

(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2011-206416

(P2011-206416A)

(43) 公開日 平成23年10月20日(2011.10.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2010-79200 (P2010-79200)
(22) 出願日 平成22年3月30日 (2010.3.30)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100089749
弁理士 影井 俊次
(74) 代理人 100148817
弁理士 影井 慶大
(72) 発明者 森本 康彦
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE16 FE02 GA08 GD20

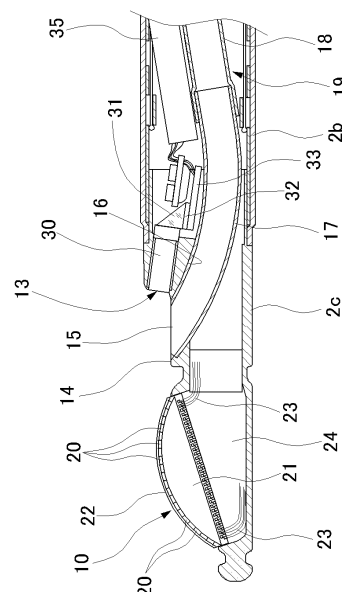
(54) 【発明の名称】 体腔内挿入型超音波検査装置

(57) 【要約】

【課題】体腔内挿入型超音波検査装置において、挿入部を太径化することなく、超音波トランスデューサ及びその周辺を確実に電気絶縁する。

【解決手段】挿入部2の先端硬質部2cに設けられる超音波トランスデューサ10を構成する各超音波振動子20からの配線23は、先端硬質部2cに設けた空間部24から湾曲部2b及び軟性部2aに引き出されるが、この空間部24の内部には処置具挿通チャンネル19を構成する接続パイプ17が配設されて、配線23と接触する位置となっており、この接続パイプ17の外面上における少なくとも配線23と接触する部位には、薄膜で、電気絶縁性の良好な絶縁被覆層が形成されている。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の先端硬質部に複数の超音波振動子からなる超音波トランスデューサを装着し、これら各超音波振動子からの配線を挿入部内に挿通させたものにおいて、

前記各超音波振動子からの配線と近接するように 1 または複数の金属部材が配設されており、

前記金属部材の外面に絶縁被覆層を形成する構成としたことを特徴とする体腔内挿入型超音波検査装置。

【請求項 2】

前記先端硬質部には、前記超音波トランスデューサの装着位置より基端側に内視鏡観察手段が設けられており、また前記先端硬質部の側面に開口する処置具導出口が形成されており、この処置具導出口からの処置具通路に接続パイプを挿入して、この接続パイプに処置具挿通チューブを接続する構成となし、前記金属部材の絶縁された部位は、少なくともこの接続パイプの外面であることを特徴とする請求項 1 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

10

【請求項 3】

前記接続パイプはステンレスパイプから構成され、その内面は、その全面にステンレスを露出させており、外面に絶縁被覆層を形成する構成としたことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

【請求項 4】

前記絶縁被覆層は絶縁被覆膜であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

20

【請求項 5】

前記接続パイプの外面に形成した絶縁被覆層膜は少なくとも 1 . 5 k V の耐圧を有するものであり、かつ厚みが 5 ~ 5 0 μ m であることを特徴とする請求項 4 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

【請求項 6】

前記絶縁被覆層膜は金属酸化物粒子のエアロゾルを前記接続パイプの外面に吹き付けるようにした薄膜から構成したことを特徴とする請求項 4 または請求項 5 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

30

【請求項 7】

前記配線の前記金属部材と近接する部位では、これら複数の配線が非拘束状態とする構成としたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

【請求項 8】

前記処置具導出用開口は前記超音波トランスデューサと前記内視鏡配設手段との間の位置に開口させる構成としたことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内挿入型超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波内視鏡等、被検者の体腔内に挿入して、体内組織の状態等を検査するための体腔内挿入型超音波検査装置に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

