして脱気水を供給し、バルーンを膨張させた状態で観察することにより、特に食道のような脱気水を貯留し難い部位を観察する際に、より鮮明な超音波断層像を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

湾曲部 2 1 の先端部には、図 4 に示すように、超音波プローブ 2 2 を覆うように設けられるバルーン内に脱気水を送水または排水するための送水口 2 5 および排水口 2 6 が設け

50

られている。

【 0 0 5 2 】

この送水口 2 5 および排水口 2 6 には、それぞれ、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内、第 1 の接続部可撓管 7 内および光源差込部 8 内に連続して形成された送水チャンネル（図示せず）および排水チャンネル（図示せず）の各先端側の端部が開放している。また、この送水チャンネルおよび排水チャンネルの各基端側の端部は、光源差込部 8 に設けられた送排液口 8 3 において開放している。この送排液口 8 3 は、送排液管 8 6 を介して脱気水を供給・吸引するタンク 1 7 に接続されている。

【 0 0 5 3 】

超音波プローブ 2 2 にバルーンが装着された状態で、タンク 1 7 から脱気水を供給すると、タンク 1 7 から供給される脱気水は、送排液管 8 6 および送水チャンネルを通過して、送水口 2 5 からバルーン内に供給される。これにより、バルーンの内面と超音波プローブ 2 2 の間隙に脱気水が貯留され、バルーンが膨張することとなる。一方、バルーンから脱気水を排出する場合、バルーン内の脱気水は、排水口 2 6、排水チャンネルおよび送排液管 8 6 を介してタンク 1 7 側に吸引され、これにより、バルーンが収縮する。

10

【 0 0 5 4 】

また、湾曲部 2 1 の先端部には、図 3 に示すように先端側に向かって傾斜した傾斜面 2 1 1 を有している。

【 0 0 5 5 】

この傾斜面 2 1 1 には、図 2 に示す処置具突出口 2 8 1 が設けられている。この処置具突出口 2 8 1 は、図 4 に示す挿入部可撓管 2 内に連続して形成された処置具挿通用チャンネル 2 8 の先端側開口部である。

20

【 0 0 5 6 】

また、処置具挿通用チャンネル 2 8 の基端側開口部は、挿入部可撓管 2 の基端部に設けられた処置具挿通用孔 2 9 と連通している。すなわち、この超音波内視鏡 1 では、処置具が、処置具挿通用孔 2 9 から挿入され、処置具挿通用チャンネル 2 8 に挿通される。そして、処置具挿通用チャンネル 2 8 に挿通された処置具は、その先端部が、処置具突出口 2 8 1 から平面 A に沿って超音波操作範囲 U に突出される。

【 0 0 5 7 】

処置具挿通用チャンネル 2 8 に挿通される処置具としては、鉗子、鉗鉗子、電気メス、注射・穿刺針、カテーテル等が挙げられる。

30

【 0 0 5 8 】

また、図 2 に示すように、傾斜面 2 1 1 には、超音波走査範囲 U の方向を光学観察するための光学観察窓 2 3 と、その観察範囲を照明するための照明窓 2 4 が並設されている。

【 0 0 5 9 】

光学観察窓 2 3 の裏面（湾曲部の内側を臨む面）側には、対物光学系 1 1 が配設されており、この対物光学系 1 1 による被写体の投影位置に対応して、被写体像を撮影する撮像素子 1 2 が配設されている。

【 0 0 6 0 】

この撮像素子 1 2 は、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内および第 1 の接続部可撓管 7 内に連続して配設された画像信号ケーブル 1 3 を介して、光源差込部 8 に設けられた画像信号用コネクタ 8 2 に接続されている。

40

【 0 0 6 1 】

また、照明窓 2 4 の湾曲部 2 1 の先端部内側には、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内、第 1 の接続部可撓管 7 内および光源差込部 8 内に連続して配設されたライトガイド 1 4 の先端が配設されている。このライトガイド 1 4 は、例えば、石英ガラス、多成分ガラス、樹脂材料等により構成される光ファイバーが複数本束ねられて構成されている。

【 0 0 6 2 】

光源差込部 8 の先端部には、図 1 に示すように、ライトガイド 1 4 に接続された光源用コネクタ 8 1 が画像信号用コネクタ 8 2 と併設され、光源用コネクタ 8 1 および画像信号

50

用コネクタ 8 2 を、図示しない光源プロセッサ装置（周辺機器）の接続部に挿入することにより、図 5 に示すように光源差込部 8 が光源プロセッサ装置 3 0 に接続される。この光源プロセッサ装置 3 0 には、ケーブルを介してモニタ装置（図示せず）が接続されている。

