

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4212575号
(P4212575)

(45) 発行日 平成21年1月21日(2009.1.21)

(24) 登録日 平成20年11月7日(2008.11.7)

(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 2 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2005-166201 (P2005-166201)
 (22) 出願日 平成17年6月6日(2005.6.6)
 (62) 分割の表示 特願平10-344664の分割
 原出願日 平成10年12月3日(1998.12.3)
 (65) 公開番号 特開2005-279299 (P2005-279299A)
 (43) 公開日 平成17年10月13日(2005.10.13)
 審査請求日 平成17年6月7日(2005.6.7)

(73) 特許権者 000000376
 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 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 安達 勝貴
 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

審査官 宮川 哲伸

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】

超音波を送受信する超音波振動子と被検体像を撮像する撮像手段とを内在する挿入部と、前記挿入部の後端部に設けられた操作部と、前記操作部から導出される1本のユニバーサルコードと、前記ユニバーサルコードの端部に設けられ複数の外部機器との接続機能を有する集中コネクタ部と、を有する超音波内視鏡において、

前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、前記超音波振動子からの超音波信号を処理する超音波観測装置に向けて当該超音波信号を伝達するための超音波ケーブルと、

前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、前記撮像手段からの撮像信号を処理するビデオプロセッサに向けて当該撮像手段からの撮像信号を伝達するための撮像信号ケーブルと、

前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、当該超音波内視鏡とは別体に設けられた光源装置から前記挿入部内に対して照明光を供給するためのライトガイドと、

前記集中コネクタ部に設けられ、前記ライトガイドに対して前記光源装置を着脱自在に接続する光源コネクタと、

前記集中コネクタ部に設けられ、前記超音波観測装置と当該集中コネクタ部とを結ぶ第1のケーブル手段を着脱自在に接続する超音波コネクタと、

前記集中コネクタ部に設けられ、前記ビデオプロセッサと当該集中コネクタ部とを結ぶ第2のケーブル手段を着脱自在に接続するビデオコネクタと、

前記超音波信号を増幅するアンプ部と、

10

20

を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記集中コネクタ部は、前記超音波振動子からの前記超音波信号に対して所定の処理を施す超音波信号処理回路を配設することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子から出射される超音波を機械的に走査する超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波振動子から出射される超音波を機械的に走査する超音波内視鏡は、従来より種々のものが提案されている。

【0003】

このようなものの一例として、例えば特開平 01 - 135335 号公報や特開平 02 - 286144 号公報には、超音波内視鏡の先端部を湾曲させる湾曲操作手段を設けた主操作部の上部に超音波振動子へ信号を伝達する回転型信号伝達手段としてのスリップリングまたはロータリコネクタと、前記超音波振動子の回転角を検出する回転角検出手段としての光学式エンコーダ（以下、エンコーダ）及び前記超音波振動子を回転させる回転駆動手段としてのモータを内蔵した副操作部を設けたものが開示されている。

20

この超音波内視鏡では、これらスリップリングまたはロータリコネクタとエンコーダ及びモータを副操作部から導出した超音波コードを介して超音波観測手段に接続して制御し、前記超音波振動子からの受信信号を処理して得られる超音波画像をモニタ等の表示手段に映し出して体腔内を観察するようにしている。

上記提案されている超音波内視鏡では、主操作部の上部に形成された副操作部に前記スリップリングまたはロータリコネクタとエンコーダ及びモータ等を内蔵するため、内視鏡操作部が重くて外形も大きくなる。また、体腔内に照明光を導光する為のファイバー束で構成されたライトガイドと体腔内の画像を映し出す CCD 等の撮像装置の信号を伝送する撮像ケーブル及び送気送水・吸引チューブが挿通されるユニバーサルコード等の他に超音波コードを操作部に接続するため、この重量が操作部に加わると共に、内視鏡操作部を把持して内視鏡を操作中に、これらのコードを引き回してしまうため、内視鏡の操作性が悪く、術者が疲労するという虞れが生じる。

30

【0004】

このため、例えば特開平 05 - 285138 号公報や特公昭 62 - 40018 号公報には、前記スリップリングとエンコーダ及びモータを超小型化し、超音波内視鏡先端部の超音波振動子近傍に配置した超音波内視鏡が開示されている。

【0005】

上記提案されている超音波内視鏡では、超音波内視鏡先端部に超音波振動子の他に、送気送水・吸引チューブや照明用ライトガイド及び撮像部（CCD を含む）等が設置されているために、この中にモータ等を設置すると、超音波内視鏡先端部や挿入部の直径を非常に大きくしなくてはならず、しかも先端部の硬質部が長くなる。このため、この機構では、患者に苦痛を与える虞れが生じると共に、術者にとっても操作性が悪くなるという虞が生じる。

40

【0006】

そこで、これらの問題点を解消するために、例えば特公昭 63 - 57060 号公報、特公昭 63 - 30019 号公報、特開昭 57 - 156743 号公報、特開平 5 - 300906 号公報、実公平 1 - 27764 号公報、特願平 9 - 30808 号公報、特願平 9 - 73976 号公報には、主操作部から導出される 1 本のコードを途中で 2 つに分岐させて、片方は光源やビデオプロセッサと接続するスコープコネクタ部を設けたユニバーサルコードとし、他方は超音波観測装置と接続する超音波コネクタを設けた超音波コードとして、こ

50

の超音波コネクタ内にスリップリングとエンコーダ及びモータを設けたものが開示されている。

【 0 0 0 7 】

上記提案されている超音波内視鏡では、このモータと超音波振動子との間を可撓性を有するフレキシブルシャフトで接続してモータの駆動力を回転伝達し、回転体である超音波振動子と送受信するために、この超音波振動子に接続された送受信ケーブルをフレキシブルシャフト内に挿通して、送受信ケーブルをフレキシブルシャフトと共に回転させている。この送受信ケーブルは、スリップリングの回転電極に接続され、この回転電極に固定された金属ブラシが接触しており、ここで非回転体の外部信号ケーブルと電氣的に接続されている。また、フレキシブルシャフトにベルトや歯車を介してエンコーダを接続して、回転角を検出し、この検出された回転角信号と超音波振動子からの受信信号を基に、所定位置の超音波画像を超音波観測装置で処理してモニタ等に映し出す構成となっている。

10

【 0 0 0 8 】

しかしながら、上記提案されている超音波内視鏡では、以下に記載する (a) ~ (e) 等の問題点が生じる虞がある。

【 0 0 0 9 】

(a) フレキシブルシャフト全長が長く、しかも超音波振動子とエンコーダとの距離が長いため、超音波画像に回転揺れが発生する。

前記フレキシブルシャフトは、可撓性を有するように細い素線をコイル状に巻いたものであり、回転むら (駆動側と非駆動側の回転角のずれ) が生じて、超音波振動子の回転角とモータとの回転角が一致しなくなる。ところで通常、超音波内視鏡挿入部は、例えば、1 ~ 1.7 m の長さがあり、操作部から超音波観測装置までの長さも検査のし易さを考えて、例えば 1.5 ~ 3 m は必要である。超音波観測装置と光源 / ビデオプロセッサ等が載るカートが別の場合、さらに超音波コードを長くする必要が生じる場合もある。つまり、先端にある超音波振動子と後端にある超音波コネクタとの距離が長いため、超音波振動子とモータとを接続するフレキシブルシャフトが非常に長くなり、回転むらも大きい。また、ユニバーサルコードが検査中に屈曲されたりねじられたりすると、フレキシブルシャフトに曲げ等の外力が加わったり、フレキシブルシャフトを覆うチューブとの摩擦力が変化したりして、回転を阻害する。さらに、フレキシブルシャフト全長にわたり挿通されて、超音波振動子に接続された送受信ケーブルが回転を阻害する要因にもなる。つまり、フレキシブルシャフトが屈曲したりすると、送受信ケーブルにも引っ張り力が加わるため、フレキシブルシャフトに不均一な力が加わり、この結果、フレキシブルシャフトの回転が不良となる。この対策として例えば特開平 5 - 3 0 0 9 0 6 号公報には、フレキシブルシャフト内にケーブルを蛇行させて挿通固定する手段が開示されているが、フレキシブルシャフトの全長が長いと、この作業は困難である。

20

30

ところで、回転角を検出しているエンコーダは、超音波コネクタ内にあるので、前述の要因で超音波振動子の回転角とエンコーダとの回転検出角が大きくずれてしまい、超音波画像が揺れたり歪んだりして、検査に支障をきたす虞が生じる。この超音波画像揺れを無くすために、フレキシブルシャフトの回転追従性を良くすると、フレキシブルシャフトの特性上、回転伝達トルクが小さくなる。このため、フレキシブルシャフト全長が長くてフレキシブルシャフトを保護するチューブとの摩擦力が大きくなり、さらにユニバーサルコードの屈曲等による外力も受けるので、超音波振動子を回転させることができなくなる。また、フレキシブルシャフトの外径を大きくして回転性能を向上させようとする、挿入部や超音波コードの外径を太くしなくてはならず、操作性が悪化すると共に、フレキシブルシャフトを覆うチューブとの摩擦力が増えるため、高出力のモータを使用しなくてはならず、モータが大きく、重く、高価になってしまうこととなる。

40

【 0 0 1 0 】

(b) 超音波振動子に接続する送受信ケーブルが長いと、鮮明な超音波画像を得ることが困難である。

超音波受信信号は、非常に微弱であり、送受信ケーブルが長すぎると減衰して、超音波

50

観測装置に入るまでに信号対雑音比（ＳＮ比）の低下が生じると共に、外部からの電磁ノイズも混入しやすくなる。さらに、送受信ケーブル内での信号の反射も発生する。このため、鮮明な超音波画像が得られなくなる虞が生じる。

【００１１】

（ｃ）フレキシブルシャフト全長が長くなるため、製造上困難である。

この対策として、例えば実公平１－２７７６４号公報や特願平９－３０８０８号公報に、操作部内に傘歯車を設け、フレキシブルシャフトを分割して接続する構造が開示されている。これによれば、フレキシブルシャフトが長くて製造が困難であるという問題点は解決するが、フレキシブルシャフトによる画像揺れや送受信ケーブル長による画像劣化等の問題点が残ってしまう。

10

【００１２】

（ｄ）洗滌性、洗滌作業が煩雑である。

前記特開平０１－１３５３３５号公報や特開平０２－２８６１４４号公報に開示されている超音波内視鏡とも同様であるが、ユニバーサルコードと超音波コードという２本のコードがあるため、洗滌性が煩雑になり、洗滌作業が困難である。

【００１３】

（ｅ）送受信ケーブルの耐久性が問題である。

フレキシブルシャフトが太いと挿入部が太くなり患者に苦痛を与える可能性があるため、フレキシブルシャフト外径を細くしなくてはならない。このため、内径も細くなり、この結果、超音波振動子に接続する送受信ケーブルも細くなる。例えば、フレキシブルシャフトの外径は、φ１．４～２．６ｍｍで、内径はφ０．４～１．５ｍｍであり、送受信ケーブルの外径はφ０．２～０．８ｍｍ程度である。長いフレキシブルシャフト全長にわたってこのような細い送受信ケーブルが挿通されることとなり、送受信ケーブルの耐久性が問題となる。また、送受信ケーブルを挿通させるときの作業性も煩雑である。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１４】