本体操作部に挿入部を連設して設け、この挿入部の先端における先端硬質部に超音波トランスデューサを設ける構成とした体腔内挿入型の超音波検査装置は、例えば特許文献 1 に示されているように、従来から広く用いられている。ここで、特許文献 1 においては、超音波トランスデューサに加えて内視鏡観察機構を設けた超音波内視鏡として構成となし、超音波トランスデューサは、多数の超音波振動子を所定の方向に配列して設ける構成とした、超音波トランスデューサの駆動は電子走査式のものとなっている。これら各超音波振動子には超音波振動子の数以上の配線が接続されるが、これらの配線は挿入部の内部か

50

ら本体操作部に向けて延在させている。

【0003】

超音波検査の結果、体内に病変のおそれがある部位が存在していると判断されたときには、穿刺処置具により組織を採取することになる。このために、超音波トランスデューサの配置部より基端側の位置に処置具導出口を開口させ、この処置具導出口から挿入部の全長を通して、本体操作部に至る処置具挿通チャンネルが設けられる。処置具挿通チャンネルは、先端硬質部に穿設した処置具通路を備え、この処置具通路には接続パイプが部分的に挿入されており、この接続パイプの基端側の部位は先端硬質部の壁面から所定の長さ突出させるようにしており、この接続パイプに曲げ方向に可撓性を有する処置具挿通チューブを接続するように構成している。

10

【0004】

穿刺処置具は体腔内への刺入前は内視鏡観察機構による観察下で、また体腔内壁に刺入後は超音波トランスデューサによる観測下で操作されるもので、処置具導出口は先端硬質部の側面に開口するように構成されている。そして、処置具挿通チューブは挿入部の軸線方向に延在されていることから、接続パイプは処置具挿通チューブを処置具通路に接続するためのものであるが、さらに処置具を挿通する通路を軸線方向から斜め前方に向くように方向転換させるための機能を発揮することになる。従って、接続パイプは湾曲形状に曲げたパイプから構成されることになる。

【0005】

特許文献1では、前述したように、超音波トランスデューサは先端硬質部の先端位置に配設され、処置具導出口はこの超音波トランスデューサより基端側の位置に配置されて、挿入部の基端側に向けて延在されることになる。処置具挿通チャンネルを構成する接続パイプ及び処置具挿通チューブと超音波トランスデューサからの配線とが同じ方向に向けて延在されるが、それらの間を隔離すると、先端硬質部が太径化することになる。このために、特許文献1においては、超音波トランスデューサからの配線を非拘束状態で延在させ、接続パイプは配線の間を通すように構成している。

20

【0006】

また、特許文献2には、超音波振動子から延出させられた超音波ケーブル束をチューブにより被覆するようにしている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平11-276489号公報

【特許文献2】特開2001-170054号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、超音波振動子からの配線は、通常、導電線の外表面を絶縁コーティングすることにより構成されるが、この導電線に対する絶縁コーティングは、そのコーティング材を厚くすれば、より完全な絶縁が行われる。しかしながら、このコーティングの厚みを大きくすると、その分だけ各配線が太径化し、全体としての配線の束が嵩張ることになる、挿入部の細径化は、被検者の苦痛軽減等のために必要であり、従って先端硬質部内に配線束を収容するために広い空間を確保すると、先端硬質部の細径化という観点から望ましいものではない。特に、気管支用超音波内視鏡のような気管支という非常に細径の管腔の内部に進行させながら超音波観察を行う装置等にあっては、細径化の要請はさらに高くなる傾向にある。

40

【0009】

配線における絶縁コーティングを超音波信号の伝送のために支障のない程度まで薄肉化することも考えられるが、そうすると絶縁コーティングに僅かでもむらが発生すると、絶縁機能が不安定になる可能性がある。従って、束ねた配線の嵩を小さくするために、導電