【 0 0 6 3 】

光源プロセッサ装置 3 0 から発せられた光は、光源用コネクタ 8 1 およびライトガイド 1 4 を通り、湾曲部 2 1（挿入部可撓管 2）の先端部より観察部位に照射され、管腔内を照明する。

【 0 0 6 4 】

前記照明光により照明された観察部位からの反射光（被写体像）は、撮像素子 1 2 で撮像される。撮像素子 1 2 では、撮像された被写体像に応じた画像信号が出力される。この画像信号は、画像信号ケーブル 1 3 を介して光源差込部 8 に伝達される。

【 0 0 6 5 】

そして、光源差込部 8 内および光源プロセッサ装置 3 0 内で所定の処理（例えば、信号処理、画像処理等）がなされ、その後、モニタ装置に入力される。モニタ装置では、撮像素子 1 2 で撮像された光学内視鏡画像（電子画像）、すなわち動画の内視鏡モニタ画像が表示される。

【 0 0 6 6 】

このような光源プロセッサ装置 3 0、モニタ装置および前述の超音波診断装置等の周辺機器の諸動作（例えば、電子画像の動画と静止画との切り替え、電子画像のファイリングシステムや撮影装置の作動および／または停止、電子画像の記録装置の作動および／または停止等）は、操作部 6 の周面に設けられた各制御ボタンを押圧操作することにより遠隔操作することができる。

【 0 0 6 7 】

ここで、このような超音波内視鏡では、一般に、撮像素子を駆動するための電力や、ライトガイドによって伝播される照明光によって光学部品から熱が発生する。従来、この熱は、先端硬性部部材を介して超音波プローブに伝達され、超音波プローブの温度上昇を招いていた。このため、超音波プローブを管腔壁面に当接させた際に、管腔壁面に熱傷等を生じさせるおそれがあった。

【 0 0 6 8 】

また、超音波プローブの表面温度が過度に上昇しないよう、光学部品に供給する電力や光量（エネルギー）を抑制する措置もとられたが、この措置により撮像される内視鏡画像の画質が低下して、内視鏡による検査や診断に支障を来していた。

【 0 0 6 9 】

そこで、本発明では、超音波内視鏡 1 の挿入部可撓管 2 内に、冷却手段を設けることとした。この冷却手段は、ペルチェ素子のような電熱変換素子等を用いる冷却方式でもよいが、本実施形態では、湾曲部 2 1 の先端部に、冷却剤が流れる冷却剤用チャンネル 2 7 を配設することとした。このような冷却剤用チャンネル 2 7 と冷却剤とで構成される冷却手段は、撮像素子（撮像手段）1 2 やライトガイド（照明手段）1 4 から生じる熱を、熱交換によって冷却剤に吸収するものである。かかる冷却手段を設けることにより、比較的大きな冷却能力が得られ、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 から生じる熱が超音波プローブ 2 2 へ伝導するのをより確実に防止することができる。これにより、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 に十分なエネルギーを供給した場合でも、超音波プローブ 2 2 の温度上昇を抑制することができる。その結果、画質の良好な電子内視鏡画像が得られる。

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態では、図 3 に示すように、冷却剤用チャンネル 2 7 が、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 と超音波プローブ 2 2 の間を通過するように配設されている。これにより、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 から超音波プローブ 2 2 に伝導する熱を確実に吸収することができ、超音波プローブ 2 2 の温度が上昇するのを確実に防止することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

さらに、本実施形態では、図 3 に示すように、冷却剤用チャンネル 2 7 が、ライトガイド（光ファイバー束） 1 4 に沿って配設されている。これにより、特に大きな熱量を発生させるライトガイド 1 4 の周辺を効率よく冷却することができ、超音波プローブ 2 2 の温度上昇をより確実に防止することができる。

【 0 0 7 2 】

このような冷却剤用チャンネル 2 7 は、図 3 ~ 図 5 に示すように、冷却剤をライトガイド 1 4 に沿って先端側に送液する冷却剤送液チャンネル 2 7 1 と、冷却剤を超音波信号ケーブル 2 2 1 に沿って基端側に送液する冷却剤排液チャンネル 2 7 2 と、冷却剤送液チャンネル 2 7 1 の先端と冷却剤排液チャンネル 2 7 2 の先端とを連結する連結部 2 7 3 を有している。