上述したように、前記特公昭６３－５７０６０号公報、特公昭６３－３００１９号公報、特開昭５７－１５６７４３号公報、特開平５－３００９０６号公報、実公平１－２７７６４号公報、特願平９－３０８０８号公報、特願平９－７３９７６号公報に示されている超音波内視鏡では、

30

（ａ）フレキシブルシャフト全長が長く、しかも超音波振動子とエンコーダとの距離が長いので、超音波画像に回転揺れが発生する。

（ｂ）超音波振動子に接続する送受信ケーブルが長いので、鮮明な超音波画像を得ることが困難である。

（ｃ）フレキシブルシャフト全長が長くなるため、製造上困難である。

（ｄ）洗滌性、洗滌作業が煩雑である。

（ｅ）送受信ケーブルの耐久性が問題である。

等の問題点が生じる。

【００１５】

40

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、挿入部を太くすることなく、超音波振動子と回転角検出手段との間のフレキシブルシャフト長を短くし、鮮明な超音波画像が得られ、耐久性及び洗滌性が良く、操作性を向上した超音波内視鏡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】

【００１６】

本発明の超音波内視鏡は、超音波を送受信する超音波振動子と被検体像を撮像する撮像手段とを内在する挿入部と、前記挿入部の後端部に設けられた操作部と、前記操作部から導出される１本のユニバーサルコードと、前記ユニバーサルコードの端部に設けられ複数の外部機器との接続機能を有する集中コネクタ部と、を有する超音波内視鏡において、

50

前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、前記超音波振動子からの超音波信号を処理する超音波観測装置に向けて当該超音波信号を伝達するための超音波ケーブルと、前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、前記撮像手段からの撮像信号を処理するビデオプロセッサに向けて当該撮像手段からの撮像信号を伝達するための撮像信号ケーブルと、前記ユニバーサルコード全体内に挿通され、当該超音波内視鏡とは別体に設けられた光源装置から前記挿入部内に対して照明光を供給するためのライトガイドと、前記集中コネクタ部に設けられ、前記ライトガイドに対して前記光源装置を着脱自在に接続する光源コネクタと、前記集中コネクタ部に設けられ、前記超音波観測装置と当該集中コネクタ部とを結ぶ第1のケーブル手段を着脱自在に接続する超音波コネクタと、前記集中コネクタ部に設けられ、前記ビデオプロセッサと当該集中コネクタ部とを結ぶ第2のケーブル手段を着脱自在に接続するビデオコネクタと、前記超音波信号を増幅するアンプ部と、を具備したことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、挿入部を太くすることなく、超音波振動子と回転角検出手段との間のフレキシブルシャフト長を短くし、鮮明な超音波画像が得られ、耐久性及び洗滌性が良く、操作性を向上することができる。

【0018】

また、超音波コネクタをスコープコネクタ部から取り外せるので収容性が向上し、ひいては操作性が向上する（収容性もスコープ操作の一部分である）。また、超音波コネクタを取り外して洗滌できるので洗滌箇所（面積）が少なくなる。即ち洗滌性を向上させることができるという効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0020】

（第1の実施の形態）

図1ないし図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波内視鏡の全体構成を示す説明図、図2は図1の超音波内視鏡の先端部を説明する断面図、図3は図1の超音波内視鏡の操作部を説明する断面図、図4は図1の超音波内視鏡の操作部から導出されるユニバーサルコードの端部に形成されたスコープコネクタ部を説明する断面図である。

30

【0021】

図1に示すように、超音波内視鏡1は、先端側に超音波振動子2を内在して体腔内へ挿入される細長の挿入部3と、この挿入部3の基端部に連設された操作部4と、この操作部4の一側面から延出され、可撓性を有するユニバーサルコード5と、このユニバーサルコード5の後端部に設けられたスコープコネクタ部6と、で構成されている。

【0022】

前記挿入部3は、前記超音波振動子2及び撮像装置7を内蔵する硬質の先端部8と、この先端部8に連設される湾曲自在の湾曲部9と、この湾曲部9に連設される可撓性を有する可撓部10とから構成されている。

40

【0023】

前記操作部4は、前記挿入部3側より順にこの超音波内視鏡1を把持する把持部4aと、前記ユニバーサルコード5が延出された主操作部11と、後述の回転型信号伝達手段としてのスリップリング12及び回転信号検出手段としての光学式エンコーダ（以下、エンコーダ）13が内蔵されている副操作部14とから成る。前記把持部4a前端付近には、処置具を挿入する処置具挿入口15が配設されており、この処置具挿入口15は、その内部において処置具挿通用チャンネル（図示せず）と連通されている。

【0024】

前記主操作部11には、前記ユニバーサルコード5が例えば1～2m程度の長さで導出されている。また、前記主操作部11には、前記湾曲部9を湾曲操作するための湾曲操作

50

ノブ 16 と送気・送水操作を行うための送気・送水釦 17 及び吸引操作を行うための吸引釦 18 が設けられている。前記副操作部 14 には、前述したようにスリップリング 12 及びエンコーダ 13 を内蔵し、該スリップリング 12 及びエンコーダ 13 を並列に配置している（図 3 参照）。また、前記主操作部 11 及び副操作部 14 には、超音波画像や内視鏡光学画像を静止したり、写真を撮るためのリモートスイッチ 19 が複数個設けられている

本実施の形態では、前記副操作部 14 内に前記スリップリング 12 及びエンコーダ 13 を並列に配置し、また、前記スコープコネクタ部 6 内に回転駆動手段として後述するモータ 20 を設ける構成している。さらに、本実施の形態では、前記超音波振動子 2 と、前記スリップリング 12 及びエンコーダ 13 に接続される回転伝達軸としてのフレキシブルシャフトを超音波振動子 2 に接続される先端側フレキシブルシャフト 21 と、モータ 20 に接続される後端側フレキシブルシャフト 23 とに分け、先端側フレキシブルシャフト 21 では、振動子側送受信ケーブル 22 が挿通されるが、後端側フレキシブルシャフト 23 では、コネクタ側送受信ケーブル 24 が併設される構造とすることにより、超音波振動子 2 からスコープコネクタ部 6 までの長い距離に亘ってフレキシブルシャフト内に送受信ケーブルが挿通されないように構成している（図 2 ～ 図 4 参照）。

【0025】

前記ユニバーサルコード 5 の端部に接続されたスコープコネクタ部 6 には、光源装置 50 と着脱自在に接続される光源コネクタ 25 と、スコープケーブル 51a を介して、ビデオプロセッサ 51 と着脱自在に接続される電気コネクタ 26 と、超音波ケーブル 52a を介して、超音波観測装置 52 と着脱自在に接続される超音波コネクタ 27 とが設けられている。

【0026】

前記光源コネクタ 25 は、光源装置 50 に対して着脱自在に接続されるようになっており、光源用コネクタ 25 が光源装置 50 に接続されることによって、この光源装置 50 から供給される照明光を前記ユニバーサルコード 5 を挿通するライトガイド 28（図 2 参照）を介して挿入部 3 の先端部 8 まで導光し、該先端部 8 から被検体に向けて出射するようになっている。

【0027】

前記超音波コネクタ 27 は、超音波振動子 2 を駆動する回転駆動手段としてのモータ 20 を内蔵し、前記ユニバーサルコード 5 を挿通する後端側回転伝達軸としての後端側フレキシブルシャフト 23（後述する）を介して超音波振動子 2 を駆動している。また、超音波コネクタ 27 には、表示手段としてのモニタ 53 が接続された超音波観測装置 52 に対して着脱自在に接続されるようになっている。この超音波観測装置 52 は、超音波画像を抽出する電子回路等が内蔵されており、前記超音波コネクタ 27 が超音波観測装置 52 に接続されることにより、モニタ 53 に超音波画像が表示されるようになっている。さらに、スコープコネクタ部 6 には、吸引口金 29 と送水口金 30 が設けられており、それぞれに吸引ポンプ 31 と送水タンク 32 が着脱自在に接続可能である。尚、ビデオプロセッサ 51 と超音波観測装置 52 とは、モニタ 53 が接続されている。

【0028】

次に、図 2 を用いて、上記挿入部の先端部の構成について詳細に説明する。

まず、先端部 8 の超音波系を説明する。

【0029】

金属やプラスチック等で形成された先端部本体 41 には、前記挿入部 3 に挿通される先端側回転伝達軸としての中空状の先端側フレキシブルシャフト 21 を回転自在に内蔵している。

【0030】

この先端側フレキシブルシャフト 21 は、金属等の素線をコイル状に巻いたもので、可撓性を有しながら回転伝達を行うことができるようになっている。この先端側フレキシブルシャフト 21 の先端には、中空の振動子ホルダ 42 が溶接やロー付け等の接着手段で固

10

20

30

40

50

定されているとともに、軸受 4 3 によって前記先端部本体 4 1 に対して回転自在に支持されている。前記振動子ホルダ 4 2 の先端には、超音波振動子 2 が接着等の手段で固定されている。

【 0 0 3 1 】

この超音波振動子 2 には、超音波信号を送受信するための振動子側送受信ケーブル 2 2 が接続されていて、前記振動子ホルダ 4 2 と先端側フレキシブルシャフト 2 1 との内腔に挿通されている。尚、前記振動子側送受信ケーブル 2 2 として、導体の周囲にシールド線をかぶせて電磁ノイズ対策を行った同軸ケーブルを使用しても良い。

【 0 0 3 2 】

前記先端部本体 4 1 の先端には 前記超音波振動子 2 を覆うように、略円筒状のキャップ 4 4 が取り付けられている。この超音波振動子 2 に対向した前記キャップ 4 4 の超音波が送受信される部分は、低密度ポリエチレンやポリメチルペンテン等の超音波透過性材質で形成されている このキャップ 4 4 の内部には、超音波伝達媒体 2 0 0 が充填され、超音波振動子 2 の周囲を満たしている。この超音波伝達媒体 2 0 0 は、例えば流動パラフィン、水、カルボキシメチルセルロース水溶液、ＫＹゼリー等の液体で、超音波を伝達する特性を有している。

【 0 0 3 3 】

前記先端側フレキシブルシャフト 2 1 は、例えばテフロン（登録商標）やポリウレタン製の先端側ガイドチューブ 4 5 に挿通されている。この先端側ガイドチューブ 4 5 は、前記先端部本体 4 1 にロー付けまたは接着により接続されたガイドチューブパイプ 4 6 にかぶせて糸で縛りさらに接着剤で糸を固めることで、接続されている。また、この先端側ガイドチューブ 4 5 の内部は、潤滑油 4 7 で満たされていて、先端側フレキシブルシャフト 2 1 と振動子側送受信ケーブル 2 2 を浸漬している。 前記振動子ホルダ 4 2 の外周面には、Ｏリング 4 8 が設けられ、超音波伝達媒体 2 0 0 と潤滑油 4 7 とが混ざらないようになっている。

【 0 0 3 4 】

前記キャップ 4 4 外周面には、前記キャップ 4 4 を覆うように、例えばシリコンゴムやラテックスゴムで形成された肉薄で収縮性に富むバルーン 4 9 が、先端部本体 4 1 の外周面に設けられた第一バルーン溝 4 9 a と、キャップ 4 4 の外周面に設けられた第二バルーン溝 4 9 b によって、着脱自在に配設されている。これら第一バルーン溝 4 9 a と第二バルーン溝 4 9 b との間には、先端部本体 4 1 内のバルーン給排水穴 6 0 が開口している。

