

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4674425号
(P4674425)

(45) 発行日 平成23年4月20日(2011.4.20)

(24) 登録日 平成23年2月4日(2011.2.4)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 A
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2001-248613 (P2001-248613)
 (22) 出願日 平成13年8月20日(2001.8.20)
 (65) 公開番号 特開2003-52697 (P2003-52697A)
 (43) 公開日 平成15年2月25日(2003.2.25)
 審査請求日 平成20年5月22日(2008.5.22)

(73) 特許権者 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
 (72) 発明者 坂本 利男
 埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地
 富士写真光機株式会社内
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

上下両面に電極を設けた圧電素子の下面にバッキング材を積層させることにより構成される超音波振動子を回転可能な基板に装着し、この基板を可撓性スリーブ内に挿通させた密着コイルと連結し、この密着コイル内に同軸ケーブルを挿通させて、前記超音波振動子と接続する構成とした超音波プローブにおいて、

前記基板の前記超音波振動子の装着面とは反対側の面にコイルを取り付け、それぞれ前記超音波振動子の電極に第1の端部が接続され、また前記コイルに第2の端部が接続された分岐配線を設け、この分岐配線の一部は前記バッキング材の内部に埋入させ

、前記分岐配線の第3の端部を前記バッキング材の前記密着コイルと対面する側面から導出させて、前記同軸ケーブルと接続する構成としたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記分岐配線は、バッキング材の内部で分岐させる構成としたことを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記分岐配線は、前記バッキング材の前記密着コイルと対面する側面から導出させた位置で分岐させる構成としたことを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【 発明の属する技術分野 】

本発明は、例えば体腔内挿入型の超音波診断装置として用いられる超音波プローブに関するものである。

【 0 0 0 2 】

【 従来技術 】

体腔内挿入型の超音波診断装置として、内視鏡等をガイド手段として体腔内に挿入される超音波プローブを備えたものは、例えば図5に示した構成のものが従来から広く使用されている。

【 0 0 0 3 】

図中において、1は内視鏡であり、内視鏡1は本体操作部2に体腔内への挿入部3を連結してなるものであり、この挿入部3の先端部には、周知のように、照明窓及び観察窓からなる内視鏡観察手段が装着されている。本体操作部2から挿入部3の先端に至るまでの部位には、鉗子その他の処置具を挿通するための処置具挿通チャンネル4が設けられており、この処置具挿通チャンネル4の先端は、照明窓、観察窓等を設けた部位の近傍に処置具導出口として開口している。

【 0 0 0 4 】

10は超音波プローブであって、この超音波プローブ10は細径の長尺部材からなるプローブ本体11と走査ユニット12とを有し、プローブ本体11の基端部は走査ユニット12に着脱可能に接続されるものである。走査ユニット12は超音波観測装置13及びそのモニタ14が装着されているラック15に連結して設けたアーム16に取り付けられている。この走査ユニット12からはコード17が延出されており、コード17はラック15に設置した超音波観測装置13に着脱可能に接続される。なお、走査ユニットは内視鏡1の本体操作部2に装着されるように構成しても良い。

【 0 0 0 5 】

図6にプローブ本体11の先端部分の断面を示す。プローブ本体11は、電気絶縁性の良好で、曲げ方向に可撓性を有する樹脂製のチューブで形成した可撓性スリーブ20を有し、この可撓性スリーブ20の先端には、音響特性に優れ、保形性の良好な部材からなる先端キャップ21が連結して設けられている。ここで、先端キャップ21は可撓性スリーブ20より大径のものである。従って、内視鏡1の処置具挿通チャンネル4には、挿入部3の先端側から本体操作部2に向けて挿入するようにして装着されるようになっている。

【 0 0 0 6 】

先端キャップ21は先端が閉塞された構造を有するものであって、先端キャップ21内には超音波振動子22が設けられている。この超音波振動子22は回転方向に走査する回転式超音波プローブであり、超音波振動子22は走査ユニット12内に設けたモータ等の駆動手段により回転駆動されるようになっている。このために、走査ユニット12から可撓性スリーブ20内を通り、先端キャップ21の内部に延在させたフレキシブル回転伝達シャフトとしての密着コイル23が設けられる。また、超音波振動子22は基板24に装着されており、密着コイル23の先端部はこの基板24に連結して設けた筒体25に接続されている。密着コイル23は金属線材を密巻き螺旋状に巻回することにより形成した中空の部材である。なお、走査ユニット12内には前述したモータ等の駆動手段に加えて、超音波振動子22の回転角を検出するエンコーダが装着されているが、この走査ユニット12の内部構成は、従来から周知であるので、その図示及び説明は省略する。

