

(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2003-169806

(P2003-169806A)

(43)公開日 平成15年6月17日(2003.6.17)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>  
A 6 1 B 8/12  
8/00  
G 0 1 N 29/24  
H 0 4 R 17/00

識別記号

330

F I  
A 6 1 B 8/12  
8/00  
G 0 1 N 29/24  
H 0 4 R 17/00

テマコード (参考)  
2 G 0 4 7  
4 C 3 0 1  
4 C 6 0 1  
5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001-371735(P2001-371735)

(22)出願日 平成13年12月5日(2001.12.5)

(71)出願人 000000376  
オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 菊池 良依  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン  
パス光学工業株式会社内

(72)発明者 福田 宏  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン  
パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進

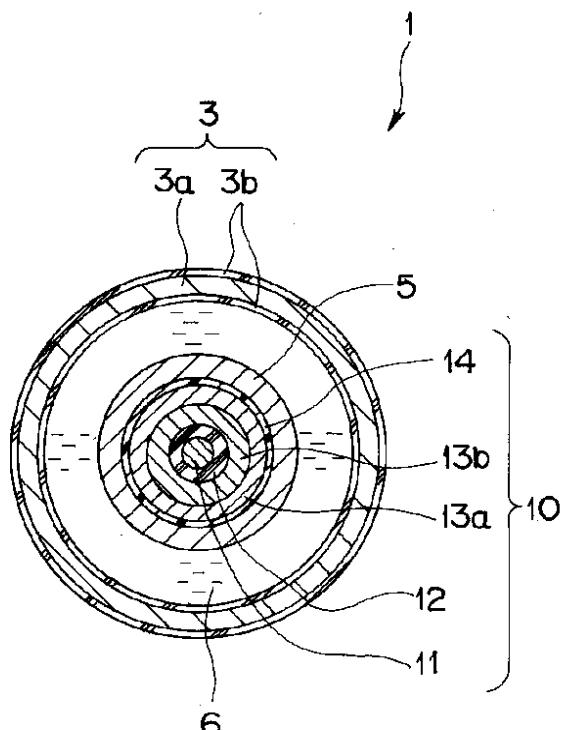
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波探触子

(57)【要約】

【課題】 外来ノイズ等による電磁波障害などを確実に防止し、正確な超音波診断が行える超音波探触子を実現する。

【解決手段】 超音波探触子1は、超音波振動子を先端側に設けた同軸信号線10の外周部に設け、この同軸信号線10と同軸状に導電材で形成したシャフト5を有し、導電体3aを絶縁材3bで挟み込んで一体的に形成されるシース3で内包して構成される。同軸信号線10は、所定の電気信号を伝達する中心導体11と、この中心導体11を絶縁する絶縁体12と、この絶縁体12の外周部に設けた第1、第2の外部導体13a、13bとを同軸状に形成される。前記超音波探触子1は、前記第1、第2の外部導体13a、13b、前記シャフト5、前記シース3の導電体3aの特性インピーダンスを、前記中心導体11から半径方向外側に配置されるに従って小さくなるように構成される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波振動子を先端部に設け、所定の電気信号を伝達する中心導体と、この中心導体を絶縁する絶縁体と、この絶縁体の外周部に設けた第1の外部導体と、この第1の外部導体の外周部に設けた第2の外部導体とを同軸状に形成した同軸信号線と、

前記超音波振動子と一体的に前記同軸信号線の外周部に設け、この同軸信号線と同軸状に導電材で形成したシャフトと、

導電体を絶縁材で挟み込んで一体形成し、前記シャフトと前記超音波振動子とを内包したシースと、

を具備し、前記第1、第2の外部導体、前記シャフト、前記シースの導電体の各々の特性インピーダンスを、前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って小さくなるようにしたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】前記第1、第2の外部導体、前記シャフト、前記シースの導電体と同じ素材で形成し、これら各々の断面積を前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って大きく形成したことを特徴とする請求項1に記載の超音波探触子。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波観測装置に接続されて用いられる超音波探触子に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、医療分野において、超音波探触子は、広く用いられている。この超音波探触子は、(医療用)超音波観測装置に接続されて用いられる。この超音波探触子は、内蔵した超音波探触子を機械的に回転又は振動させ、超音波を走査することで超音波断層像を得ている。