【 0 0 3 5 】

このバルーン給排水穴 6 0 には、前記先端部本体 4 1 の端部で、テフロン（登録商標）等で形成された中空のバルーンチューブ 6 1 に連結されている。このバルーンチューブ 6 1 は、途中でバルーン送水チューブ 6 2 とバルーン吸引チューブ 6 3 とに分岐し、それぞれ主操作部 1 1 に設けた送気送水釦 1 7 と吸引釦 1 8 に連結されている。

【 0 0 3 6 】

次に、先端部の内視鏡観察光学系を説明する。

前記先端部本体 4 1 には、体腔内を光学的に観察するための照明部 7 0 と撮像装置 7 を有した撮像部 7 1 とが内蔵されている。

【 0 0 3 7 】

前記照明部 7 0 は、主に照明レンズ 7 0 a と、前記挿入部 3 及びユニバーサルコード 5 に挿通されるライトガイド 2 8 とから成る。

【 0 0 3 8 】

前記撮像部 7 1 は、主に対物レンズ 7 2 とレンズ群 7 3 と固体撮像素子（以下、ＣＣＤ）等の撮像装置 7 と、前記挿入部 3 及びユニバーサルコード 5 に挿通される撮像ケーブル 7 4 と、これらを保持するレンズ枠 7 5 とから構成されている。この前記レンズ枠 7 5 を先端部本体 4 1 の穴に嵌合させて、撮像部固定ネジ 7 6 で先端部本体 4 1 に固定している。また、前記レンズ枠 7 5 の外周面の溝には、水密を確保するための撮像部用Ｏリング 7 7 が撮像部固定ネジ 7 6 より後方に設けられている。さらに、前記対物レンズ 7 2 の表面

10

20

30

40

50

に向けて、中空の送気送水ノズル 7 8 が、先端部本体 4 1 内の送気送水穴 7 9 に連結される状態で設けられている。この送気送水穴 7 9 は、先端部本体 4 1 の端部で、テフロン（登録商標）等で形成された中空状の送気送水チューブ 8 0 に連結されていて、途中でノズル送気チューブ 8 1 とノズル送水チューブ 8 2 とに分岐し、それぞれ主操作部 1 1 に設けた送気送水釦 1 7 に連結されている。

【 0 0 3 9 】

また、前記先端部本体 4 1 には、吸引口 8 3 が開口していて、先端部 4 1 の端部で、テフロン（登録商標）等で構成された中空の吸引チューブ 8 4 に連結されている。尚、バルーンチューブ 6 1 , 送気送水チューブ 8 0 , 吸引チューブ 8 4 は、それぞれ接続パイプ 8 5 を用いて、先端側ガイドチューブ 4 5 と同様の方法で先端部本体 4 1 に固定されている。

10

【 0 0 4 0 】

次に、図 3 を用いて、上記操作部の構成について詳細に説明する。

まず、操作部 4 の内視鏡系を説明する。

【 0 0 4 1 】

前記主操作部 1 1 に設けられた送気送水釦 1 7 及び吸引釦 1 8 には、前述した通り、前記挿入部 3 に挿通されているバルーン送水チューブ 6 2 , バルーン吸引チューブ 6 3 , ノズル送気チューブ 8 1 及びノズル送水チューブ 8 2 が接続されている。前記吸引チューブ 8 4 は、途中に処置具挿入口 1 5 を介して、吸引釦 1 8 に接続されている。一方、スコープコネクタ部 6 からユニバーサルコード 5 を挿通された送気チューブ 8 6 , 送水チューブ 8 7 , 吸引チューブ 8 8 が送気送水釦 1 7 , 吸引釦 1 8 に接続されている。

20

前記挿入部 3 に挿通されてきた撮像ケーブル 7 4 とライトガイド 2 8 は、主操作部 1 1 を経由してユニバーサルコード 5 に挿通されている。

【 0 0 4 2 】

次に、操作部の超音波系を説明する。

前記挿入部 3 内を挿通されてきた先端側フレキシブルシャフト 2 1 の端部には、連結シャフト 9 1 が固定され、軸受 9 2 によってハウジング 9 3 に回転自在に支持されている。このハウジング 9 3 は、副操作部 1 4 に固定されており、回転・移動しないようになっている。また、ハウジング 9 3 には、前記先端側ガイドチューブ 4 5 の端部が固定されている。さらに、このハウジング 9 3 には、リングやメカニカルシール等のシール材 9 4 が設けてあり、潤滑油 4 7 が先端側ガイドチューブ 4 5 の外に漏れ出さないようにしている。

30

【 0 0 4 3 】

前記連結シャフト 9 1 は、カップリング部 9 5 にシャフト固定ビス 9 6 で固定され、このカップリング部 9 5 は、スリップリング 1 2 のスリップリング回転軸 9 7 と一体になっているとともに、スリップリング回転軸 9 7 は、スリップリング 1 2 内部の回転電極（図示しない）と一体に回転するようになっている。

【 0 0 4 4 】

このスリップリング回転軸 9 7 には、第一歯車 9 8 が固定されていて、この第一歯車 9 8 には、第二歯車 9 9 が噛み合っている。この第二歯車 9 9 には、エンコーダ 1 3 のエンコーダ回転軸 1 0 0 が固定されている。

40

【 0 0 4 5 】

前記エンコーダ 1 3 との反対側には、連結シャフト 1 0 1 が第二歯車 9 9 に対しシャフト固定ビス 1 0 2 で固定されている。この連結シャフト 1 0 1 の端部には、後端側フレキシブルシャフト 2 3 が溶接やロー付け等の手段で固定されている。この後端側フレキシブルシャフト 2 3 は、テフロン（登録商標）やポリウレタン製の後端側ガイドチューブ 1 0 3 に挿通されている。尚、この後端側フレキシブルシャフト 2 3 には、ケーブル類は挿通されないの、先端側フレキシブルシャフト 2 1 のように中空である必要はない。

【 0 0 4 6 】

また、後端側ガイドチューブ 1 0 3 や後端側フレキシブルシャフト 2 3 の座屈を防止し

50

、回転不良を起こさないようにするために、前記後端側ガイドチューブ１０３の屈曲部１０４には、肉薄の金属の条を螺旋状に巻いて形成したフレックス１０５をかぶせてある。また、前記スリップリング１２及びエンコーダ１３は、支持部材１０６を介して前記副操作部１４に固定されている。尚、後端側ガイドチューブ１０３内には、先端側ガイドチューブ４５のように潤滑油４７を入れる必要は特にない。また、後端側フレキシブルシャフト２３の回転伝達トルクは、先端側フレキシブルシャフト２１と同じにしても良いが、先端側フレキシブルシャフト２１よりも大きくしても良い。

【００４７】

次に、電気配線の説明をする。

前記スリップリング１２の回転電極と、前記カップリング部９５に固定されたケーブル接続基板９５ａの端子との間は、電気ケーブル１０７で配線されている。

10

【００４８】

また、先端側フレキシブルシャフト２１に挿通されてきた振動子側送受信ケーブル２２は、ケーブル接続基板９５ａの端子に半田付け等の手段で電氣的に接続されている。

【００４９】

前記回転電極（不示図）には、前記スリップリング１２内部で固定された導電性のブラシ（図示しない）と接触している。この部分で、回転体である回転電極と非回転体であるブラシとが導通するようになっている。このブラシと、前記副操作部１４内部に固定された超音波受信信号を増幅するアンプ基板１０８との間は、アンプ・スリップリング接続ケーブル１０９で配線されている。

20

【００５０】

また、アンプ基板１０８には、超音波コネクタ２７と電氣的に接続するコネクタ側送受信ケーブル２４が接続される。このコネクタ側送受信ケーブル２４は、副操作部１４から主操作部１１内を通してユニバーサルコード５に挿通される。さらに、エンコーダ１３に接続されるエンコーダ駆動用電気ケーブル１１１や、アンプ基板１０８に接続される電源ケーブル１１２もユニバーサルコード５に挿通されている。尚、前記コネクタ側送受信ケーブル２４として、導体の周囲にシールド線をかぶせて電磁ノイズ対策を行った同軸ケーブルを使用しても良い。また外径や硬さは、振動子側送受信ケーブル２２より太く、硬くしてもよい。

【００５１】

30

次に、図４を用いて、上記スコープコネクタ部の構成について詳細に説明する。

先ず、スコープコネクタ部６の内視鏡系を説明する。

【００５２】

前記ユニバーサルコード５を挿通されてきた撮像ケーブル７４は、電気コネクタ２６の端子に半田付け等で電氣的に接続され、スコープケーブル５１ａを介してビデオプロセッサ５１に撮像信号を供給している。

前記光源コネクタ２５には、前記ライトガイド２８が固定され、光源装置５０からの照明光をこのライトガイド２８に供給している。また、光源コネクタ２５には、送気チューブ８６が送気管１１３に、送水チューブ８７が送水口金３０に、吸引チューブ８８が吸引口金２９にそれぞれ接続されている。

40

【００５３】

次に、スコープコネクタ部６の超音波系を説明する。

前記ユニバーサルコード５内を挿通されてきた前記後端側フレキシブルシャフト２３の端部には、連結シャフト１１４が固定され、軸受１１５によってハウジング１１６に回転自在に支持されている。このハウジング１１６は、支持部材１１７を介してスコープコネクタ部６に固定されており、回転・移動しないようになっている。このハウジング１１６には、前記後端側ガイドチューブ１０３の端部が固定されている。この後端側ガイドチューブ１０３の屈曲部１１８には、肉薄の金属の条を螺旋状に巻いて形成したフレックス１１９をかぶせてあり、さらにその上にテフロン（登録商標）チューブ１２０をかぶせている。これは、後端側ガイドチューブ１０３や後端側フレキシブルシャフト２３の座屈を防

50

止し、回転不良を起こさないようにするためである。

【 0 0 5 4 】

前記連結シャフト 1 1 4 とモータ 2 0 のモータ回転軸 1 2 1 とは、カップリング 1 2 2 で接続されていて、前記モータ 2 0 は、前記支持部材 1 1 7 を介してスコープコネクタ部 6 に固定されている。前記ユニバーサルコード 5 に挿通されてきたコネクタ側送受信ケーブル 2 4 や電源ケーブル 1 1 2 は、超音波コネクタ 2 7 の端子に半田付け等の手段で電氣的に接続されている。

【 0 0 5 5 】

前記エンコーダ駆動用電気ケーブル 1 1 1 は、スコープコネクタ部 6 内に固定された超音波画像位置調整基板 1 2 3 に接続されている。この超音波画像位置調整基板 1 2 3 を駆動するための電気ケーブル 1 2 4 や、モータ 2 0 の電源ケーブル 1 2 5 も、超音波コネクタ 2 7 の端子に接続されている。

10

【 0 0 5 6 】

このように構成した超音波内視鏡 1 の操作部 4 を把持し、超音波内視鏡 1 の挿入部 3 を患者の体腔内へ挿入して、体腔内の様々な場所を観察するために、挿入部 3 を体腔内で進退させたり、湾曲操作ノブ 1 6 を回転させて湾曲部 9 を湾曲させたりして、先端部 8 の位置を移動させて超音波内視鏡 1 の操作を行っている。