10

【 0 0 7 3 】

冷却剤送液チャンネル 2 7 1 は、先端側から基端側に向かって、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内、第 1 の接続部可撓管 7 内および光源差込部 8 内に連続して形成されている。この冷却剤送液チャンネル 2 7 1 の先端側開口部は連結部 2 7 3 と連続し、基端側開口部は光源差込部 8 に設けられた冷却剤供給口 8 4 において開放している。

【 0 0 7 4 】

また、冷却剤排液チャンネル 2 7 2 は、先端側から基端側に向かって、挿入部可撓管 2 内、操作部 6 内、第 1 の接続部可撓管 7 内および光源差込部 8 内に連続して形成されている。この冷却剤排液チャンネル 2 7 2 の先端側開口部は連結部 2 7 3 と連続し、基端側開口部は光源差込部 8 に設けられた冷却剤排出口 8 5 において開放している。

20

【 0 0 7 5 】

冷却剤用チャンネル 2 7 がこのような構成になっているので、冷却剤を管腔内に排出することなく、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 から発生する熱を吸収することができる。また、冷却剤の流速を変更することにより、冷却効率を容易に調整することができる。

【 0 0 7 6 】

また、前述した固体状の周辺部材 2 1 2 は、図 3 および図 4 に示すように、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 と、冷却剤用チャンネル 2 7 との間隙も埋めるように配設されている。固体状の部材は、比較的熱伝導性が高いので、これにより、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 から発生した熱を、より効率よく冷却剤に吸収させることができる。

30

【 0 0 7 7 】

光源差込部 8 を図 5 に示すように光源プロセッサ装置 3 0 に接続することにより、光源プロセッサ装置 3 0 が備える冷却剤供給手段 1 0 0 と冷却剤用チャンネル 2 7 とが接続される。

【 0 0 7 8 】

冷却剤供給手段 1 0 0 は、冷却剤供給口 8 4 に接続される供給口接続管 1 0 1 と、供給口接続管 1 0 1 の冷却剤供給口 8 4 と反対側に接続されるポンプ 1 0 2 と、ポンプ 1 0 2 に接続される冷却剤吸引管 1 0 3 と、冷却剤排出口 8 5 に接続される排出口接続管 1 0 4 と、冷却剤吸引管 1 0 3 のポンプ 1 0 2 と反対側、および、排出口接続管 1 0 4 の冷却剤排出口 8 5 と反対側が接続される冷却剤用タンク 1 0 5 と、ポンプ 1 0 2 と、ポンプ 1 0 2 の動作を制御する制御部 1 0 6 とを有している。

40

【 0 0 7 9 】

制御部 1 0 6 の指示によりポンプ 1 0 2 を作動させると、冷却剤用タンク 1 0 5 から冷却剤吸引管 1 0 3 を介して冷却剤が吸引され、供給口接続管 1 0 1 および冷却剤供給口 8 4 を介して、冷却剤送液チャンネル 2 7 1 に冷却剤が供給される。冷却剤送液チャンネル 2 7 1 に供給された冷却剤は、冷却剤送液チャンネル 2 7 1、連結部 2 7 3 および冷却剤排液チャンネル 2 7 2 を順次通過する。この過程で、冷却剤との熱交換作用によって、各チャンネル 2 7 1、2 7 2、2 7 3 の周辺にある周辺部材 2 1 2 が冷却される。

【 0 0 8 0 】

50

そして、冷却剤排液チャンネル２７２を通過した冷却剤は、冷却剤排出口８５から流出し、排出口接続管１０４を通過して冷却剤用タンク１０５に排出される。そして、冷却剤用タンク１０５に排出された冷却剤は、再び、ポンプ１０２によって吸引され、同様の経路で冷却剤用チャンネル２７を循環する。

【００８１】

このような構成の冷却手段によれば、冷却剤供給手段１００において、冷却剤の温度および流速を設定することにより、冷却効率を容易に調整するとともに、常時安定した冷却が可能となる。

【００８２】

ここで、前述の熱交換により蓄熱した冷却剤は、挿入部可撓管２の外部に出たとき、すなわち操作部６および第１の接続部可撓管７に配設された冷却剤用チャンネル２７を通過しているとき、および冷却剤供給手段１００内を通過または貯留されているときに、外部との温度差によって放熱して冷却される。したがって、ポンプ１０２によって挿入部可撓管２内に供給される際には、冷却剤は、十分な冷却作用を発揮し得る程度に温度が低下している。