【0003】上記超音波探触子は、超音波を送受波する超音波振動子をシースに内蔵している。そして、この超音波探触子は、上記超音波振動子を内蔵しているシース内を超音波伝達媒体で満たしている。

【0004】このような超音波探触子を用いて超音波診断を行なう場合、上記超音波観測装置は、上記超音波探触子の超音波振動子に励振信号を印加して、被検体に超音波を放射し、被検体から反射してきたエコーを受信信号として被検体の超音波画像を生成する。このとき、上記励振信号及び受信信号とは、微弱な高周波信号である。このため、上記超音波探触子は、同軸ケーブル(同軸信号線)を用いることが一般的である。

【0005】しかしながら、上記従来の超音波探触子は、上記同軸ケーブルの信号線間に於いて、クロストークを生じたり、外来ノイズ等による電磁波障害の影響を受け、超音波画像に影響を及ぼしてしまうという問題があった。

【0006】上記問題を解決するため、例えば、実公平2-102214号公報に記載されている超音波探触子

は、上記同軸ケーブルの絶縁体と外部導体との間に導電性を有する中間導体を介在させることで、2重シールドとしてシールド強化を図るものが提案されている。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記実公平2-102214号公報に記載の超音波探触子は、上記同軸ケーブルを2重シールドとしているが、上記外部導体と上記中間導体との特性インピーダンスがほぼ同等である場合が多い。このため、上記実公平2-102214号公報に記載の超音波探触子は、上記同軸ケーブルの外部導体又は中間導体のどちらかに外来ノイズが侵入してしまうと、もう一方にも侵入してしまうので、外来ノイズの影響を防ぐことが困難であった。

【0008】本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、外来ノイズ等による電磁波障害などを確実に防止し、正確な超音波診断が行える超音波探触子を提供することを目的とする。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、請求項1に記載の本発明は、超音波振動子を先端部に設け、所定の電気信号を伝達する中心導体と、この中心導体を絶縁する絶縁体と、この絶縁体の外周部に設けた第1の外部導体と、この第1の外部導体の外周部に設けた第2の外部導体とを同軸状に形成した同軸信号線と、前記超音波振動子と一体的に前記同軸信号線の外周部に設け、この同軸信号線と同軸状に導電材で形成したシャフトと、導電体を絶縁材で挟み込んで一体形成し、前記シャフトと前記超音波振動子とを内包したシースと、を具備し、前記第1、第2の外部導体、前記シャフト、前記シースの導電体の各々の特性インピーダンスを、前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って小さくなるようにしたことを特徴としている。また、請求項2に記載の本発明は、請求項1に記載の超音波探触子において、前記第1、第2の外部導体、前記シャフト、前記シースの導電体と同じ素材で形成し、これら各々の断面積を前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って大きく形成したことを特徴としている。この構成により、外来ノイズ等による電磁波障害などを確実に防止し、正確な超音波診断が行える超音波探触子を実現する。

## 【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の1実施の形態を説明する。図1ないし図3は本発明の1実施の形態に係わり、図1は本発明の1実施の形態の超音波探触子を示す構成図、図2は図1のシャフト及び同軸信号線を示す構成図、図3は図1の超音波探触子のA-A断面図である。本実施の形態では、(医療用)超音波観測装置に接続され、経内視鏡的に用いられる超音波探触子について説明する。

【0011】図1に示すように本発明の1実施の形態の

超音波探触子1は、超音波を送受波する超音波振動子1aを内蔵した先端部2を有する可撓性のシース3と、このシース3の基端側に連設し、前記超音波振動子1aを駆動する図示しない超音波観測装置に接続するためのコネクタ4とから主に構成される。尚、前記超音波探触子1は、例えば図示しない内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通されることで、体腔内に挿入されて経内視鏡的に用いられるものである。