【 0 0 5 7 】

この体腔内の観察を行うための光源装置 5 0 から出射された照明光は、ライトガイド 2 8 を通って先端部本体 4 1 の照明レンズ 7 0 a より体腔内に出射される。照明光により照らされた体腔内の光学像は、先端部本体 4 1 の対物レンズ 7 2 とレンズ群 7 3 を通過して CCD 等の撮像装置 7 に結像する。撮像装置 7 は、この像を電気信号に変換し、電気信号は、撮像ケーブル 7 4 → 電気コネクタ 2 6 → スコープケーブル 5 1 a → ビデオプロセッサ 5 1 へ伝送され、ビデオプロセッサ 5 1 で信号処理した後、モニタ 5 3 に体腔内光学画像が表示される。

20

【 0 0 5 8 】

また、対物レンズ 7 2 に体腔内の粘液等が付着すると、鮮明な光学像が得られず、検査に支障をきたす。このときは、送気送水釦 1 7 を押すと、送水タンク 3 2 内の水が、送水チューブ 8 7 → ノズル送水チューブ 8 2 → 送気送水チューブ 8 0 → 送気送水穴 7 9 を通って送気送水ノズル 7 8 より噴射され、対物レンズ 7 2 に付着した粘液を洗い流す。同様に、送気送水釦 1 7 を操作して、光源装置 5 0 に内蔵された送気ポンプから吐出される空気が、送気管 1 1 3 → 送気チューブ 8 6 → ノズル送気チューブ 8 1 → 送気送水チューブ 8 0 → 送気送水穴 7 9 と通って送気送水ノズル 7 8 より噴射され、対物レンズ 7 2 に付着した液体等を吹き飛ばす。吸引釦 1 8 を押すと、吸引口金 2 9 に接続された吸引ポンプ 3 1 の働きにより体腔内の余分な液体・気体が、吸引口 8 3 → 吸引チューブ 8 4 → 吸引チューブ 8 8 を通って、体腔外に排出される。

30

【 0 0 5 9 】

体腔内の超音波画像を得たい場合は、必要に応じて先端部 8 に取り付けられたバルーン 4 9 を適当な大きさに膨張させる。すなわち、送気送水釦を押して、送水タンク 3 2 → 送水チューブ 8 7 → バルーン送水チューブ 6 2 → バルーンチューブ 6 1 → バルーン給排水穴 6 0 という経路でバルーン 4 9 内に給水する。もし、バルーン 4 9 を膨張させすぎた場合には、吸引釦 1 8 を押下し、吸引ポンプ 3 1 の駆動により、バルーン給排水穴 6 0 → バルーンチューブ 6 1 → バルーン吸引チューブ 6 3 → 吸引チューブ 8 8 と水を吸引してバルーン 4 9 を収縮させる。その後、超音波観測装置 5 2 を操作して超音波検査を始める。

40

【 0 0 6 0 】

超音波観測装置 5 2 から供給される電力は、超音波ケーブル 5 2 a → 超音波コネクタ 2 7 → 電源ケーブル 1 2 5 を介してモータ 2 0 に入力される。モータ 2 0 の回転は、後端側フレキシブルシャフト 2 3 に伝達され、副操作部 1 4 内の第二歯車 9 9 を回転させる。第二歯車 9 9 の回転は、第一歯車 9 8 → スリッパリング回転軸 9 7 → カップリング部 9 5 → 連結シャフト 9 1 → 先端側フレキシブルシャフト 2 1 → 振動子ホルダ 4 2 と伝達される。

50

この結果、振動子ホルダ 4 2 に固定されている超音波振動子 2 が、振動子側送受信ケーブル 2 2 と共に回転する。

【 0 0 6 1 】

超音波観測装置 5 2 から供給される送信パルス信号は、超音波ケーブル 5 2 a → 超音波コネクタ 2 7 → コネクタ側送受信ケーブル 2 4 と伝送されて、副操作部 1 4 内のアンプ基板 1 0 8 に入力される。アンプ基板 1 0 8 内を通過した送信パルス信号は、これまでの非回転体の伝送経路から、スリップリング 1 2 を介することで、回転体である超音波振動子 2 に伝送される。すなわち、アンプ・スリップリング接続ケーブル 1 0 9 → スリップリング 1 2 (詳細には、ブラシ → 回転電極 → 電気ケーブル 1 0 7 → ケーブル接続基板 9 5 a) → 振動子側送受信ケーブル 2 2 と伝送され、超音波振動子 2 に送信パルス信号が入力される。

10

【 0 0 6 2 】

超音波振動子 2 は、送信パルス信号を超音波振動に変換し、超音波伝達媒体 2 0 0 とキャップ 4 4 とバルーン 4 9 越しに超音波を体腔内へ放射する。体腔内へ放射された超音波信号は臓器等で反射し、その信号を超音波振動子 2 で受信する。受信信号は、前述とは逆の経路でアンプ基板 1 0 8 に入力される。アンプ基板 1 0 8 は、受信信号を増幅した上でコネクタ側送受信ケーブル 2 4 に出し、増幅された受信信号は、超音波コネクタ 2 7 → 超音波ケーブル 5 2 a を介して超音波観測装置 5 2 に伝送される。

【 0 0 6 3 】

次に、回転角度検出について説明する。

20

エンコーダ 1 3 のエンコーダ回転軸 1 0 0 は、第二歯車 9 9 に固定されているので、モータ 2 0 の回転に合わせてエンコーダ回転軸 1 0 0 も回転する。これにより、超音波振動子 2 の回転角を検出する。エンコーダ 1 3 から出力される回転角検出信号は、エンコーダ駆動用電気ケーブル 1 1 1 で超音波画像位置調整基板 1 2 3 に伝送される。さらに、超音波画像位置調整基板 1 2 3 → 超音波コネクタ 2 7 → 超音波ケーブル 5 2 a を介して超音波観測装置 5 2 に伝送される。

【 0 0 6 4 】

超音波観測装置 5 2 では、超音波受信信号を基に超音波画像を生成し、同時に回転角検出信号を基に超音波振動子 2 がどの方向に向いているか判断して、モニタ 5 3 の対応する位置に超音波画像を表示する。この動作を連続して行うので、超音波振動子 2 の回転軸に対し直角方向全周の体腔内断面像 (ラジアル画像) をモニタ 5 3 に表示することができる。

30

【 0 0 6 5 】

検査が終了したら、超音波内視鏡 1 を洗滌・消毒する必要がある。すなわち、超音波内視鏡 1 からスコープケーブル 5 1 a , 光源装置 5 0 , 超音波ケーブル 5 2 a , 吸引ポンプ 3 1 , 送水タンク 3 2 を取り外す。そして、超音波コネクタ 2 7 と電気コネクタ 2 6 に防水用のキャップ (図示しない) を取り付け、タンクにためた消毒液等に浸漬したり、内視鏡洗滌装置 (図示しない) 内に設置して、超音波内視鏡 1 の洗滌・消毒作業を行う。

【 0 0 6 6 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

40

【 0 0 6 7 】

(1) 操作部が軽くて操作性がよい。

前記スリップリング 1 2 とエンコーダ 1 3 は、それほど重くないが、モータの重量はかなりある。この重量の大部分を占めるモータ 2 0 を、従来では副操作部 1 4 内に配置していたが、本実施の形態では、スコープコネクタ部 6 内に配置した。この結果、術者が把持する操作部 4 が非常に軽くなり、また副操作部 1 4 の外形も従来より小さくなった。さらに、従来は操作部 4 からユニバーサルコードと超音波コードという 2 本のコードを導出していたが、本実施の形態では、ユニバーサルコード 5 のみである。このため、この重量が操作部 4 に加わらず、また検査中に術者が引っ張るコードもこのユニバーサルコード 5 のみとなった。

50

以上により、操作部 4 が軽く、操作性が良くなり、術者の疲労を少なくすることができる。

【 0 0 6 8 】

(2) 超音波画像に回転揺れが発生しない。

本実施の形態では、モータ 2 0 をスコープコネクタ部 6 内に設置し、回転角検出手段であるエンコーダ 1 3 を副操作部 1 4 内に配置している。このため、ユニバーサルコード 5 に挿通された後端側フレキシブルシャフト 2 3 の全長が長くて、回転むらが発生したり、ユニバーサルコード 5 の屈曲やねじりにより後端側フレキシブルシャフト 2 3 に外力が加わって回転が乱れても、超音波振動子 2 の位置をエンコーダ 1 3 が正確に測定することができる。

10

一方、挿入部 3 に挿通された先端側フレキシブルシャフト 2 1 の回転むらによる超音波画像の揺れも多少生じるが、特に検査に支障を及ぼすレベルでないことは従来技術によっても記載されており、特に問題とはならない。

また、先端側フレキシブルシャフト 2 1 や後端側フレキシブルシャフト 2 3 の径を必要以上に大きくする必要なく、適度な回転追従性や回転伝達トルクを持たせればよい。このため、挿入部 3 やユニバーサルコード 5 が太くならず、またモータ 2 0 も高性能のものでなくて良い。さらに、後端側フレキシブルシャフト 2 3 の回転伝達トルクを先端側フレキシブルシャフト 2 1 より大きくした場合、例えばユニバーサルコード 5 が屈曲して後端側フレキシブルシャフト 2 3 に外力が加わっても、モータ 2 0 の回転力をエンコーダ 1 3 まで安定して伝達することができる。

20

以上により、超音波画像が揺れたりせず、良好な超音波画像を術者が見ることができる。さらに、後端側フレキシブルシャフト 2 3 は、先端側フレキシブルシャフト 2 1 のように回転追従性を上げる必要がないので、潤滑油 4 7 で浸漬する必要がない。このため組立性がよいという効果もある。

【 0 0 6 9 】

(3) 鮮明な超音波画像が得られる。

本実施の形態では、副操作部 1 4 内に回転型信号伝達手段であるスリップリング 1 2 と信号増幅用のアンプ基板 1 0 8 を設けている。超音波振動子 2 で受信した超音波受信信号はアンプ基板 1 0 8 で増幅されてコネクタ側送受信ケーブル 2 4 に出力されるから、超音波観測装置 5 2 に入るまで信号の減衰を少なくでき、信号対雑音比 (S N 比) の低下を最小限にすることが可能である。さらに、コネクタ側送受信ケーブル 2 4 を回転させる必要はなく、後端側フレキシブルシャフト 2 3 に挿通させずにすみ、コネクタ側送受信ケーブル 2 4 の外径や硬さは、振動子側送受信ケーブル 2 2 と比べてかなり太く硬くすることができる。このため、導体抵抗値や静電容量値を小さくして信号の減衰を少なくすると共に、シールドを行って外部からの電磁ノイズを遮断することが可能である。

30

以上により、超音波信号の減衰が少なく、電磁ノイズの影響も受けないから、鮮明な超音波画像を得ることができ、検査の有用性を高めることができる。

【 0 0 7 0 】

(4) フレキシブルシャフトの製作が容易で安価である。

先端側フレキシブルシャフト 2 1 と、後端側フレキシブルシャフト 2 3 を別体で製作できるので、製造上、製作が容易で安価である。さらに、後端側フレキシブルシャフト 2 3 には、ケーブルを挿通させないので、内腔を確保する必要が無く、製作に自由度がある。

40

【 0 0 7 1 】

(5) 洗滌性が良く、洗滌作業がやりやすい。

従来の超音波内視鏡装置では、ユニバーサルコードと超音波コードの 2 本が超音波内視鏡 1 の操作部に取り付けいていたが、本実施の形態では、ユニバーサルコード 5 のみである。このため、洗滌するコードの数が従来より少なく、洗滌作業がやりやすい。この結果、洗滌性に優れる。