【００８３】

このようにこの超音波内視鏡１では、冷却剤用チャンネル２７を流れる冷却剤によって、この冷却剤用チャンネル２７の周辺にある周辺部材２１２が冷却されるので、熱源である撮像素子１２、ライトガイド１４等の光学部品から超音波プローブ２２に伝導する熱の量を小さく抑えることができる。したがって、撮像素子１２およびライトガイド１４に十分なエネルギーを供給した場合でも、超音波プローブ２２の温度上昇を確実に抑えることができる。これにより、明瞭な電子画像および超音波断層像が得られるとともに、超音波プローブ２２が当接する管腔壁面に熱傷等が引き起こされるのを確実に防止することができる。

【００８４】

なお、本実施形態では、液体の冷却剤を用いた場合を例に説明しているが、気体の冷却剤を用いてもよい。

【００８５】

液体の冷却剤としては、例えば、水、炭化水素、フッ化炭化水素、部分フッ化炭化水素等が挙げられる。このうち水を主成分として構成されたものを用いるのが好ましい。これにより、環境負荷が小さく、安価な冷却剤を得ることができる。また、仮に、冷却剤が管腔内に漏れた場合でも、冷却剤が患者に悪影響を及ぼすことがないため、より安全な超音波内視鏡が得られることとなる。

【００８６】

一方、気体としては、空気、炭酸ガス、二酸化炭素の他、ヘリウム、窒素、アルゴン等の不活性ガス等が挙げられる。

【００８７】

また、本実施形態では、自然放熱によって冷却剤を冷却しているが、熱交換器やペルチェ素子等の冷却手段を用いて強制的に冷却させるようにしてもよい。これにより、撮像素子１２やライトガイド１４等の光学部品により大きなエネルギーを供給しつつ、超音波プローブ２２の温度上昇を十分に抑制することができる。

【００８８】

挿入部可撓管２内における冷却剤の温度は、１～３５程度であるのが好ましく、１５～３０程度であるのがより好ましい。これにより、撮像素子１２やライトガイド１４に十分なエネルギーを供給して、良好な内視鏡画像を撮像しつつ、超音波プローブ２２の温度上昇を確実に抑えることができる。また、湾曲部２１が必要以上に冷却され、光学観察窓２３や照明窓２４に対する結露の発生を防止して、内視鏡画像の画質低下を防止することもできる。

【００８９】

冷却剤用チャンネル２７を流れる冷却剤の流速は、１～５００ｍＬ／分程度であるのが

10

20

30

40

50

好ましく、 $10 \sim 100 \text{ mL}$ / 分程度であるのがより好ましい。これにより、冷却剤供給手段 100 の装置の大型化および高コスト化を防止しつつ、十分な冷却作用を得ることができる。

【0090】

また、冷却剤用チャンネル 27 の断面積は、 $0.1 \sim 3 \text{ mm}^2$ 程度であるのが好ましく、 $0.2 \sim 1 \text{ mm}^2$ 程度であるのがより好ましい。これにより、冷却剤用チャンネル 27 の内壁面の面積が最適化され、十分な冷却作用を得るとともに、挿入部可撓管 2 内において冷却剤用チャンネル 27 が占める割合が大きくなり過ぎて、挿入部可撓管 2 の外径が大きくなり過ぎるのを防止することができる。その結果、超音波プローブ 22 による熱傷等の発生を確実に防止しつつ、管腔内に挿入部可撓管 2 を挿入する際に、患者への負担を軽減することができる。

10

【0091】

なお、冷却剤用チャンネル 27 の断面積は、その軸方向（長手方向）に沿って、ほぼ一定であってもよく、途中で変化していてもよい。

【0092】

また、冷却剤用チャンネル 27 の断面形状は、例えば、長方形、正方形、菱形等の四角形、三角形、六角形、八角形、円形、楕円形等のいかなるものであってもよい。

【0093】

冷却剤送液チャンネル 271 または冷却剤排液チャンネル 272 と、ライトガイド 14 との距離は、 3 mm 以下であるのが好ましく、 2 mm 以下であるのがより好ましい。これにより、ライトガイド 14 から発生した熱が十分に拡散する前に各チャンネル 271、272 と熱交換をさせることができるので、冷却効率をより高めることができる。

20

【0094】

また、第 1 の接続部可撓管 7 および冷却剤供給手段 100 の周囲の温度、すなわち超音波内視鏡 1 が使用される環境の温度は、 $10 \sim 35$ であるのが好ましく、 $15 \sim 25$ であるのがより好ましい。これにより、自然放熱を利用して冷却剤を十分に冷却することができるとともに、患者や施術者にとって適正な温度とすることができる。