50

線の表面に形成される絶縁被膜の膜厚をあまり薄くすることはできない。特に、特許文献1のように、配線を非結束状態にして、その内部に処置具挿通チャンネルの一部を構成する接続パイプを割り込ませる場合にあって、さらなる細径化を追求しようとする、配線と接続パイプと間の接触部分において、配線と接続パイプとが電氣的に導通する可能性がある。

【0010】

また、特許文献2においては、チューブは所定の位置に超音波ケーブル束を位置させるために設けられていることについては記載されているものの、超音波ケーブル束と接続パイプとの絶縁性については何等記載されていない。

【0011】

既に説明したように、処置具挿通チャンネルの内部には、処置具が挿通されるものであり、処置具としては金属材料からなるものもあり、また接続パイプが体液等を介して体腔内壁と導通する可能性がないとは言えないこと等から、配線を構成する導電線を絶縁処理の安定性を確保することは極めて重要なことである。従って、本発明の目的とするところは、体腔内挿入型超音波検査装置において、挿入部を太径化することなく、超音波トランスデューサ及びその周辺を確実に電気絶縁することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前述した目的を達成するために、本発明は、挿入部の先端硬質部に複数の超音波振動子からなる超音波トランスデューサを装着し、これら各超音波振動子からの配線を挿入部に挿通させたものであって、前記各超音波振動子からの配線と近接するように1または複数の金属部材が配設されており、前記金属部材の外面に絶縁被覆層を形成する構成としたことをその特徴とするものである。

【0013】

体腔内挿入型超音波検査装置としては、挿入部の先端硬質部に超音波トランスデューサのみを設ける構成としても良いが、照明系と観察系とからなる内視鏡観察手段を設けた超音波内視鏡として構成することもできる。挿入部の先端硬質部には処置具導出口が形成され、この処置具導出口からは穿刺処置具等が挿通される。このために処置具挿通チャンネルが設けられるが、処置具挿通チャンネルは接続パイプを介して処置具導出口に開口する処置具通路に接続される。接続パイプ以外にも、例えば超音波トランスデューサの部位に超音波伝達媒体を供給するバルーンの給排路として構成される流体給排パイプが設けられる場合もある。前述した接続パイプ、また流体給排用パイプや吸引管路等は金属製のものとして構成されるのが一般的である。従って、これら金属部材において、少なくとも超音波トランスデューサから引き出された多数の配線と接触している部位を絶縁被覆する。

【0014】

処置具挿通チャンネル内に挿通される処置具としては穿刺処置具があることから、この穿刺処置具の先端で接続パイプの内面を損傷しないようにするために、接続パイプはステンレス等の金属で形成される。従って、この金属製の接続パイプの外面には絶縁被覆が行われる。ただし、絶縁被覆はその外面のみに形成し、内面は穿刺処置具が摺動することから、被覆材が削り取られることがないように、金属の面を露出させるようにする。勿論、この接続パイプの内面は配線と接触することはない。

【0015】

絶縁被覆層による電氣的な耐圧特性はできるだけ高い方が望ましい。例えば熱収縮性の樹脂チューブを被装したり、絶縁性のテープを巻回したりすることができる。ただし、絶縁被覆層の厚みが小さくなれば、接続パイプ等を細径化することができる。このために、絶縁被覆層は絶縁被膜であること、即ち金属部材上への被膜形成によることが望ましい。本発明において「金属部材上への被膜形成」とは膜形成以前は粉体、液体等であって、層状をなしていない物質を物理的、化学的、電氣的その他の処理によって、金属部材上に直接または間接（膜形成に必要な補助的な層が存在することを妨げない）に積層して膜を形成することをいう。さらには、1.5 kV乃至それ以上、好ましくは4 kVの耐圧を有す