【 0 0 7 2 】

(6) 耐久性がある。

50

本実施の形態の超音波内視鏡装置では、副操作部 1 4 内にスリップリング 1 2 を設けたため、先端側フレキシブルシャフト 2 1 には、振動子側送受信ケーブル 2 2 が挿通されるものの、後端側フレキシブルシャフト 2 3 には、コネクタ側送受信ケーブル 2 4 が挿通されない。すなわち、従来のものと異なり、超音波振動子 2 からスコープコネクタ部 6 までという長い距離に渡って、フレキシブルシャフト内に細い送受信ケーブルを挿通させていないので、送受信ケーブルの耐久性は問題とはならず、超音波内視鏡が故障しにくい。

【 0 0 7 3 】

(7) 超音波観測装置 5 2 が載るカートと、光源装置 5 0 / ビデオプロセッサ 5 1 が載るカートとの距離を大きく離すことが可能であり、病室のレイアウトを自由に行うことができる。

10

超音波観測装置 5 2 が載るカートと、光源装置 5 0 / ビデオプロセッサ 5 1 が載るカートが別の場合、本実施の形態では、超音波ケーブル 5 2 a を延長するのみでよい。この超音波ケーブル 5 2 a にはフレキシブルシャフト等の回転伝達手段が内蔵されないから、延長しても超音波画像揺れに影響は全くない。従来の超音波内視鏡では、フレキシブルシャフトの挿通された超音波コードを延長しなくてはならず、あまり長くすると超音波画像揺れの問題が発生するので病室のレイアウトに制限が生じていた。

【 0 0 7 4 】

(8) 上記構成を、挿入部を太くすることなく実現可能であり、患者に苦痛を与える可能性を低減できる。

従来の超音波内視鏡と異なり、先端部 8 の内部にエンコーダ等の機構を追加していないので、先端部 8 や挿入部 3 を太くする必要が無く、患者に苦痛を与えない超音波内視鏡を提供することができる。さらに、撮像部 7 1 において、ネジ部を撮像部用 O リング 7 7 が乗り越えないので、撮像部用 O リング 7 7 が切れたり傷ついたりして水密を保てなくなることがなく、故障しにくい効果もある。

20

【 0 0 7 5 】

尚、本実施の形態による超音波内視鏡では、挿入部 3 の先端部 8 に C C D 等の撮像装置 7 を内蔵したビデオ型超音波内視鏡を例示しているが、例えば接眼部を有するファイバースコープ型超音波内視鏡であっても良い。

【 0 0 7 6 】

(第 2 の実施の形態)

30

図 5 ないし図 1 1 は、本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 5 は超音波内視鏡の全体構成を示す説明図、図 6 は図 1 の超音波内視鏡の操作部を説明する断面図、図 7 は図 1 の超音波内視鏡の操作部から導出されるユニバーサルコードの端部に形成されたスコープコネクタ部を説明する断面図、図 8 は図 6 のカップリング部に被せる保護カバーを示す説明図、図 9 は挿入部の先端部に先端側ガイドチューブやバルーンチューブ等の各チューブを、先端部本体の穴に直接嵌合し、接着によって固定したチューブ接続方法を示す説明図、図 1 0 は図 6 の後端側フレキシブルシャフト及び後端側ガイドチューブの配置を示す説明図であり、図 1 0 (a) は図 6 の吸引チューブに対し、後端側フレキシブルシャフト及び後端側ガイドチューブを沿わせて配置した構成を示す説明図、図 1 0 (b) は後端側フレキシブルシャフト及び後端側ガイドチューブを吸引チューブに対して、ゴム等で作られたバンドで縛り付けて固定した構成を示す説明図、図 1 1 はユニバーサルコード及び光源コネクタに対し、長手軸中心に回転自在となる、超音波コネクタを固定した回転部を説明する断面図である。

40

【 0 0 7 7 】

第 1 の実施の形態の超音波内視鏡では、超音波振動子へ信号を伝達する回転型信号伝達手段としてのスリップリング及び該超音波振動子の回転角を検出する回転角検出手段としてのエンコーダを操作部内に配置し、それぞれの回転軸を第 1、第 2 の歯車で連結して超音波振動子へ信号を伝達し、該超音波振動子の回転角を検出する構成としているが、本実施の形態では、図 6 に示すように、スリップリングとエンコーダとを同軸上に一体化した回転機構を操作部内に設けて、超音波振動子へ信号を伝達し、該超音波振動子の回転角を

50

検出する構成としている。それ以外の構成は、図 1 ~ 図 4 とほぼ同様であるので、説明を省略し、相違であるスリップリングとエンコーダとを同軸上に一体化した回転機構を中心に説明する。図 1 ~ 図 4 との同一の構成には同じ符号を付して説明する。

【 0 0 7 8 】

図 5 において、超音波内視鏡 1 A では、挿入部 3 の後端に、挿入部 3 側より順に把持部 4 a , 主操作部 1 1 とから構成される操作部 1 3 0 が形成されている。この把持部 4 a には、回転型信号伝達手段であるスリップリング 1 3 1 と、回転角検出手段であるエンコーダ 1 3 2 とが同軸上に一体化されて回転機構 1 3 3 を構成している。この回転機構 1 3 3 では、スリップリング 1 3 1 が挿入部 3 側に、エンコーダ 1 3 2 が主操作部 1 1 側に配置されている（図 6 参照）。このスリップリング 1 3 1 の一端に、超音波振動子 2 に接続された振動子側送受信ケーブル 2 2 が接続されている。また、主操作部 1 1 には、リモートスイッチ 1 9 が複数個取り付けられている。

10

【 0 0 7 9 】

次に、図 6 を用いて、上記操作部の構成について説明する。

まず、操作部 1 3 0 の超音波系を説明する。

【 0 0 8 0 】

前記挿入部 3 内を挿通されてきた先端側フレキシブルシャフト 2 1 の端部には、連結シャフト 9 1 が固定され軸受 9 2 によって、ハウジング 1 3 4 に回転自在に支持されている。ハウジング 1 3 4 は、把持部 4 a の位置で固定されており、回転・移動しないようになっている。このハウジング 1 3 4 には、先端側ガイドチューブ 4 5 の端部が固定されている。前記連結シャフト 9 1 は、カップリング部 9 5 にシャフト固定ビス 9 6 で固定されている。

20

【 0 0 8 1 】

前記カップリング部 9 5 は、スリップリング 1 3 1 のスリップリング回転軸 1 3 5 と一体になっているとともに、スリップリング 1 3 1 内部の回転電極（図示しない）と一体に回転可能になっている。このスリップリング回転軸 1 3 5 は、スリップリング 1 3 1 の両端から導出されていて カップリング部 9 5 の反対側には、ジョイント 1 3 6 が固定されている。このジョイント 1 3 6 には、エンコーダ 1 3 2 のエンコーダ回転軸 1 3 7 が固定されている。このエンコーダ回転軸 1 3 7 は、エンコーダ 1 3 2 の両端から導出されていて、ジョイント 1 3 6 の反対側には連結シャフト 1 3 8 がシャフト固定ビス 1 3 9 で固定されている。

30

【 0 0 8 2 】

この連結シャフト 1 3 8 の端部には、後端側フレキシブルシャフト 2 3 が溶接やロー付け等の手段で固定されている。この後端側フレキシブルシャフト 2 3 には、ケーブル類は挿通されないようになっている。

【 0 0 8 3 】

次に、電気配線の説明をする。

前記スリップリング 1 3 1 の回転電極（不示図）と、カップリング部 9 5 に固定されたケーブル接続基板 9 5 a の端子とは、電気ケーブル 1 0 7 で配線されている。また、先端側フレキシブルシャフト 2 1 に挿通されてきた振動子側送受信ケーブル 2 2 は、ケーブル接続基板 9 5 a の端子に半田付け等の手段で電氣的に接続されている。

40

【 0 0 8 4 】

前記回転電極（図示しない）は、スリップリング 1 3 1 内部で、固定された導通性のブラシ（図示しない）と接触し、回転体である回転電極と非回転体であるブラシとが導通する。このブラシと、主操作部 1 1 内部に固定された超音波受信信号を増幅する第一アンプ基板 1 4 0 との間は、アンプ・スリップリング接続ケーブル 1 0 9 で配線されている。

【 0 0 8 5 】

また、第一アンプ基板 1 4 0 には、超音波コネクタ 2 7 と電氣的に接続する第一コネクタ側送受信ケーブル 1 4 1 が接続されている。この第一コネクタ側送受信ケーブル 1 4 1 は、主操作部 1 1 内を通過してユニバーサルコード 5 に挿通されている。また、前記エンコ

50

ーダ 1 3 2 に接続されるエンコーダ駆動用電気ケーブル 1 1 1 や、第一アンプ基板 1 4 0 に接続される電源ケーブル 1 1 2 もユニバーサルコード 5 に挿通されている。

【 0 0 8 6 】

次に、図 7 を用いて、上記スコープコネクタ部の構成について説明する。

まず、スコープコネクタ部 6 の超音波系を説明する。

【 0 0 8 7 】

ユニバーサルコード 5 に挿通されてきた前記第一コネクタ側送受信ケーブル 1 4 1 は、スコープコネクタ部 6 内に固定され、超音波受信信号を増幅する第二アンプ 1 4 2 に接続されている。この第二アンプ基板 1 4 2 には、第二コネクタ側送受信ケーブル 1 4 3 が接続され、超音波コネクタ 2 7 の端子に半田付け等の手段で電氣的に接続されている。

10

【 0 0 8 8 】

前記ユニバーサルコード 5 に挿通されてきた前記電源ケーブル 1 1 2 は、超音波コネクタ 2 7 の端子に半田付け等の手段で電氣的に接続される。前記エンコーダ駆動用電気ケーブル 1 1 1 は、スコープコネクタ部 6 内に固定された超音波画像位置調整基板 1 2 3 に接続される。この超音波画像位置調整基板 1 2 3 を駆動するための電気ケーブル 1 2 4 や、モータ 2 0 の電源ケーブル 1 2 5 も、超音波コネクタ 2 7 の端子に接続されている。

【 0 0 8 9 】

このように構成した超音波内視鏡 1 A の把持部 4 a を把持し、超音波内視鏡 1 A の挿入部 3 を患者の体腔内へ挿入して、超音波内視鏡 1 A の操作を行う。そして、体腔内の超音波画像を得たい場合、第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、必要に応じて先端部 8 に取り付けられたバルーン 4 9 を適当な大きさに膨張させる。その後、超音波観測装置 5 2 を操作して超音波検査を始める。

20

【 0 0 9 0 】

前記超音波観測装置 5 2 から供給される電力は、超音波ケーブル 5 2 a → 超音波コネクタ 2 7 → 電源ケーブル 1 2 5 を介してモータ 2 0 に入力される。モータ 2 0 の回転は、後端側フレキシブルシャフト 2 3 に伝達される。

【 0 0 9 1 】

この後端側フレキシブルシャフト 2 3 の回転は、連結シャフト 1 3 8 → エンコーダ回転軸 1 3 7 → ジョイント 1 3 6 → スリップリング回転軸 1 3 5 → カップリング部 9 5 → 連結シャフト 9 1 → 先端側フレキシブルシャフト 2 1 → 振動子ホルダ 4 2 と伝達される。この結果、振動子ホルダ 4 2 に固定されている超音波振動子 2 が、振動子側送受信ケーブル 2 2 と共に回転する。