【0012】前記超音波探触子1は、前記コネクタ部4を前記超音波観測装置に接続し、この超音波観測装置を操作することで、前記超音波振動子1aが機械的に回動又は揺動されて超音波を走査し、超音波断層像を得ることができるようにになっている。

【0013】前記超音波探触子1は、前記超音波振動子1aを先端側に一体的に設け、この超音波振動子1aを機械的に回動又は揺動させるためのシャフト5を有して構成される。前記シース3は、前記超音波振動子1a及び前記シャフト5を内包している。前記シース3は、導電体3aをポリエチレンなどの絶縁材3bで挟み込んで一体的に形成している。このシース3の内部は、超音波伝達媒体6が充填されるようになっている。尚、前記超音波探触子1は、前記シャフト5の前記超音波振動子1a近傍に、前記シース3の内径とほぼ等しい外径の図示しない気泡トラップを配置して構成しても良い。

【0014】図2及び図3に示すように前記シャフト5は、前記超音波振動子1aを先端側に設けた同軸信号線10の外周部に設け、この同軸信号線10と同軸状に導電材で形成して構成される。前記同軸信号線10は、励振信号及び受信信号を伝達する中心導体11と、この中心導体11を絶縁保護する絶縁体12と、この絶縁体12の外周部に設けた第1の外部導体13aと、この第1の外部導体13aの外周部に設けた第2の外部導体13bと、これらを被覆する外被14とを同軸状に形成されている。前記同軸信号線10は、前記第1の外部導体13aと、前記第2の外部導体13bとの2重シールド構成になっている。

【0015】ここで、従来の超音波探触子は、前記同軸信号線10の第1の外部導体13aと、前記第2の外部導体13bとの特性インピーダンスがほぼ同等である場合が多い。このため、従来の超音波探触子は、前記第1の外部導体13a又は前記第2の外部導体13bのどちらかに外来ノイズが侵入してしまうと、もう一方にも侵入してしまうので、外来ノイズの影響を防ぐことが困難であった。

【0016】本実施の形態では、前記第1、第2の外部導体13a、13b、前記シャフト5、前記シース3の導電体3aの各々の特性インピーダンスを、前記中心導体11から半径方向外側に配置されるに従って小さくなるように構成される。

【0017】即ち、本実施の形態の超音波探触子1は、

前記第1、第2の外部導体13a、13b、シャフト5、シース3の導電体3aの特性インピーダンスをそれぞれZ1、Z2、Z3、Z4として、以下に記載する関係式(1)を満足するように特性インピーダンスが設定される。

$$Z1 > Z2 > Z3 > Z4 \dots (1)$$

従って、上記関係式(1)により、超音波探触子1は、前記中心導体11から離れるに従って特性インピーダンスが小さくなるよう設定される。

【0018】更に、具体的には、超音波探触子1は、前記中心導体11に一番近くに配置されている第1の外部導体13aの特性インピーダンスZ1が一番大きく、中心導体11から離れるに従って特性インピーダンスが小さくなり、最終的に、シース3の導電体3aの特性インピーダンスZ4が一番小さくなる。

【0019】このように構成される超音波探触子1は、例えば、上述したように図示しない内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通されることで、体腔内に挿入されて経内視鏡的に用いられる。そして、超音波探触子1は、外部から侵入してきた外来ノイズがより特性インピーダンスの小さいところに乗ってくるものであり、最終的には、中心導体11からより遠くに配置された特性インピーダンスZ4(最小値)のシース3の導電体3aに乗ってくる。

【0020】このため、超音波探触子1は、最終的に外来ノイズが中心導体11から一番離れた位置に配置された特性インピーダンスの一番小さいシース3の導電体3aに侵入してくるため、中心導体11に伝送される励振信号や受信信号に影響を及ぼし難くなり、この第1、第2の外部導体13a、13bの影響を低減することができる。また、外来ノイズは、特性インピーダンスの小さいところから高いところへは伝送し難い。このため、超音波探触子1は、シース3の導電体3aに乗った外来ノイズがより特性インピーダンスの高い第1の外部導体13bやシャフト5に伝送し難いので、中心導体11の信号に対する外来ノイズの侵入を防止でき、この外来ノイズ等の影響を低減することができる。従って、本実施の形態の超音波探触子1は、被検体の超音波画像の品質低下を防ぎ、診断に与える悪影響を確実に無くすことができる。