【0095】

次に、超音波内視鏡 1 の使用方法（作用）について説明する。

まず、必要に応じて、超音波プローブ 22 に、ゴム製バルーンを被せる。そして、バルーンの口元を、リングにより超音波プローブ 22 の基端部に固定する。

30

【0096】

次に、制御部 106 の指示によりポンプ 102 を動作させる。これにより、冷却剤用タンク 105 の冷却剤が、供給口接続管 101 を通過して、冷却剤供給口 84 から冷却剤送液チャンネル 271 に供給される。冷却剤送液チャンネル 271 に供給された冷却剤は、冷却剤送液チャンネル 271、連結部 273 および冷却剤排液チャンネル 272 を順次通過する。そして、冷却剤排液チャンネル 272 を通過した冷却剤は、冷却剤排出口 85 から流出し、排出口接続管 104 を通過して冷却剤用タンク 105 に排出される。そして、冷却剤用タンク 105 に排出された冷却剤は、再び、ポンプ 102 によって吸引され、同様の経路で循環する。

40

【0097】

続いて、操作部 2 に設けられた各制御ボタンを所望の電子画像および超音波断層像が得られるように、適宜押圧する。これにより、撮像素子 12 およびライトガイド 14 等の光学部品が発熱するが、冷却剤用チャンネル 27 に冷却剤が流れていることから、この冷却剤用チャンネル 27 の周辺にある周辺部材 212 が冷却されるとともに、撮像素子 12 およびライトガイド 14 から超音波プローブ 22 への熱伝導が抑えられる。これにより、超音波プローブ 22 の過度の温度上昇を防止することができる。

【0098】

次に、光源プロセッサ装置 30 に接続されたモニタ装置の画像を確認しつつ、挿入部可撓管 2 を、管腔内に挿入し、超音波プローブ 22 を粘膜表面に接近させる。

50

【 0 0 9 9 】

次いで、バルーンを取り付けた場合は、バルーン内に脱気水を供給する操作を行う。これにより、湾曲部 2 1 の送水口 2 5 から、バルーンの内面と超音波プローブ 2 2 の間に脱気水が供給され、バルーンが膨張する。この状態で、バルーンの外表面（または、超音波プローブ 2 2 の外表面）を粘膜表面に接触させるとともに、超音波プローブ 2 2 から超音波を発受信させ、超音波診断装置の画面に超音波断層像を表示させる。

【 0 1 0 0 】

ここで、前述したように、冷却剤用チャンネル 2 7 を流れる冷却剤によって、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 で発生した熱の超音波プローブ 2 2 への伝導が抑えられているので、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 に十分なエネルギーを供給した場合でも、この超音波プローブ 2 2 の温度上昇を抑制することができる。したがって、超音波プローブ 2 2 を粘膜表面に接触させたときに、熱傷等を生じるおそれがなく、明瞭な超音波断層像を安全に得ることができる。

10

【 0 1 0 1 】

そして、処置具挿通チャンネル 2 8 に処置具を挿通し、超音波診断装置の超音波断層像を確認しつつ、処置具を、処置具突出口 2 8 1 から突出させ、突出方向を調整して処置を行う。

【 0 1 0 2 】

また、このとき、超音波断層像が明瞭であることから、処置具の突出方向の調整を正確に行うことができ、目的の患部に確実に処置を行うことができる。

20

【 0 1 0 3 】

< 第 2 実施形態 >

次に、本発明の超音波内視鏡の第 2 実施形態について説明する。

【 0 1 0 4 】

図 6 は、第 2 実施形態の超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を図 2 に示す V - V 線で切断した断面図、図 7 は、第 2 実施形態の超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を図 2 に示す W - W 線で切断した断面図である。なお、以下の説明では、図 6 中の上側を「上」、下側を「下」と言う。

【 0 1 0 5 】

以下、第 2 実施形態の超音波内視鏡 1 について説明するが、前記第 1 実施形態の超音波内視鏡 1 との相違点を中心に説明し、同様の事項については、その説明を省略する。

30

【 0 1 0 6 】

第 2 実施形態の超音波内視鏡 1 では、湾曲部 2 1 の先端部を構成する固体状の周辺部材が、先端部の内部に配設された部品同士の間隙を埋めるように設けられており、図 6 および図 7 に示すように、撮像素子 1 2、ライトガイド 1 4 および冷却剤用チャンネル 2 7 の周辺を構成する第 1 の周辺部材 2 1 3 と、第 1 の周辺部材 2 1 3 の周囲に配設された第 2 の周辺部材 2 1 4 とを有し、第 1 の周辺部材 2 1 3 が第 2 の周辺部材 2 1 4 よりも熱伝導率の大きな材料によって構成されていること以外は、前記第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 0 7 】