10

20

30

40

50

るものとし、厚みは5～50 μmであって、できるだけ薄膜化することがより望ましい。

【0016】

このように、絶縁被覆の被膜の厚みを薄くし、しかも高い絶縁機能を持たせるために、絶縁被覆層はAD (aerosol deposition) 法により形成することが望ましい。即ち、金属酸化物等のセラミック材料、例えばアルミナを微粉状に粒子化してガスに混入させたエアロゾルを接続パイプ等の金属部材の外面に高圧で吹き付けるようにすることによって、薄膜で均質な絶縁被膜を形成することができ、しかも膜強度の高いものとすることができる。

【0017】

超音波トランスデューサは多数の超音波振動子から構成され、配線はこの超音波振動子の数より多いものである。挿入部は体腔内における挿入経路に沿って曲げられるものであり、特に先端硬質部近傍の部位には湾曲部が設けられるのが一般的であり、この湾曲部は急激な角度で曲げられることになる。通常は、先端硬質部の内部において、超音波トランスデューサ配設部における配線を保護するために、この引き出し部分は充填剤を充填するようにしても良く、また配線を非結束状態で接続パイプの配設部を通過させるようにすることもできる。

【発明の効果】

【0018】

体腔内挿入型超音波検査装置において、超音波トランスデューサからの配線と金属部材とが接触する部位に対して金属部材を絶縁被覆したので、挿入部を太径化することなく、超音波トランスデューサ及びその周辺を確実に電気絶縁性が確保される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の体腔内挿入型超音波検査装置を超音波内視鏡として構成したものにおいて、その挿入部の先端部分の外観図である。

【図2】図1の要部正面図である。

【図3】挿入部における先端硬質部の平面図である。

【図4】図3のA-A断面図である。

【図5】図3のB-B断面図である。

【図6】図2の右側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。本実施の形態においては、体腔内挿入型超音波検査装置を超音波内視鏡として構成したものを示すが、本発明は超音波内視鏡に限定されるものではなく、例えば内視鏡観察手段を設けないものとして構成することもできる。

【0021】

図1において、1は本体操作部、2は体腔内への挿入部である。挿入部2は、本体操作部1への連設側から順に軟性部2a、湾曲部2b及び先端硬質部2cとなっている。挿入部2のうち、最も長尺な部位は軟性部2aで、湾曲部2bは所望の方向に湾曲操作できるように構成されている。

【0022】

図2及び図3に示したように、先端硬質部2cの先端側には超音波トランスデューサ10が設けられている。また、先端硬質部2cの基端側には立ち上がり面11が形成されており、この立ち上がり面11には、内視鏡観察手段を構成する一対の照明部12、12と、両照明部12、12間に設けた観察部13とが配置されている。さらに、超音波トランスデューサ10の配設位置と、内視鏡観察手段を設けた立ち上がり面11との間の部位は平面部14となっており、この平面部14に処置具導出口15が開口している。

【0023】

処置具導出口15は、先端硬質部2cに設けた処置具通路16の先端開口部を構成して

10

20

30

40

50

いる。図 4 に示したように、処置具通路 16 には接続パイプ 17 を介して処置具挿通チューブ 18 が接続されており、この処置具挿通チューブ 18 は曲げ方向に可撓性を有するものである。これら処置具通路 16、接続パイプ 17 及び処置具挿通チューブ 18 によって、処置具挿通チャンネル 19 が構成されている。

【0024】

超音波トランスデューサ 10 は先端硬質部 2c の側面部に設けられ、凸円弧形状に配列した多数の超音波振動子 20 から構成されるものであって、電子コンベックス走査を行うものである。超音波振動子 20 の裏面側にはバックング材 21 が設けられており、表面側は音響レンズ 22 が設けられている。各超音波振動子 20 にはそれぞれ一対からなる電極が設けられている。一方の電極は各々の超音波振動子 20 に設けることもできるが、それらについて、1 または複数の共通電極とすることができ、このために最低限 1 本の配線が引き出される。もうひとつの電極は個別電極であり、それぞれ 1 本の配線が接続される。従って、図 4 に符号 23 で示したように、多数の配線が束状になって超音波トランスデューサ 10 から引き出されており、配線 23 の数は超音波トランスデューサ 10 には超音波振動子 20 の数以上である。これらの配線 23 は先端硬質部 2c から湾曲部 2b 及び軟性部 2a を経て本体操作部 1 にまで延在されており、図示しない超音波観測装置に着脱可能に接続されることになる。従って、先端硬質部 2c には、超音波トランスデューサ 10 が装着され、また配線 23 を挿通させる空間部 24 が形成されている。