【 0 0 0 7 】

超音波振動子22には、超音波観測装置13から駆動パルスが送信されて、この駆動パルスにより体内に向けて超音波が送信される。また、体内組織断層部分からの反射エコーを受信して電気信号に変換されるが、この電気信号は超音波観測装置13に伝送されて、所定の信号処理が行われる。従って、超音波振動子22には同軸ケーブル26が接続されており、この同軸ケーブル26は基板24に連結して設けた筒体25内から密着コイル23の内部に挿通されて走査ユニット12に着脱可能に接続されるコネクタ27(図5参照)

10

20

30

40

50

まで延在される。そして、図7に等価回路として示したように、同軸ケーブル26の超音波振動子22への接続部の近傍位置は、両配線26a, 26b間にコイル28を設けるようにしている。コイル28は超音波振動子22と共に基板24に装着される。

【0008】

基板24にコイル28を装着するに当たって、基板24の手前側の位置にコイル28を配置すると、先端キャップ21の長さが長くなってしまふ。先端キャップ21は硬質部材であるから、この先端キャップ21が長尺化すると、体腔内への挿入操作性に支障を来すことになる。以上のことから、従来技術においては、図6に示したように、基板24の裏面側、つまり超音波振動子22を装着した側とは反対側の面にコイル28を取り付けるように構成したものが用いられる。このために、基板24の筒体25への連結部に透孔24aを形成して、筒体25からの同軸ケーブル26は基板24の表面側から透孔24aを介して裏面側に延在させるようにしている。

10

【0009】

ここで、超音波振動子22は、少なくとも所定の幅と厚みとを有する圧電素子22aと、超音波の送受信面側に積層した音響整合層22bと、その反対側の面に積層させたバックキング材22cとの積層体から構成される。また、必要に応じて超音波の送受信面には音響レンズ等が積層される。基板24には、バックキング材22cが接着等の手段で固着され、もって超音波振動子22が基板24に装着される。

【0010】

圧電素子22aの表裏両面にそれぞれ電極29a, 29bが形成され、これら各電極29a, 29bには配線30a, 30bが接続されている。そして、基板24の裏面には、図8に示したように、コイル28の端子が接続される電極パターン31a, 31bが形成されており、また基板24におけるこれら電極パターン31a, 31bの形成部にスルーホール32a, 32bが穿設されている。圧電素子22aの両面から延在させた配線30a, 30bは、これらスルーホール32a, 32bを通して基板24の裏面側に導き出され、ハンダ付け等の手段によって、電極パターン31a, 31bに接続されて、もってコイル28に電氣的に接続されるようになっている。また、密着コイル23から筒体25内を通した同軸ケーブル26から導出された配線26a, 26bもこの電極パターン31a, 31bにハンダ付け等の手段で接続される。

20

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、先端キャップ21内において、超音波振動子22の送受信面は先端キャップ21の軸芯を含む平面に配置するのが望ましい。圧電素子22a及びバックキング材22cからなる超音波振動子22の厚み寸法と、基板24の厚み寸法等から、基板24の裏面は先端キャップ21の内面にかなり近い位置となる。しかも、先端キャップ21の軸線方向の長さを短縮することから、超音波振動子22は筒体25の先端部に近接させている。一方、同軸ケーブル26は密着コイル23及び筒体25の内部から先端キャップ21内に導出されるので、この同軸ケーブル26は先端キャップ21の軸芯乃至その近傍に配置される。従って、この同軸ケーブル26を基板24の裏面側に引き出すには、筒体25を出た位置で概略90°曲げるようにしなければならない。また基板24の裏面側に回り込んだ同軸ケーブル26からの配線26a, 26bは電極パターン31a, 31bに接続しなければならない。従って、基板24の裏面側に回り込んだ同軸ケーブル26はさらに90°曲げる必要がある。