ここで、第 1 の周辺部材 2 1 3 を構成する熱伝導率の大きな材料としては、Pd、Pt、Au、W、Ta、Mo、Al、Cr、Ti、Cu、Zuまたはこれらを含む合金等の金属材料が挙げられる。このように熱伝導率の大きな第 1 の周辺部材 2 1 3 を、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 等の熱源と、冷却剤用チャンネル 2 7 との間隙に配することによって、撮像素子 1 2 およびライトガイド 1 4 と、冷却剤用チャンネル 2 7 を流れる冷却剤との間で特に効率よく熱交換が行われ、第 1 の周辺部材 2 1 3 を効率よく冷却することができる。したがって、これらの熱源から超音波プローブ 2 2 に伝導する熱量を、より小さく抑えることができる。

40

【 0 1 0 8 】

また、第 1 の周辺部材 2 1 3 が第 2 の周辺部材 2 1 4 より熱伝導率の大きな材料によって構成されている、すなわち、第 2 の周辺部材 2 1 4 が第 1 の周辺部材 2 1 3 より熱伝導

50

率の小さな材料によって構成されているのが好ましい。これにより、第1の周辺部材213から第2の周辺部材214へ熱が伝導し難くなる。その結果、第2の周辺部材214の過度の温度上昇を防止することができ、第2の周辺部材214と管腔内壁とが接触したときに、管腔内壁に熱傷等の熱による悪影響を及ぼすのを防止することができる。

【0109】

さらに、超音波プローブ22への熱伝導が特に抑制されるので、超音波プローブ22と管腔内壁とが接触したときに、管腔内壁に熱傷等の熱による悪影響を及ぼすのを防止することができる。

【0110】

このような第2の周辺部材214を構成する材料としては、例えば、前記第1実施形態において周辺部材212の材料として例示したのと同様のものを用いることができる。

10

【0111】

また、第2の周辺部材214を構成する材料としては、第1の周辺部材213として前述のような金属材料のように導電性を有する材料を使用した場合には、第1の周辺部材213よりも絶縁性の高い材料を使用するのが好ましい。これにより、第1の周辺部材213と先端部に内蔵されている電子部品とが接触している場合でも、これらと挿入部可撓管2の外表面とを絶縁することができ、挿入部可撓管2内から外部（管腔内）への漏電を確実に防止することができる。

【0112】

さらに、湾曲部21の先端部の外表面に、絶縁性材料により構成された表面層を有しているのが好ましい。これにより、先端部の外表面と、先端部に内蔵されている撮像素子のような電子部品とをより確実に絶縁することができる。また、絶縁性材料は、一般に熱伝導性も低いので、この表面層を有していることにより、先端部の表面温度が過度に上昇するのを防止することができる。

20

【0113】

このような表面層を構成する絶縁性材料としては、例えば、フッ素ゴム、シリコーンゴム、ウレタンゴムのような各種ゴム材料や、ポリオレフィンのような各種熱可塑性樹脂等が挙げられる。

【0114】

以上、本発明の超音波内視鏡を図示の各実施形態について説明したが、本発明は、これらに限定されるものではなく、同様の機能を発揮する任意の構成のものと置換することができ、あるいは、任意の構成のものを付加することもできる。

30

【0115】

例えば、冷却剤用チャンネルの経路は、前記実施形態の経路に限るものではない。例えば、挿入部可撓管内において、冷却剤が先端側および基端側に何度か往復して流れるようにチャンネルを基端部および先端部で折り返し延長してもよい。これにより、冷却剤が流れる経路を長く稼ぐことができるので、より優れた冷却作用を得ることができる。

【0116】

また、前記第2実施形態においては、湾曲部21の先端部を、3つ以上の周辺部材により構成するようにしてもよい。

40

【0117】

また、本発明の超音波内視鏡では、各前記実施形態の構成を組み合わせることもできる。

【0118】

また、本実施形態の超音波内視鏡は、管腔内を、電子画像として観察するように構成されているが、光学画像として観察するように構成されていてもよい。光学画像として観察する場合、撮像素子12および画像信号ケーブル13を公知のイメージガイドファイバに置き換えればよく、このイメージガイドファイバが本発明の撮像手段に該当する。