【0025】

配線 23 は導電線をシールド用被覆、シールド（金属線網）、絶縁被覆の順に被覆したものであって、絶縁被覆は絶縁部材をコーティングしたものから構成されている。ここで、配線 23 の数は多数であることから、それぞれの配線 23 の絶縁性を高くするには、厚みのある絶縁コーティングとすることになるが、そうすると、配線 23 が太径化して、空間部 24 に収容できなくなってしまう。このために、各配線 23 における絶縁コーティングは他の配線との導通を防ぐに足る程度の厚みの薄いものとしている。

【0026】

ところで、図 4 から明らかなように、処置具挿通チャンネル 19 を構成する接続パイプ 17 は、先端硬質部 2c の先端側面部に開口している処置具導出口 15 と挿入部 2 の軸線方向に延在させた処置具挿通チューブ 18 との間を接続することから、処置具の方向を転換するために、湾曲形状としたパイプから構成されている。処置具挿通チャンネル 19 には、様々な処置具が挿通されるが、超音波観測手段で体内組織の内部を検査することができ、体内組織に病変部等があれば、この体内組織を採取したり、薬液を注入したりするために、先端に鋭利な針先を有する穿刺処置具も挿通される。処置具挿通チューブ 18 は挿入部 2 の軸線方向に延在されているので、この処置具挿通チューブ 18 を樹脂チューブから構成しても、穿刺処置具を挿入する際に、この処置具挿通チューブ 18 の内面を損傷させることはない。しかしながら、接続パイプ 17 は処置具の方向を転換するためのものでもあり、従って穿刺処置具を挿通させる際に、その先端部と接続パイプ 17 の内面と接触したときに、この接続パイプ 17 の内面を損傷させないようにするために、接続パイプ 17 の材質としては、金属材料から構成され、より好ましくはステンレス製のパイプから構成される。

【0027】

接続パイプ 17 は、導電性を有する金属の曲げパイプから構成されるものであるが、この接続パイプ 17 は配線 23 が収容されている空間部 24 にも臨んでいる。しかも、図示した接続パイプ 17 は、処置具導出口 15 が開口する部位の端面位置まで延在させるようにしており、これによって、穿刺処置具が処置具導出口 15 から導出されるまでは、先端硬質部 2c における処置具通路 16 の内面と接触することはない。ここで、先端硬質部 2c は、少なくともその外面部分は電気絶縁性を有する樹脂材から構成されている。処置具導出口 15 の部位まで接続パイプ 17 を延在させると、図 5 に示したように、この接続パイプ 17 の端面が被検者の体腔内壁と接触するか、生理食塩水や体液等を介して導通するおそれがある。しかしながら、接続パイプ 17 は、少なくとも先端硬質部 2c における接

続パイプ 17 が挿通される処置具通路 16 は電気絶縁性を有しており、また接続パイプ 17 に接続されている処置具挿通チューブ 18 も樹脂材から構成されている。

【0028】

既に説明したように、配線 23 は、その導電線におけるコーティングで形成される絶縁コーティングは比較的薄いものとしているので、厚みに僅かでもむらがあると、部分的に絶縁機能が低下することになる。多数の配線 23 は、先端硬質部 2c 内では、その軸線方向に長手となった超音波トランスデューサ 10 の全長から引き出されるので、無理な力が作用しないようにするために、非結束状態とするが、湾曲部 2b 及び軟性部 2a の内部では、断線しないように保持し、かつ電氣的に絶縁するために、後述するように、絶縁スリーブ 25a, 25b 内に束ねられた状態となし、このように束ねた状態で本体操作部 1 にまで延在させるようにしている。