30

【 0 0 9 2 】

次に、超音波信号の伝送について説明する。

超音波観測装置 5 2 から供給される送信パルス信号は、超音波ケーブル 5 2 a → 超音波コネクタ 2 7 → 第二コネクタ側送受信ケーブル 1 4 3 と伝送されて、スコープコネクタ部 6 内の第二アンプ基板 1 4 2 に入力される。第二アンプ基板 1 4 2 内を通過した送信パルス信号は、第一コネクタ側送受信ケーブル 1 4 1 で伝送されて、第一アンプ基板 1 4 0 に入力される。

【 0 0 9 3 】

第一アンプ基板 1 4 0 内を通過した送信パルス信号は、これまでの非回転体の伝送経路から、スリップリング 1 3 1 を介することで、回転体である超音波振動子 2 に伝送される。すなわち、アンプ・スリップリング接続ケーブル 1 0 9 → スリップリング 1 3 1 (詳細には、ブラシ → 回転電極 → 電気ケーブル 1 0 7 → ケーブル接続基板 9 5 a) → 振動子側送受信ケーブル 2 2 と伝送され、超音波振動子 2 に送信パルス信号が入力される。この超音波振動子 2 は、送信パルス信号を超音波振動に変換し、超音波伝達媒体 2 0 0 とキャップ 4 4 とバルーン 4 9 越しに超音波を体腔内へ放射する。

40

【 0 0 9 4 】

体腔内へ放射された超音波信号は臓器等で反射し、その信号を超音波振動子 2 で受信する。受信信号は、まず前述と逆の経路で第一アンプ基板 1 4 0 に入力される。第一アンプ

50

基板 140 は、受信信号を増幅した上で第一コネクタ側送受信ケーブル 141 に出力する。この増幅された受信信号は、第二アンプ基板 142 に入力され、第二アンプ基板 142 は、受信信号をさらに増幅した上で第二コネクタ側送受信ケーブル 143 に出力する。そして、この受信信号は、超音波コネクタ 27 → 超音波ケーブル 52a を介して超音波観測装置 52 に伝送される。

【0095】

次に、回転角度検出について説明する。

前記エンコーダ 132 のエンコーダ回転軸 137 は、前記した通り、超音波振動子 2 の回転に合わせて回転する。これにより、超音波振動子 2 の回転角を検出する。前記エンコーダ 132 から出力される回転角検出信号は、エンコーダ駆動用電気ケーブル 111 で超音波画像位置調整基板 123 に伝送される。さらに、超音波画像位置調整基板 123 → 超音波コネクタ 27 → 超音波ケーブル 52a を介して超音波観測装置 52 に伝送される。前記超音波観測装置 52 では、超音波受信信号を基に超音波画像を生成し、同時に回転角検出信号を基に超音波振動子 2 がどの方向に向いているか判断して、モニタ 53 の対応する位置に超音波画像を表示する。この動作を連続して行うので、超音波振動子 2 の回転軸に対し直角方向全周の体腔内断面像（ラジアル画像）をモニタ 53 に表示することができる。

【0096】

本実施の形態は、第 1 の実施の形態の超音波内視鏡の効果に加えて、以下の効果を有する。

(1) 第 1 の実施の形態による超音波内視鏡 1 より術者に加わる力が小さく、操作性がよい。

第 1 の実施の形態による超音波内視鏡では、術者が把持部 4a を持って検査をしている際、(スリップリング重量 + エンコーダ重量 + 歯車重量 + 副操作部筐体重量) × (把持部と副操作部との間の距離) だけの曲げ力が術者にかかる。しかし、本実施の形態による超音波内視鏡では、把持部 4a の内部にスリップリング 131 とエンコーダ 132 とがあり、この曲げ力がほとんど術者にかからない。当然、歯車重量や副操作部筐体重量もない。この結果、超音波内視鏡を使用中に操作部を把持する術者に加わる力が、第 1 の実施の形態による超音波内視鏡より小さくなる。また、本実施の形態による超音波内視鏡では、第 1 の実施の形態による超音波内視鏡のような副操作部 14 を形成していないので、操作部 130 の外形は非常に小さくなる。さらに、第 1 の実施の形態や従来の超音波内視鏡とは異なり、スリップリング 131 とエンコーダ 132 とを同軸上に一体化しているので、細長い把持部 4a に収納することができる。さらに、本実施の形態では、スリップリング 131 より後端側にエンコーダ 132 を配置することで、エンコーダ回転軸 137 内に振動子側送受信ケーブル 22 を挿通することなく、エンコーダ回転軸 137 を中実シャフトとした結果、エンコーダ 132 の外径を細くして、把持部 4a に収納し易くしている。

すなわち、把持部 4a が太くて術者が把持しにくいということがないので、術者の疲労を第 1 の実施の形態による超音波内視鏡第 1 よりも少なくすることができ、操作性が非常によい。

【0097】

(2) 第 1 の実施の形態による超音波内視鏡よりも超音波画像の回転揺れが少ない。

本実施の形態では、スリップリング 131 とエンコーダ 132 とを、第 1 の実施の形態による超音波内視鏡よりも超音波振動子 2 により近い把持部 4a の内部に配置している。このため、超音波振動子 2 の位置を第 1 の実施の形態による超音波内視鏡第 1 より正確に検出できる。よって、第 1 の実施の形態による超音波内視鏡第 1 よりも、さらに超音波画像が揺れたりせず、良好な超音波画像を得ることができる。

【0098】

(3) 第 1 の実施の形態による超音波内視鏡よりも洗滌性が良く、洗滌作業がやりやすい。

スリップリング 131 及びエンコーダ 132 を同軸上に一体化して操作部内に設けたの

で、第 1 の実施の形態による超音波内視鏡 1 に形成した副操作部 1 4 をなくすことにより、洗滌する箇所がより少なく、洗滌性がよくて洗滌作業もやりやすい。

【 0 0 9 9 】

ところで、前記スリップリング及びエンコーダの固定手段としては、支持部材を介して前記主操作部 1 1 に固定され、動かないようにしているが、この固定手段は非常に煩雑であり、固定が十分でないと、例えば、スリップリング 1 3 1 とエンコーダ 1 3 2 の非回転部分を把持部 4 a に対して固定していない場合、ユニバーサルコード 5 が屈曲したりして回転中の後端側フレキシブルシャフト 2 3 が伸縮や移動をして、スリップリング 1 3 1 とエンコーダ 1 3 2 が軸方向に移動する場合があった。また、このスリップリング 1 3 1 のスリップリング回転軸 1 3 5 と一体になっているカップリング部 9 5 及びこのカップリング部 9 5 内に挿通しているケーブルは、回転しているために周辺の構造体例えば、送水チューブの連結口金等に干渉して、ケーブルが切れたり、回転が阻害されたりする虞があった。

10

【 0 1 0 0 】

そこで、例えば、図 8 に示すように、肉薄の板を折り曲げて形成した保護カバー 1 5 0 を、該保護カバー 1 5 0 の内面はカップリング部 9 5 に接触しないように、ハウジング 1 3 4 とスリップリング 1 3 1 の間に挟み込み、カップリング部 9 5 の干渉防止及び前記スリップリング 1 3 1 及びエンコーダ 1 3 2 の軸方向移動を防止するように構成する。

【 0 1 0 1 】

これにより、保護カバー 1 5 0 は、周囲のバルーン吸引チューブ 6 3 やノズル送水チューブ 8 2 や撮像ケーブル 7 4 等が、回転中のカップリング部 9 5 に接触するのを防ぐと共に、前記スリップリング 1 3 1 及びエンコーダ 1 3 2 の軸方向移動を防止することができる。このため、回転中のカップリング部 9 5 が、非回転体のハウジング 1 3 4 に当たり、回転が阻害されるということがない。

20

【 0 1 0 2 】

ところで、先端部本体 4 1 に挿通する送気・送水チューブ等のチューブの接続は、図 2 で説明したように、先端部本体 4 1 にパイプを固定し、そのパイプにチューブをかぶせて糸で縛りさらに糸を接着剤で固めて接続しているため、チューブとパイプの接続部で径が大きくなり、またパイプの長さだけ硬質長が長くなっていた。このために、患者に対して苦痛を与える可能性があった。

30

【 0 1 0 3 】

そこで、例えば、図 9 に示すように、先端側ガイドチューブ 4 5、バルーンチューブ 6 1、送気送水チューブ 8 0、吸引チューブ 8 4 等の各チューブを、先端部本体 4 1 の穴に直接嵌合し、接着によって固定するように構成する。

【 0 1 0 4 】

これにより、先端部本体 4 1 には、糸でしばり接着剤を盛る部分が無いため、各々のチューブの間隔を小さくすることができる。さらにパイプを必要としないため、硬質長を短くすることができる。この結果、患者へ与える苦痛を低減することができる。

【 0 1 0 5 】

ところで、後端側フレキシブルシャフト 2 3 は、柔らかいチューブの隣に配設しているために、ユニバーサルコード 5 が屈曲したりねじれたりすると、蛇行し易く、回転性を悪くしていた。

40

【 0 1 0 6 】

そこで、図 1 0 (a) に示すように、ユニバーサルコード 5 内において、吸引鉤 1 8 から導出される吸引チューブ 8 8 に対し、後端側フレキシブルシャフト 2 3 及び後端側ガイドチューブ 1 0 3 を沿わせて配置した構成とする。

【 0 1 0 7 】

この吸引チューブ 8 8 は、食物のカス等の固形物も混じっている体腔内の液体等を通過させるために、ユニバーサルコード 5 に内蔵されている構成物の中で最も外径が太く、さらにテフロン（登録商標）等の固いチューブで作られている。よって、後端側フレキシブ

50

ルシャフト 23 及び後端側ガイドチューブ 103 を吸引チューブ 88 に対して沿わせて配置することにより、ユニバーサルコード 5 が屈曲したりねじれたりしても、後端側フレキシブルシャフト 23 は、常に吸引チューブ 88 に沿った状態でスムーズに回転することができる。これにより、比較的出力のモータを使用することが可能で、モータの外形を小さくすることができる。この結果、スコープコネクタ部 6 の外形を小さくすることができる。超音波内視鏡の操作性を向上することができる。

また、図 10 (b) に示すように、後端側フレキシブルシャフト 23 及び後端側ガイドチューブ 103 を、ゴム等で作られたバンド 151 で吸引チューブ 88 に縛り付けても良い。

【0108】

10

ところで、光源装置 50 や超音波観測装置 52 のレイアウトによっては、超音波コネクタ 27 の位置を変えた方が光源装置 50 や超音波コード 52a を差し込みやすいことがある。そこで、例えば、図 11 に示すように、ユニバーサルコード 5 の端部に設けられたスコープコネクタ部 6 に、ユニバーサルコード 5 及び光源コネクタ 25 に対し、長手軸中心に回転自在となる回転部 152 を設け、この回転部 152 に超音波コネクタ 27 を固定して、必要に応じて回転部 152 を回転させて超音波コネクタ 27 の位置を変えることにより、超音波コネクタ 27 に超音波ケーブル 52a を差し込む構成とする。また、超音波コネクタ 27 と超音波ケーブル 52a との着脱方向は、長手軸中心 153 に略平行となるようにする。