30

40

【0012】

このように、同軸ケーブル26が短い間に2度にわたって概略90°曲げるのには非常に無理があり、同軸ケーブル26の引き回しに困難が生じる。特に、基板24の裏面側で同軸ケーブル26は先端キャップ21の内面側に大きく膨出することになって、先端キャップ21内面に当接する可能性がある状態に組み込まれることがある。先端キャップ21の肉厚は薄いものであり、従って外部から押圧すると容易に変形することになる。

【0013】

50

超音波プローブ10では、密着コイル23を可撓性スリーブ20内で軸回りに回転駆動することによって、超音波振動子22をラジアル方向に走査させるようになっているが、超音波振動子22を回転させると、基板24の裏面側に回り込ませた同軸ケーブル26の膨出部分が先端キャップ21の内面と摺接することがある。その結果、先端キャップ21を損傷させたり、変形させるだけでなく、甚だしい場合には、この同軸ケーブル26から導出した配線26a, 26bの電極パターン31a, 31bへの接続部に断線が生じる等の不都合が生じる。

【0014】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、超音波振動子が装着される基板の裏面側にコイルを設けた超音波プローブにおいて、超音波振動子及びコイルに接続されるケーブルを無理なくコンパクトに引き回すことができるようにすることにある。

10

【0015】

【課題を解決するための手段】

前述した目的を達成するために、本発明は、上下両面に電極を設けた圧電素子の下面にバッキング材を積層させることにより構成される超音波振動子を回転可能な基板に装着し、この基板を可撓性スリーブ内に挿通させた密着コイルと連結し、この密着コイル内に同軸ケーブルを挿通させて、前記超音波振動子と接続する構成とした超音波プローブであって、前記基板の前記超音波振動子の装着面とは反対側の面にコイルを取り付け、それぞれ前記超音波振動子の電極に第1の端部が接続され、また前記コイルに第2の端部が接続された分岐配線を設け、この分岐配線の一部は前記バッキング材の内部に埋入させ、前記分岐配線の第3の端部を前記バッキング材の前記密着コイルと対面する側面から導出させて、前記同軸ケーブルと接続する構成としたことをその特徴とするものである。

20

【0016】

同軸ケーブルは、超音波振動子とも、またコイルとも電氣的に接続されるが、このために3つに分岐した分岐配線を用いる。この分岐配線の第1の端部は超音波振動子に、第2の端部はコイルに、さらに第3の端部は同軸ケーブルに電氣的に接続される。コイルは基板の超音波振動子を装着した面とは反対側の面、つまり裏面に装着される。従って、分岐配線は、その一部分、特にコイルに接続される第2の端部側はバッキング材の内部に埋入される。分岐配線の第3の端部はバッキング材の密着コイルと対面する側の側面から露出させるようになし、密着コイル内に挿通させた同軸ケーブルとこの側面側で接続する。分岐配線の分岐部はバッキング材の内部で分岐させるか、またはバッキング材の密着コイルと対面する側面からの導出部で分岐させるようにする。

30

【0017】

【発明の実施の形態】

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。超音波診断装置の全体構成については、図5に示した従来技術のものと格別の差異はないので、図5と同一または均等な部材については同一の符号を用い、それらの具体的な構成は省略する。なお、この図5の超音波診断装置は内視鏡をガイド手段として体腔内に挿入するものとしているが、本発明はこのタイプの超音波診断装置に限定されるものではなく、直接、あるいは他のガイド手段によりガイドされて、体腔内に挿入されるものであっても良い。

40

【0018】

而して、図1に超音波プローブ50の先端部分の断面を示す。この超音波プローブ50は、可撓性スリーブ51の先端に先端キャップ52を連結し、この先端キャップ52の内部に超音波振動子53が設けられ、この超音波振動子53は密着コイル54により遠隔操作で回転駆動されて、回転方向に走査できるように構成している。また、大型の超音波振動子53を用いるために、先端キャップ52は、内視鏡1の処置具挿通チャンネル4内に挿通される可撓性スリーブ51の直径より大きいものとなっている。以上の点については、従来技術で説明した超音波プローブ10と格別の差異はない。

【0019】

50

超音波振動子 5 3 は基板 5 5 に装着されており、この基板 5 5 の基端部は筒体 5 6 に連結されており、密着コイル 5 4 の先端部はこの筒体 5 6 に直結されている。可撓性スリーブ 5 1 の内部では筒体 5 6 は小径部 5 6 a となっており、先端キャップ 5 2 の内部への延在部は大径部 5 6 b となっており、大径部 5 6 b の先端面は先端キャップ 5 2 の内部に開口しており、この開口部に基板 5 5 が連結されている。