10

【0029】

ところで、被検者の苦痛軽減及び体腔内への挿入操作性の向上等の観点から、挿入部 2 はできるだけ細径のものとする必要がある。観察部 13 を構成する内視鏡観察手段の構成としては、対物光学系 30 と、この対物光学系 30 の光軸を曲折するためのプリズム 31 と、固体撮像素子 32 及びその基板 33 とからなる観察機構が装着されており、先端硬質部 2c において、最も充填率の高い部位は観察部 13 が配設されている部位である。そこで、配線 23 は、少なくとも観察部 13 が装着されている部位までは絶縁スリーブには収容せず、ばらばらの状態とし、もってより広いスペースを確保している。しかも、この部位において、デッドスペースできるのを抑制するために、湾曲形状となった接続パイプ 17 は、配線 23 が挿通されている空間部 24 に部分的に割り込むようにして配置されており、従って接続パイプ 17 は配線 23 と部分的に接触している。

20

【0030】

配線 23 の絶縁コーティングは比較的薄いものであることから、厚みが増えると、絶縁機能が大きく変化する。一方、配線 23 は接続パイプ 17 と接触しており、しかも接続パイプ 17 は処置具導出口 15 に臨んでいる。そこで、接続パイプ 17 において、特に配線 23 が接触する部位及びその周辺の部位を絶縁処理する。即ち、配線 23 の絶縁耐圧性を高めるようにした場合には、配線 23 の数が多いために、絶縁コーティングの厚みを大きくすると、たとえ増厚分が僅かであっても、配線 23 の束全体の嵩が極めて大きくなる。これに対して、接続パイプ 17 は 1 本設けられているだけであるから、絶縁被覆に多少の厚みを持たせても、あまり太径化することはない。

30

【0031】

しかも、絶縁被覆を最小限の厚みに抑制することによって、先端硬質部 2c をさらに細径化している。接続パイプ 17 に絶縁被覆を行うに当たって、絶縁機能を安定的に発揮するようになし、しかも絶縁被覆の厚みをできるだけ薄くしている。このために、AD (aerosol deposition) 法により接続パイプ 17 の外周面において、処置具通路 16 内に挿入する部位と、処置具挿通チューブ 18 が嵌合される部位とを除き、その間の部位に絶縁被膜が形成される。また、接続パイプ 17 の内面は金属が露出した状態に保持する。また、この接続パイプ 17 以外にも、超音波トランスデューサ 10 からの配線 23 と接触するおそれのある金属材、例えば超音波トランスデューサ 10 にバルーンが装着されるが、このバルーン内に超音波伝達媒体を給排するための流体給排パイプ等の金属製の部材が配線 23 と当接する可能性のある部位に設けられている場合には、これら金属製の部材に対して絶縁被膜を形成するように構成する。ここで、絶縁被膜は、AD 法以外にも、例えばポリパラキシリレンコート（パリレン（登録商標）コート）、フッ素樹脂による絶縁コート、電荷を有する塗料粒子を含む液体中に浸漬させて行う電着等によっても絶縁被膜を形成することができる。なお、電着のように浸漬が必要なものは、被覆が必要ない接続パイプ 17 の内面を予めマスクしておき、外面の被覆が終了してからマスクを剥離すればよい。

40

【0032】

AD 法による成膜は、低真空下において、電気絶縁部材からなるアルミナの微小粉体をガスに混入して接続パイプ 17 に吹き付け、その後に加熱することによって、接続パイプ