【0109】

20

このように構成したスコープコネクタ部 6 において、検査前の機器の準備として、まず光源装置 50 に光源コネクタ 27 を差し込む。

次に、必要に応じて回転部 152 を回転させて超音波コネクタ 27 の位置を変え、超音波ケーブル 52a を超音波コネクタ 27 に差し込む。

【0110】

これにより、回転部 152 を回転させることで超音波コネクタ 27 の位置を変えることができ、非常に使い勝手がよい。さらに、超音波コネクタ 27 と超音波ケーブル 52a との着脱方向は、長手軸中心 153 に対して略平行となっているため、超音波コネクタ 27 と超音波ケーブル 52a との着脱時に、光源コネクタ 25 に曲げ力が加わらない。よって、光源コネクタ 25 と光源装置 50 との接触状態が常に良好に保たれ、故障を発生しにくくすることができる。

30

【0111】

[付記]

(付記項 1) 超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、この挿入部の後端部に設けられた操作部と、この操作部から導出される 1 本の中空管と、この中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部と、を有する超音波内視鏡において、

前記スコープコネクタ部に設けられ、前記挿入部内に配設したライトガイドに照明光を供給する光源装置に着脱自在に接続される光源コネクタ及び前記超音波振動子からの信号を処理する超音波観測手段に着脱自在に接続される超音波コネクタと、

前記超音波振動子へ信号を伝達する回転型信号伝達手段及び該超音波振動子の回転角を検出する回転角検出手段と、

40

前記スコープコネクタ部内に設けられ、前記超音波振動子を駆動する回転駆動手段と、前記挿入部に挿通されて、一端に前記超音波振動子が固定され、他端に前記回転型信号伝達手段の回転軸が接続される先端側回転伝達軸と、

前記中空管に挿通されて、一端に前記回転角検出手段もしくは前記回転型信号伝達手段の回転軸が接続され、他端に前記回転駆動手段の回転軸に接続される後端側回転伝達軸と、

前記先端側回転伝達軸に挿通されて、一端を前記超音波振動子に電氣的に接続し、他端を前記回転型信号伝達手段の回転電極側に電氣的に接続される振動子側送受信ケーブルと、

50

前記後端側回転伝達軸に併設され、一端を前記回転型信号伝達手段の非回転電極側に電氣的に接続され、他端を信号増幅手段を介して前記超音波コネクタに電氣的に接続するコネクタ側送受信ケーブルと、
を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【0112】

(付記項2) 超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、この挿入部の後端部に設けられた操作部と、この操作部から導出される1本の中空管と、この中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部と、を有する超音波内視鏡において、

前記スコープコネクタ部に設けられ、前記挿入部内に配設したライトガイドに照明光を供給する光源装置に着脱自在に接続される光源コネクタ及び前記超音波振動子からの信号を処理する超音波観測手段に着脱自在に接続される超音波コネクタと、

10

前記超音波振動子へ信号を伝達する回転型信号伝達手段及び該超音波振動子の回転角を検出する回転角検出手段から構成される回転機構と

前記スコープコネクタ部内に設けられ、前記超音波振動子を駆動する回転駆動手段と、
前記挿入部に挿通されて、一端に前記超音波振動子が固定され、他端に前記回転機構の回転軸が接続される先端側回転伝達軸と、

前記中空管に挿通されて、一端に前記回転機構の回転軸が接続され、他端に前記回転駆動手段の回転軸に接続される後端側回転伝達軸と、

前記先端側回転伝達軸に挿通されて、一端を前記超音波振動子に電氣的に接続し、他端を前記回転型信号伝達手段の回転電極側に電氣的に接続する振動子側送受信ケーブルと、

20

前記後端側回転伝達軸に併設され、一端を前記回転型信号伝達手段の非回転電極側に電氣的に接続し、他端を信号増幅手段を介して前記超音波コネクタに電氣的に接続するコネクタ側送受信ケーブルと、
を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【0113】

(付記項3) 前記中空管に、前記ライトガイドと、体腔内の画像を映し出す撮像装置の信号を伝送する撮像ケーブル及び送気送水・吸引チューブを挿通したことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0114】

(付記項4) 前記信号増幅手段は、前記スコープコネクタ部内に設けられたことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

30

【0115】

(付記項5) 前記信号増幅手段を少なくとも2以上に分割し、前記操作部または、前記スコープコネクタ部内に設けて、多段階に信号増幅を行うことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0116】

(付記項6) 前記回転角検出手段からの回転角検出信号を受信して、前記超音波画像を調整する超音波画像位置調整手段を前記スコープコネクタ部内に設けたことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0117】

40

(付記項7) 前記回転型信号伝達手段の回転軸接続部に、その周辺部材が干渉することを防止するとともに、該回転型信号伝達手段の軸方向移動を防止する保護カバーを設けたことを特徴とする付記項1または2に記載の超音波内視鏡。

【0118】

(付記項8) 送気送水・吸引チューブ及び前記先端側回転伝達軸を挿通させたガイドチューブを、前記挿入部の先端に設けた先端部本体に直接嵌合して固定することを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0119】

(付記項9) 前記挿入部の先端部に内在した撮像装置を有した撮像部の水密を確保するために設けられたシール部材よりも先端側に、このシール部材を傷付けることなく、該撮

50

像部を前記先端部に取り付け可能とするねじ部を設けたことを特徴とする付記項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【0120】

(付記項 10) 前記スコープコネクタ部に、前記ユニバーサルコード及び光源コネクタに対して長手軸中心に回転自在となる回転部を設け、この回転部に前記超音波コネクタを固定することにより、該回転部を回転させて前記超音波コネクタの位置を変更可能とすることを特徴とする付記項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【0121】

(付記項 11) 前記先端側回転伝達軸及び後端側回転伝達軸を覆うチューブが屈曲する部分に、この屈曲部分を補強するための肉薄の金属の条を螺旋状に巻いて形成したフレックスまたは、硬性チューブを設けたことを特徴とする付記項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

10

【0122】

(付記項 12) 前記後端側回転伝達軸は、前記先端側回転伝達軸よりも回転伝達トルクを大きくしたことを特徴とする付記項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡。

【0123】

(付記項 13) 前記中空管に挿通される前記後端側回転伝達軸及びこの後端側回転伝達軸をガイドする後端側ガイドチューブを前記吸引チューブに対して沿わせて配設することにより、前記中空管が屈曲したりねじれたりしても、前記後端側回転伝達軸及び後端側ガイドチューブが常に前記吸引チューブに沿った状態で回転可能とすることを特徴とする付記項 3 に記載の超音波内視鏡。

20

【0124】

(付記項 14) 前記後端側回転伝達軸及び後端側ガイドチューブを前記吸引チューブに縛り付けて固定したことを特徴とする付記項 13 に記載の超音波内視鏡。

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波内視鏡の全体構成を示す説明図。

【図 2】図 1 における超音波内視鏡の先端部を説明する断面図。

【図 3】図 1 における超音波内視鏡の操作部を説明する断面図。

【図 4】図 1 における超音波内視鏡の操作部から導出されるユニバーサルコードの端部に形成されたスコープコネクタ部を説明する断面図。

30

【図 5】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波内視鏡の全体構成を示す説明図。

【図 6】図 1 における超音波内視鏡の操作部を説明する断面図。

【図 7】図 1 における超音波内視鏡の操作部から導出されるユニバーサルコードの端部に形成されたスコープコネクタ部を説明する断面図。

【図 8】図 6 のカップリング部に被せる保護カバーを示す説明図。

【図 9】挿入部の先端部に先端側ガイドチューブやバルーンチューブ等の各チューブを、先端部本体の穴に直接嵌合し、接着によって固定したチューブ接続方法を示す説明図。

【図 10】図 6 における後端側フレキシブルシャフト及び後端側ガイドチューブの配置を示す説明図。

40

【図 11】ユニバーサルコード及び光源コネクタに対し、長手軸中心に回転自在となる、超音波コネクタを固定した回転部を説明する断面図。

【符号の説明】

【0126】

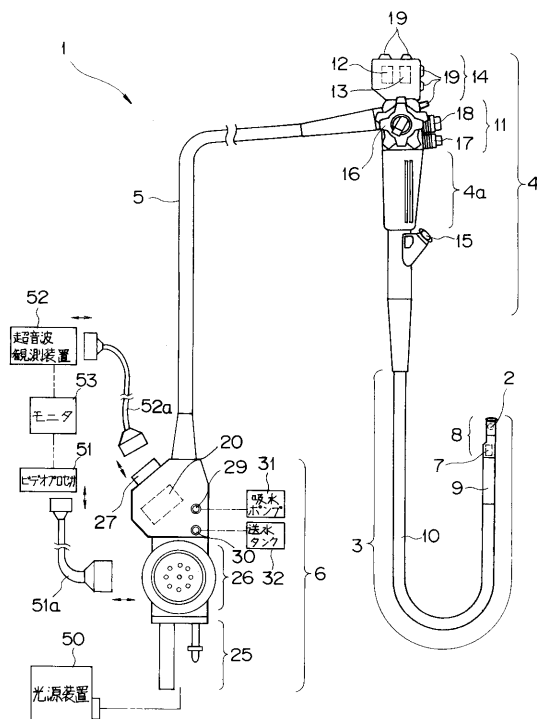
- 1, 1A ... 超音波内視鏡
- 2 ... 超音波振動子
- 3 ... 挿入部
- 4 ... 操作部
- 5 ... ユニバーサルコード(中空管)
- 6 ... スコープコネクタ部

50

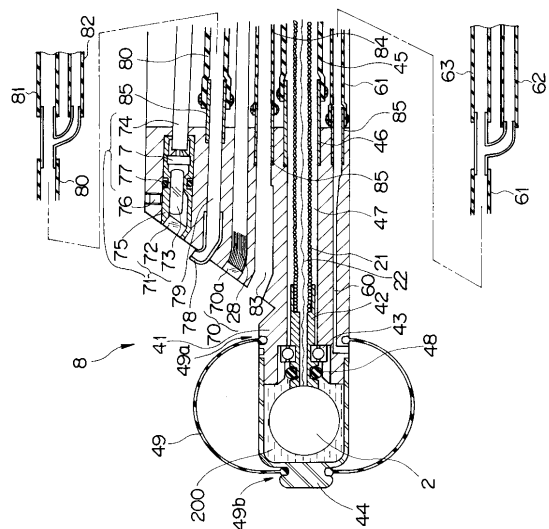
- 7 ... 撮像装置
- 8 ... 先端部
- 1 1 ... 主操作部
- 1 2 ... スリップリング (回転型信号伝達手段)
- 1 3 ... エンコーダ (回転角検出手段)
- 1 4 ... 副操作部
- 2 0 ... モータ (回転駆動手段)
- 2 1 ... 先端側フレキシブルシャフト (先端側回転伝達軸)
- 2 2 ... 振動子側送受信ケーブル
- 2 3 ... 後端側フレキシブルシャフト (後端側回転伝達軸)
- 2 4 ... コネクタ側送受信ケーブル
- 2 5 ... 光源コネクタ
- 2 6 ... 電気コネクタ
- 4 1 ... 先端部本体
- 9 5 ... カップリング部
- 1 3 3 ... 回転機構
- 1 5 0 ... 保護カバー
- 1 5 2 ... 回転部