【 0 0 2 0 】

超音波振動子 5 3 は、従来技術で説明したものと同一構成のものを使用することができる。即ち、図 1 から明らかなように、超音波振動子 5 3 は、圧電素子 5 3 a を有し、この圧電素子 5 3 a の送受信面側には音響整合層 5 3 b が、また裏面側にはバッキング材 5 3 c が積層されている。そして、バッキング材 5 3 c の裏面が基板 5 5 上に接着等の手段で固

10

【 0 0 2 1 】

同軸ケーブル 5 8 は、密着コイル 5 4 の内部から筒体 5 6 の小径部 5 6 a を通り、その大径部 5 6 b の先端開口部に臨んでいる。この同軸ケーブル 5 8 の内部導体及び外部導体からのそれぞれの配線 5 8 a , 5 8 b は大径部 5 6 b の内部に配置されている。配線 5 8 a , 5 8 b は、超音波振動子 5 3 の圧電素子 5 3 a の表裏両面に設けた電極 5 9 a , 5 9 b (図 3 参照) 及びコイル 5 7 に電氣的に接続しなければならない。ここで、コイル 5 7 は、図 2 に示したように、基板 5 5 の裏面に形成した電極パターン 6 0 a , 6 0 b に接続されている。また、電極パターン 6 0 a , 6 0 b におけるコイル 5 7 の搭載部を外した位置において、基板 5 5 にはスルーホール 6 1 a , 6 1 b が設けられている。

20

【 0 0 2 2 】

図 3 に示したように、超音波振動子 5 3 のバッキング材 5 3 c 内には、2 つの分岐配線 6 2 a , 6 2 b が埋設されている。分岐配線 6 2 a , 6 2 b は共に絶縁チューブ内に挿通された分岐部を有するものである。各々の分岐配線 6 2 a , 6 2 b の3 つの端部を a 1 ~ a 3 , b 1 ~ b 3 (図 1) とした時に、第 1 の端部 a 1 , b 1 は圧電素子 5 3 a の電極 5 9 a , 5 9 b に接続され、また第 2 の端部 a 2 , b 2 は基板 5 5 のスルーホール 6 1 a , 6 1 b に挿通されて、電極パターン 6 0 a , 6 0 b と接続されている。さらに、第 3 の端部 a 3 , b 3 は同軸ケーブル 5 8 から引き出された配線 5 8 a , 5 8 b と接続されている。これによって、図 7 に示した回路と同様の構成となる。

【 0 0 2 3 】

圧電素子 5 3 a に設けた電極 5 9 a , 5 9 b のうち、電極 5 9 b はバッキング材 5 3 c への接合面に形成されているので、分岐配線 6 2 b の第 1 の端部 b 1 は完全にバッキング材 5 3 c 内に埋め込まれている。これに対して、電極 5 9 a は圧電素子 5 3 a の表面側に形成されているので、分岐配線 6 2 a の第 1 の端部 a 1 は圧電素子 5 3 a を迂回するようにしてバッキング材 5 3 c の内部に導かれている。いずれにしる、分岐配線 6 2 a , 6 2 b の分岐部はバッキング材 5 3 c の内部に位置している。

30

【 0 0 2 4 】

以上のように構成することによって、同軸ケーブル 5 8 は密着コイル 5 4 の軸線の延長線方向に延在させた状態で、無理に曲げることなく、その配線 5 8 a , 5 8 b を分岐配線 6 2 a , 6 2 b の端部 a 3 , b 3 と容易に接続できる。その結果、同軸ケーブル 5 8 の引き回しを容易に行うことができ、かつ部分的に膨出する部位が生じることはない。これによって、基板 5 5 の裏面側に突出する部材はコイル 5 7 だけになるので、超音波プローブ 5 0 により回転方向に超音波走査を行う際に、先端キャップ 5 2 内に設けた部材がこの先端キャップ 5 2 の内面と接触するおそれはない。従って、先端キャップ 5 2 の保護が図られる。