50

17の外面に薄膜の絶縁被膜を形成するものである。この絶縁被膜の膜厚は5～50 μm程度とすることができ、しかも最低で1.5 kV、好ましくは4 kV程度の耐压特性を持たせることができる。しかも、この絶縁被膜の表面は均質で、平滑な面となり、配線23が接続パイプ17の表面に対して摺動しても、絶縁コーティングが剥離したり、配線23そのものが断線したりする等といった事態が発生することはない。

【0033】

以上のように、接続パイプ17の少なくとも配線23と接触する可能性のある部位にAD法等による絶縁被膜を形成することによって、接続パイプ17の厚みを格別変化させることなく、配線23からの漏電を確実に防止することができる。ここで、配線23に対して絶縁処理を行うようにした場合には、配線1本1本への被覆となるから、全体の径が大きくなってしまう。また、配線23を束ねて絶縁被覆しようとする場合、チューブ程度のものしか適用できない等といった問題点があり、接続パイプ17を絶縁被覆する構成としているので、チューブ以外であっても、前述した様々な成膜法を適用することができる。

【0034】

配線23は先端硬質部2cの内部では、非拘束状態となし、かつ必要に応じて充填材が充填されるようになっており、湾曲部2bに至る前の段階では、配線23を保護し、かつ絶縁保持するために、絶縁スリーブに挿通させる。絶縁スリーブは単一のものとして構成することもできるが、複数本、例えば図6に示したように、2本の絶縁スリーブ25a, 25bに分割することができ、しかも挿入部2の内部に配設されている部材によっては、分割した絶縁スリーブ25aと絶縁スリーブ25bとで異なる本数の配線23を挿通させるように構成し、配線の束に変化を持たせるようにすることもできる。そして、これら絶縁スリーブ25a, 25bに挿通させた配線23は、固体撮像素子32からの信号線34と共に本体操作部1にまで延在される。

【0035】

また、先端硬質部2cには、超音波トランスデューサ10の配設位置の前後にバルーン装着溝26a, 26bが設けられている。そして、このバルーン装着溝26a, 26b間にバルーンを装着して、このバルーンの内部に超音波伝達媒体を供給することにより超音波トランスデューサ10と体腔内壁との間に空気が介在しないようにされる。超音波伝達媒体の給排のために、先端硬質部2cにおける超音波トランスデューサ10の配設位置近傍に流体給排孔27が設けられる。この流体給排孔27にはチューブが接続されるが、このチューブと流体給排孔27との間を接続するためにも、処置具挿通チャンネル19と同様に、接続パイプ28が用いられる。従って、この接続パイプ28が金属で形成されている場合には、その外面にも前述と同様の絶縁被覆を行うようにする。

【符号の説明】

【0036】

1	本体操作部	2	挿入部
2c	先端硬質部	10	超音波トランスデューサ
15	処置具導出口	16	処置具通路
17	接続パイプ	20	超音波振動子
23	配線	24	空間部