【図面の簡単な説明】

【0119】

50

【図 1】本発明の超音波内視鏡の第 1 実施形態を示す全体図である。

【図 2】図 1 に示す超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を示す平面図である。

【図 3】図 2 に示す先端部の V - V 線断面図である。

【図 4】図 2 に示す先端部の W - W 線断面図である。

【図 5】図 1 に示す超音波内視鏡が備える冷却剤用チャンネルと冷却剤供給手段を示す模式図である。

【図 6】第 2 実施形態の超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を図 2 に示す V - V 線で切断した断面図である。

【図 7】第 2 実施形態の超音波内視鏡が備える湾曲部の先端部を図 2 に示す W - W 線で切断した断面図である。

10

【符号の説明】

【 0 1 2 0 】

1	超音波内視鏡
2	挿入部可撓管
2 0	可撓管部
2 1	湾曲部
2 1 1	傾斜面
2 1 2	周辺部材
2 1 3	第 1 の周辺部材
2 1 4	第 2 の周辺部材
2 2	超音波プローブ
2 2 1	超音波信号ケーブル
2 3	光学観察窓
2 4	照明窓
2 5	送水口
2 6	排水口
2 7	冷却剤用チャンネル
2 7 1	冷却剤送液チャンネル
2 7 2	冷却剤排液チャンネル
2 7 3	連結部
2 8	処置具挿通用チャンネル
2 8 1	処置具突出口
2 9	処置具挿通用孔
3 0	光源プロセッサ装置
6	操作部
6 1、6 2	操作ノブ
7	第 1 の接続部可撓管
8	光源差込部
8 1	光源用コネクタ
8 2	画像信号用コネクタ
8 3	送排液口
8 4	冷却剤供給口
8 5	冷却剤排出口
8 6	送排液管
9	第 2 の接続部可撓管
1 0	超音波コネクタ
1 1	対物光学系
1 2	撮像素子
1 3	画像信号ケーブル
1 4	ライトガイド

20

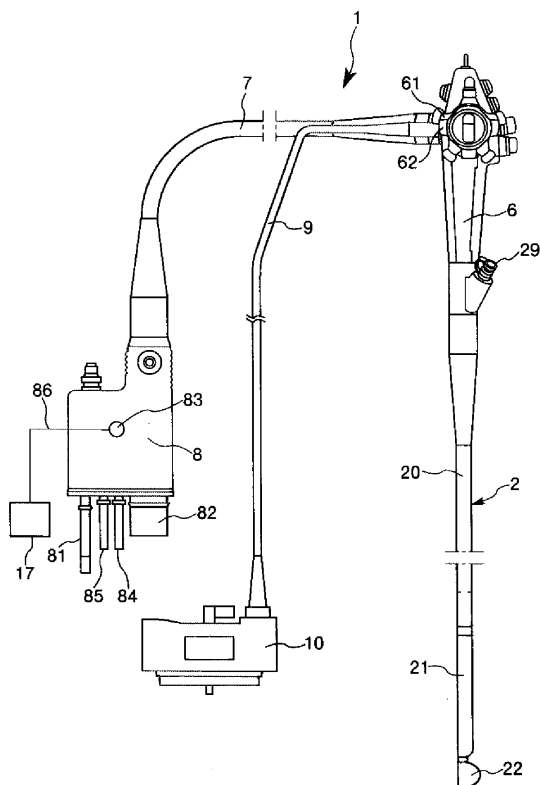
30

40

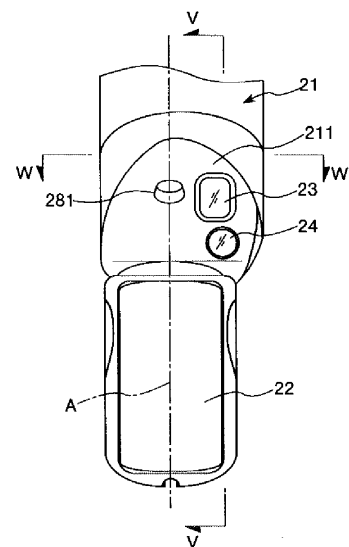
50

- 1 7 タンク
- 1 0 0 冷却剤供給手段
- 1 0 1 供給口接続管
- 1 0 2 ポンプ
- 1 0 3 冷却剤吸引管
- 1 0 4 排出口接続管
- 1 0 5 冷却剤用タンク
- 1 0 6 制御部