40

【 0 0 2 5 】

また、同軸ケーブル 5 8 からの配線 5 8 a , 5 8 b は、バッキング材 5 3 c の側面であって、基板 5 5 と連結した筒体 5 6 との間で分岐配線 6 2 a , 6 2 b の端部 a 3 , b 3 と接続されているので、この配線接続部に外力等が作用することはない。従って、同軸ケーブル 5 8 に断線等が生じるおそれがなくなる。さらに、この配線接続部は筒体 5 6 の近傍乃

50

至その大径部 5 6 b の内部において行われるので、超音波振動子 5 3 を筒体 5 6 に近接した位置に配置することができる。その結果、先端キャップ 5 2 の軸線方向の長さ寸法を短縮することができるようになる。ここで、超音波プローブ 5 0 を内視鏡に組み込んだ時に、その挿入部の先端から少なくとも先端キャップ 5 2 が突出しており、この状態のまま体腔内に挿入されることになる。従って、先端キャップ 5 2 の長さが短縮されると、体腔内への挿入操作性が良好になる。

【 0 0 2 6 】

次に、図 4 は本発明の第 2 の実施の形態を示すものであって、この実施の形態においては、分岐配線 1 6 2 a , 1 6 2 b における分岐部は、超音波振動子 1 5 3 における圧電素子 1 5 3 a の裏面側に積層したバッキング材 1 5 3 c の側面と、筒体との間のスペースの位置に分岐部が配置されており、この分岐部からコイルに接続される側の部分がバッキング材 1 5 3 c の内部に埋設されている。このように構成することによっても、同軸ケーブルが先端キャップの内部で無理に曲げられることがなくなり、先端キャップの内面側に膨出する部分を無くすることができる。

10

【 0 0 2 7 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明は、超音波振動子が装着される基板の裏面側にコイルを設けた超音波プローブにおいて、超音波振動子及びコイルに接続されるケーブルを無理なくコンパクトに引き回すことができる等の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

20

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態を示す超音波プローブにおける先端部分の断面図である。

【図 2】超音波振動子が装着される基板の底面図である。

【図 3】超音波振動子における配線接続部の構成説明図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態を示すものであって、超音波振動子及び一部がそのバッキング材の内部に設けられる分岐配線を示す構成説明図である。