10

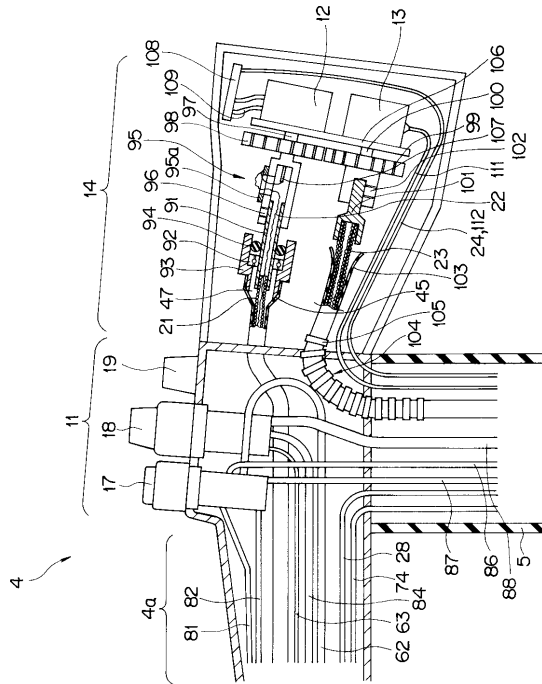
【図 1】



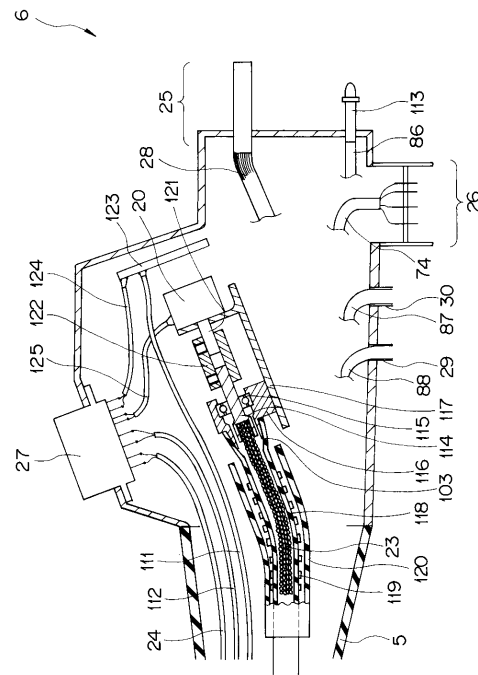
【図 2】



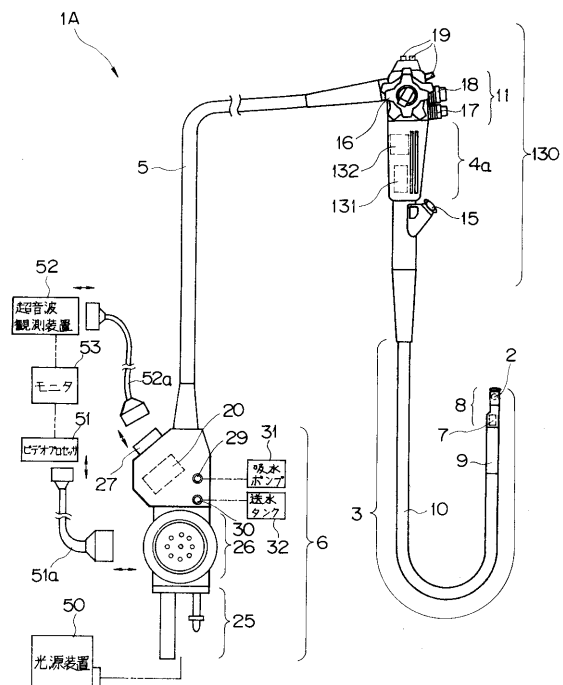
【 図 3 】



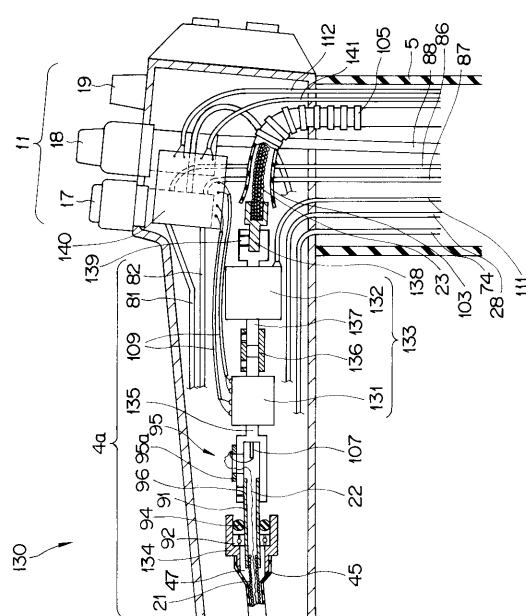
【 図 4 】



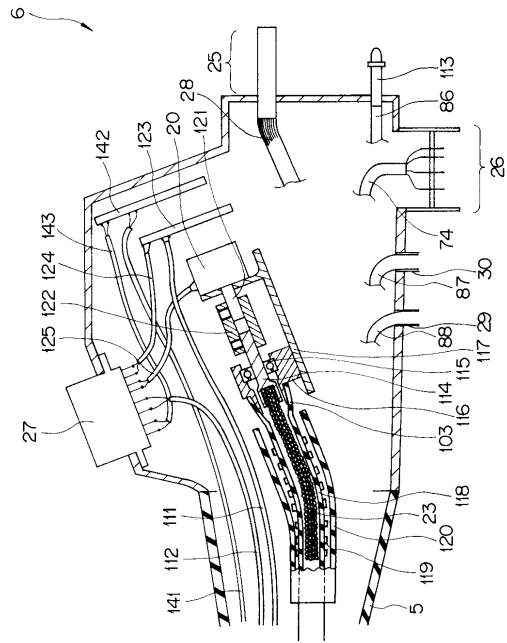
【 図 5 】



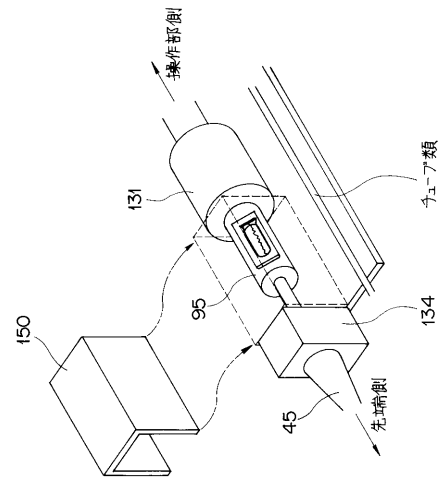
【 図 6 】



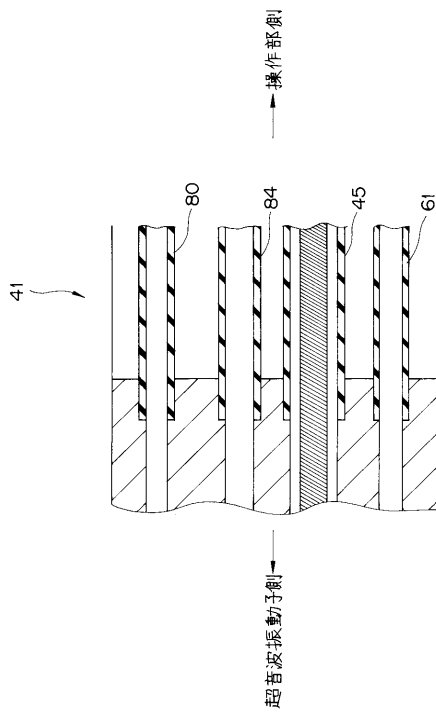
【図 7】



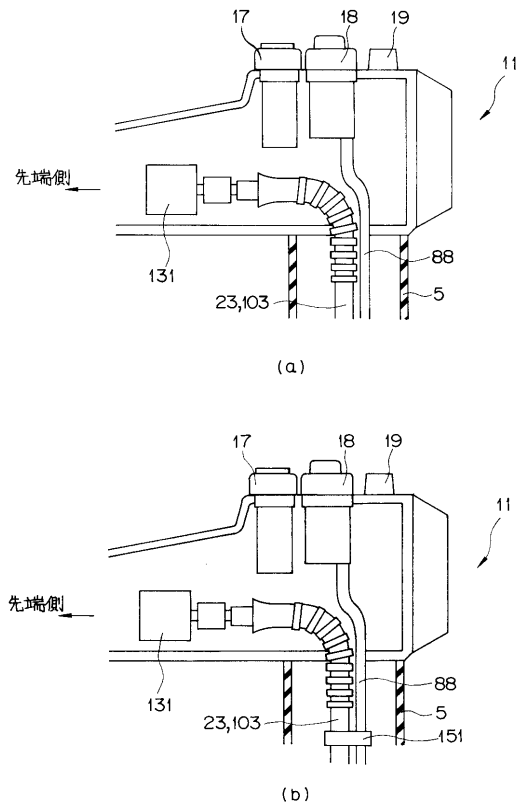
【図 8】



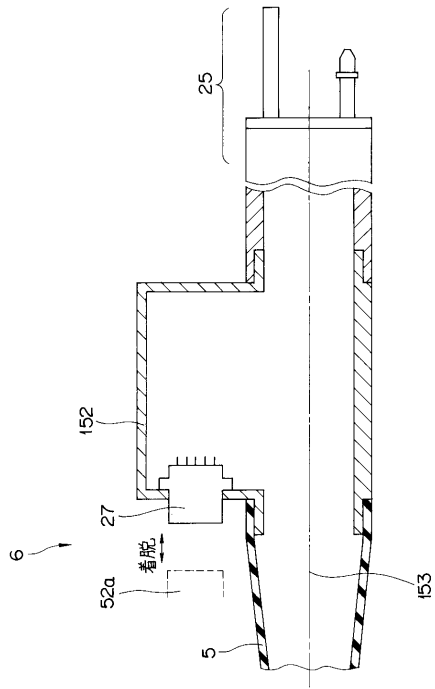
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 2 5 4 5 7 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 5 4 8 4 8 (J P , A)
特開平 0 9 - 1 4 0 7 1 0 (J P , A)
特開昭 5 5 - 1 2 0 8 5 1 (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	JP4212575B2	公开(公告)日	2009-01-21
申请号	JP2005166201	申请日	2005-06-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達勝貴		
发明人	安達 勝貴		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.712 A61B1/06.520 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C061/BB03 4C061/CC06 4C061/FF07 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C161/BB03 4C161/CC06 4C161/FF07 4C161/HH56 4C161/JJ06 4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE21 4C601/FE02 4C601/GA01 4C601/GA14 4C601/GD12 4C601/GD18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005279299A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲不加厚插入部，时，获得的旋转角检测装置和缩短超声振动器之间的柔性轴长度清晰的超声波图像，良好的耐久性和清洁性能，可操作性的提供具有改进的超声波内窥镜。一个中空管，其从A操作单元导出的，并且在所述中空管的端部的镜体连接器部，和用于从超声换能器中处理信号的超声波观测装置，该在具有超声波内窥镜，在镜体连接器部，和光源连接器可拆卸地连接至光源装置，用于提供照明光的光导，其设置在插入部，超声波观测装置以及镜体连接器部用于所述超声连接器部分电连接提供一种超声波连接器，其特征在于，它是可拆卸地连接到镜体连接器部。 点域1

【 图 2 】