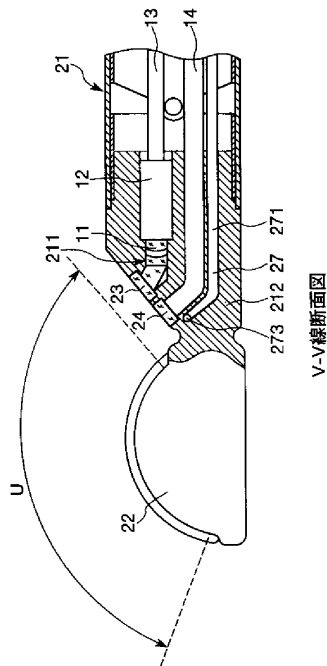
【図 1】



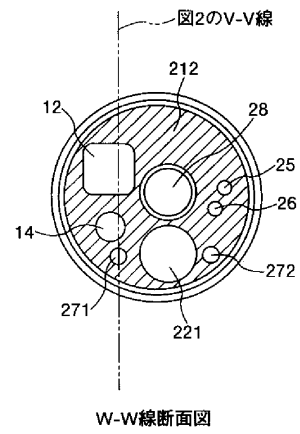
【図 2】



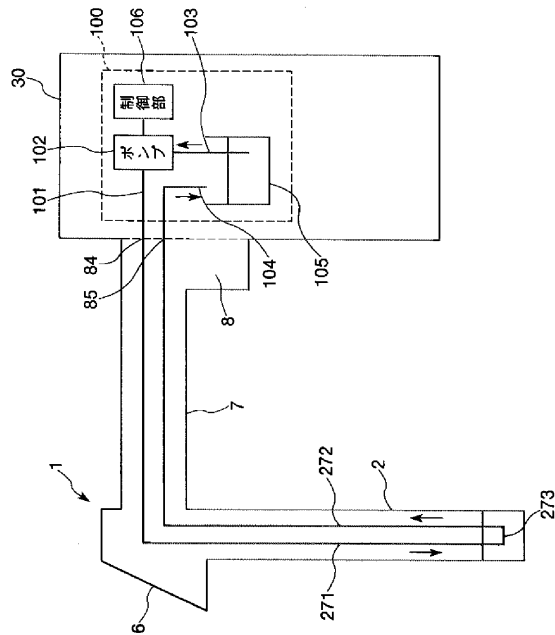
【図 3】



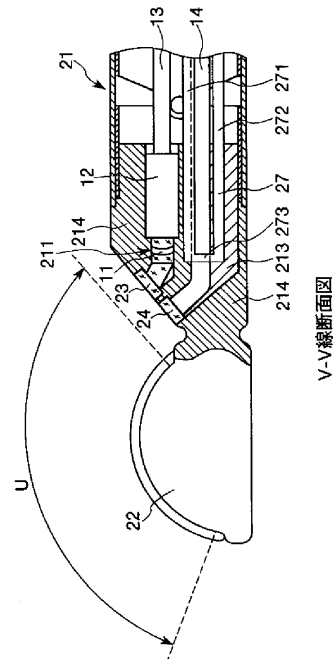
【図 4】



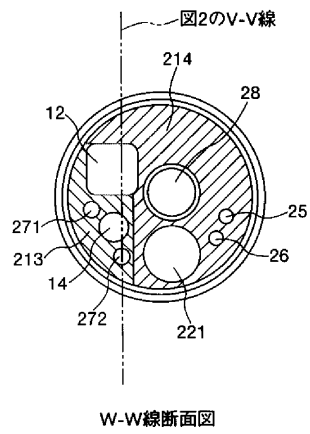
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 0 8 7 2 9 5 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 9 0 2 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 7 5 2 1 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP4953728B2	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	JP2006220375	申请日	2006-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	樽本 哲也		
发明人	樽本 哲也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.715 A61B1/015.511 A61B1/05 A61B1/12.541 A61B1/12.542		
F-TERM分类号	4C061/NN01 4C061/PP15 4C161/NN01 4C161/PP15 4C601/BB22 4C601/EE19 4C601/FE02		
代理人(译)	增田达也		
其他公开文献	JP2008043440A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波内窥镜，即使当照明装置和图像拾取装置通过限制传导热量来提供足够的能量时，该超声波内窥镜也可以阻止超声波探头表面温度的升高。用于照明装置的热源的超声波探头，图像拾取装置等在插入部分的柔性管内。ŽSOLUTION：超声波内窥镜具有超声波探头22，用于发送或接收安装在插入部分的柔性管的尖端面上的超声波，并且图像传感器12，光导14和用于冷却剂的通道27设置在柔性管内。插入部分的管。用于冷却剂的通道27优选地沿着光导14设置。第一外围构件213布置成填充图像传感器12，光导14和用于冷却剂的通道27之间的间隙，优选地由具有导热率大于构成其他部分的第二周边构件214的导热率。Ž