【図 5】内視鏡をガイド手段として体腔内に挿入される超音波プローブを備えた超音波診断装置の全体構成図である。

【図 6】従来技術による超音波プローブの先端部分の断面図である。

【図 7】超音波振動子にコイルを接続する構成とした場合の等価回路図である。

30

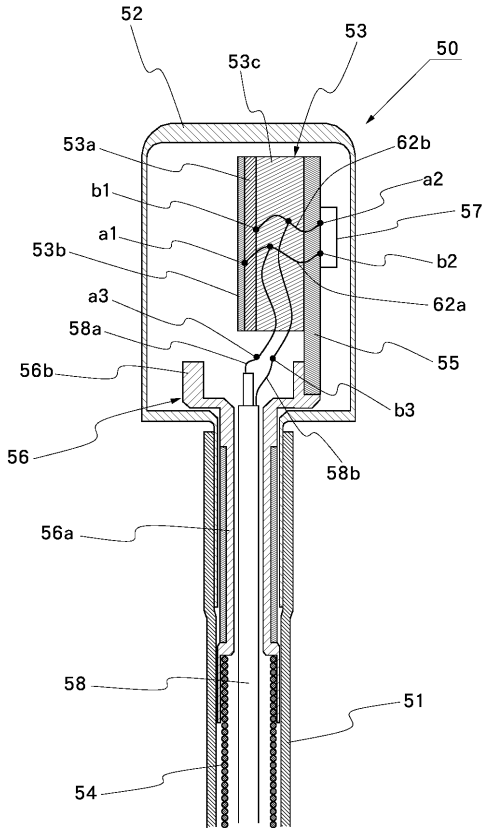
【図 8】図 6 の基板の底面図である。

【符号の説明】

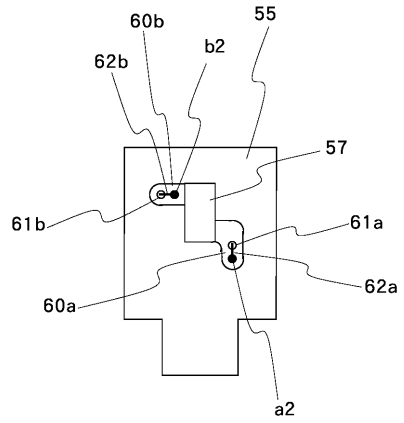
- 5 0 超音波プローブ
- 5 1 可撓性スリーブ
- 5 2 先端キャップ
- 5 3 , 1 5 3 超音波振動子
- 5 3 a , 1 5 3 a 圧電素子
- 5 3 c , 1 5 3 c バッキング材
- 5 4 密着コイル
- 5 5 基板
- 5 6 筒体
- 5 7 コイル
- 5 8 同軸ケーブル
- 5 9 a , 5 9 b 配線
- 6 0 a , 6 0 b 電極パターン
- 6 2 a , 6 2 b , 1 6 2 a , 1 6 2 b 分岐配線