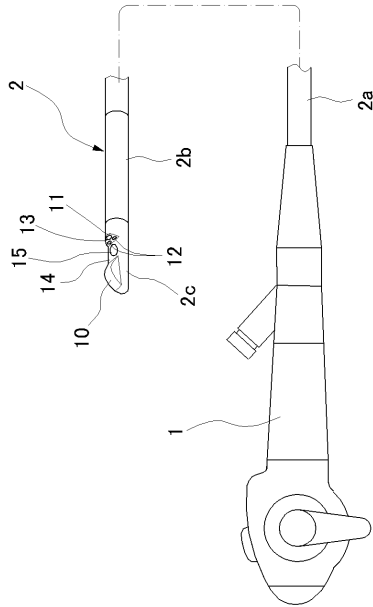
10

20

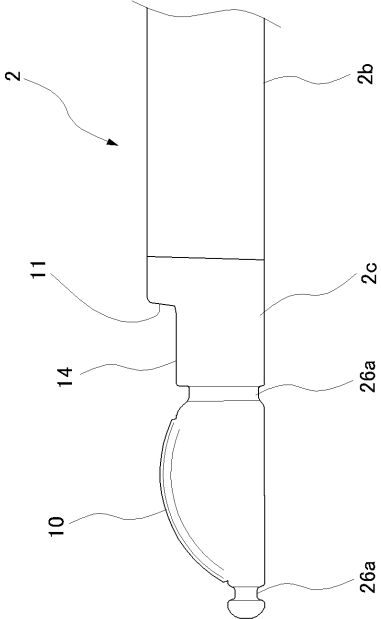
30

40

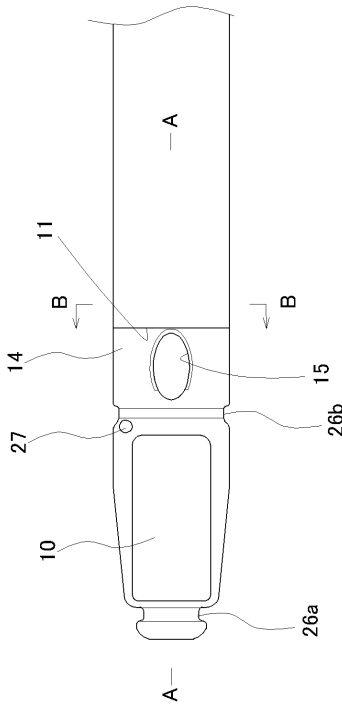
【図 1】



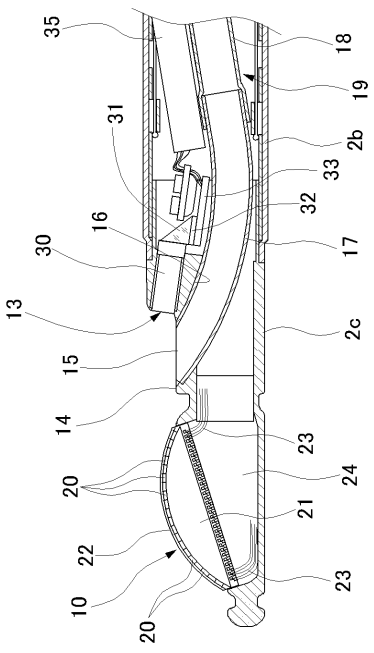
【図 2】



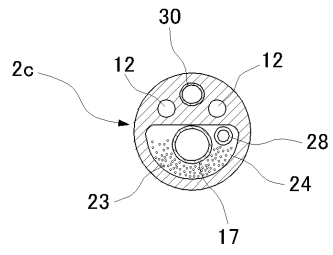
【図 3】



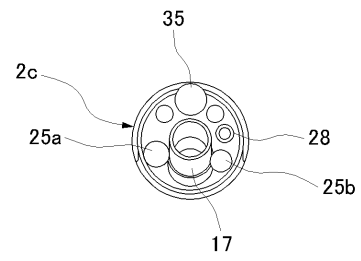
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	腔内插入式超声检测系统		
公开(公告)号	JP2011206416A	公开(公告)日	2011-10-20
申请号	JP2010079200	申请日	2010-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本康彦		
发明人	森本 康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/GA08 4C601/GD20		
其他公开文献	JP5468958B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不增加体腔插入型超声波检查装置中的插入部分的直径的情况下，可靠地使超声波换能器及其周围电绝缘。 来自构成设置在插入部分（2）的远端刚性部分（2c）中的超声换能器（10）的每个超声换能器（20）的布线（23）从设置在远端刚性部分（2c）中的空间部分（24）延伸到弯曲部分构成处理器具插入通道19的连接管17设置在空间部分24的内部，以便与配线23接触，并且在连接管17的外表面上。具有良好电绝缘性的绝缘涂层至少在与布线23接触的部分处形成为薄膜。 点域4