40

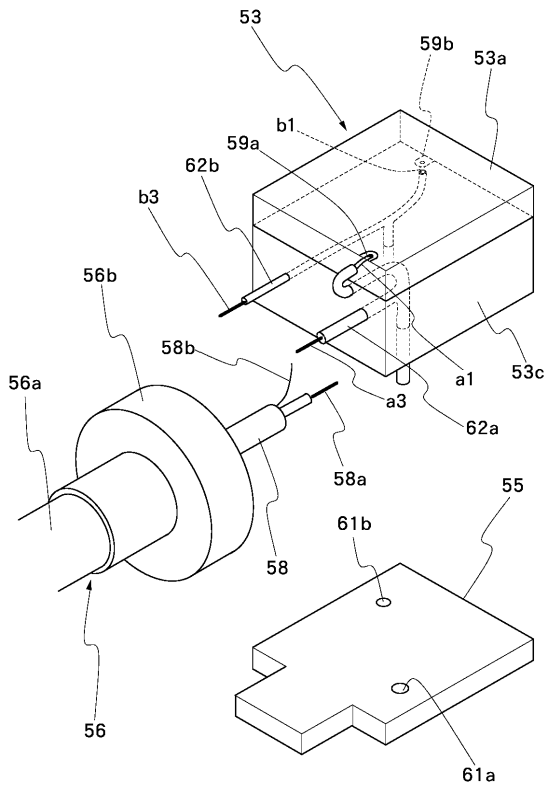
【 図 1 】



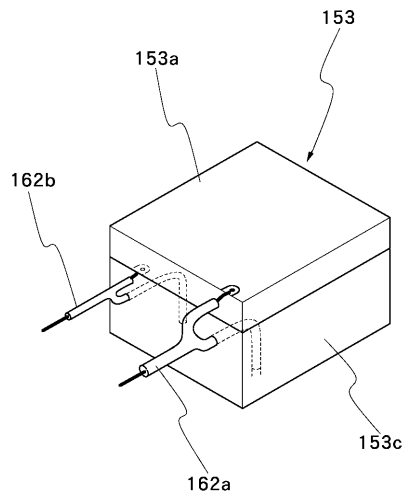
【 図 2 】



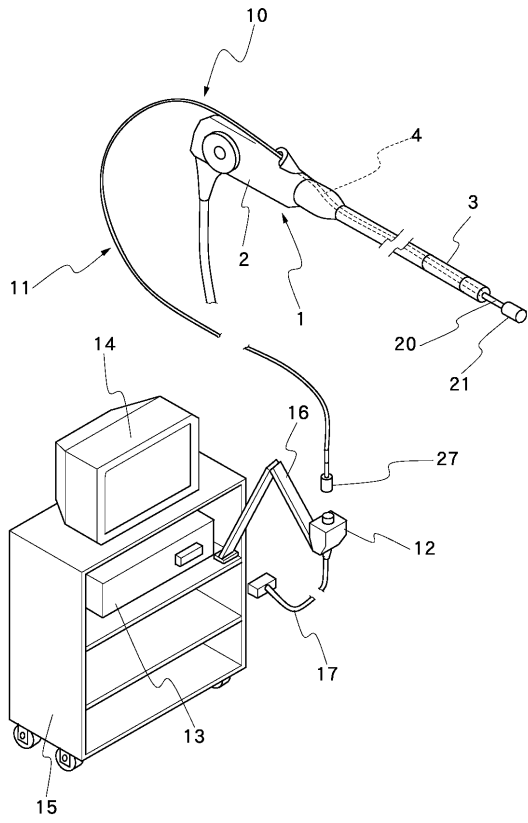
【 図 3 】



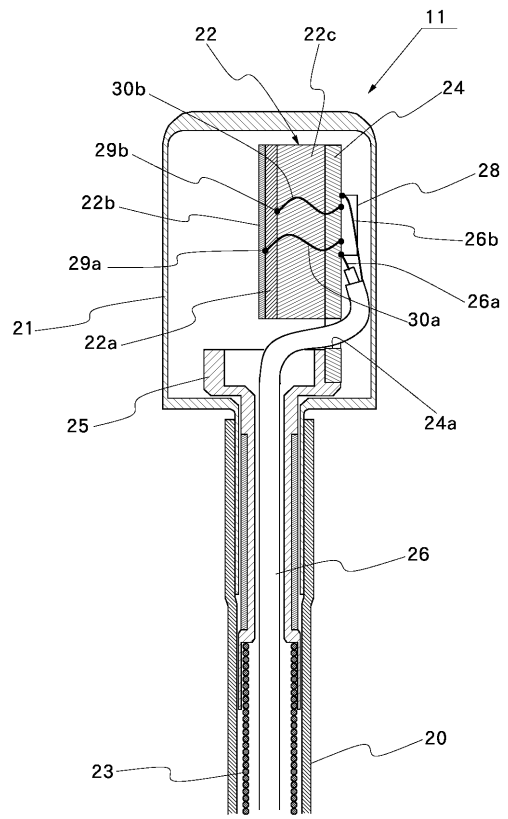
【 図 4 】



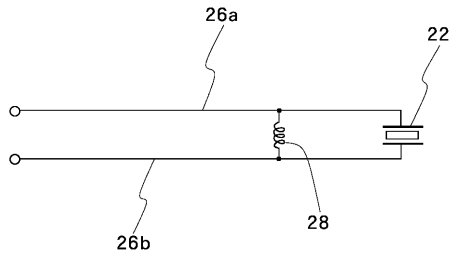
【図5】



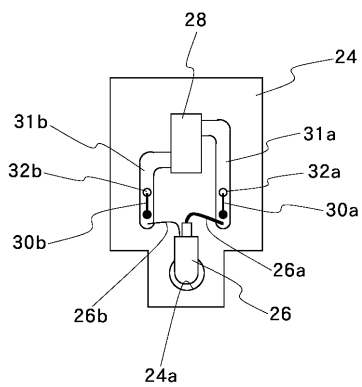
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 - 2 9 1 8 4 4 (J P , A)
実開平 5 - 2 4 0 0 9 (J P , U)
特開平 5 - 1 7 6 9 2 8 (J P , A)
特開平 7 - 1 1 1 6 9 2 (J P , A)
特開平 9 - 2 4 3 6 2 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/12

H04R 17/00

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP4674425B2	公开(公告)日	2011-04-20
申请号	JP2001248613	申请日	2001-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	坂本利男		
发明人	坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.A H04R17/00.330.H H04R17/00.330.J		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/EE15 4C301/FF01 4C301/FF04 4C301/GA01 4C301/GA02 4C301/GA15 4C301/GB19 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/GB40 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE12 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GB01 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB26 4C601/GB50 4C601/LL31 5D019/BB12 5D019/BB25 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/GG06		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2003052697A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了具有在其中超声振动器安装在所述基板的背面侧的线圈的超声波探头中，连接于超声波振子的电极的第一端，第二端连接到线圈是，通过使用连接到同轴电缆的分支布线，所述第三端，以便能够路由在毫无困难的紧凑的电缆被连接到超声波振子和所述线圈。从同轴电缆58A，58B，电极59A被设置在超声波换能器53的压电元件53a的两个表面上的金属丝，但电连接至59B和线圈57，超此在超声波换能器53，62b的背衬材料53C两条分支线62a被嵌入时，三个端部，当A1~A3，B1~B3中，第一端部A1，B1的压电元件53a的连接电极59A，59B向，和第二端部A2，B2通过孔61a插入时，基板55的61B，线圈57的电极图案60A被连接到60B，第三端部A3，B3连接在同轴电缆58，58B和线58a。

【图 1】