【0021】また、超音波探触子1は、第1の外部導体13a、第2の外部導体13b、シャフト5、シース3の導電体3a各々の特性インピーダンスが関係式(1)を満足するようにそれぞれの素材を全て同じ部材で形成し、それぞれの断面積を設定するようにしても良い。

【0022】超音波探触子1は、中心導体11よりそれぞれ配置された第1の外部導体13a、第2の外部導体13b、シャフト5、シース3の導電体3aの断面積をそれぞれD1、D2、D3、D4として、以下に記載する関係式(2)を満足するように断面積が設定される。

D<sub>1</sub> < D<sub>2</sub> < D<sub>3</sub> < D<sub>4</sub> ··· (2)

従って、上記関係式(2)により、超音波探触子1は、前記中心導体11から離れるに従って断面積が大きくなるよう設定され、シース3の導電体3aの断面積D<sub>4</sub>が最大となる。

【0023】このことにより、第1の外部導体13a、第2の外部導体13b、シャフト5、シース3の導電体3a各々の特性インピーダンスは関係式(1)を満足し、シース3の導電体3aの特性インピーダンスZ<sub>4</sub>が最小となるよう設定される。従って、超音波探触子1は、外来ノイズなどが最終的に中心導体11から一番遠くに配置された特性インピーダンスの一番小さいシース3の導電体3aに侵入してくるため、中心導体11に伝送される励振信号に影響を及ぼし難しくなる。

【0024】この結果、第1の外部導体13a、第2の外部導体13b、シャフト5、シース3の導電体3aの素材は全て同じで、断面積のみ中心導体11から離れるに従って、大きくなるよう同軸信号を製造すればよいので、同軸信号線10の製造上の作業性が容易でコスト低減が可能である。

【0025】ところで、上述したように超音波診断装置に用いられる超音波探触子は、挿入部としてのプローブを体腔内に挿入されて経内視鏡的に用いられる。また、他の観察手段や処置手段等も体腔内に挿入される挿入部を体腔内に挿入されて経内視鏡的に用いられる。また、このような体腔内に挿入される挿入部を有するものは、この挿入部を内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通されることで、体腔内に挿入されて用いられる場合もある。

【0026】このような場合、例えば、超音波探触子は、このプローブの挿入深さがシース表面に設けられた目印、具体的には複数の溝又は複数の白色の線によって知ることができる。しかしながら、実際の作業上、超音波探触子は、このプローブの挿入深さを知ることが何番目の目印まで挿入したのか、体腔内にある目印を知ることができないので、正確に判断することが極めて困難であった。

【0027】上記問題を解決するため、例えば、特開昭63-220850号公報に記載されている超音波探触子は、このプローブのシース表面に先端部から長さ寸法表示を行なうカラーコードを複数段に設けたものが提案されている。

【0028】しかしながら、上記特開昭63-220850号公報に記載の超音波探触子は、上記カラーコードが示すプローブ先端部からの長さ(挿入量)がいくつなのか、カラーコードに対応する長さを術者が覚えるか又は、それに代わる手段が必要であり、容易に把握することが困難であった。

【0029】そこで、体腔内に挿入される挿入部の挿入量を容易に把握できる挿入量検出装置の提供が望まれて

いた。図4ないし図8を参照して挿入量検出装置の構成例を説明する。図4ないし図8は挿入量検出装置の構成例にかかり、図4は挿入量検出装置を示す構成図、図5ないし図7は挿入部に設けた目盛りの具体例を示す説明図であり、図5は第1の具体例を示す目盛りの説明図、図6は第2の具体例を示す目盛りの説明図、図7は第3の具体例を示す目盛りの説明図、図8は図4の挿入量検出装置の目盛りカウント部を内視鏡の処置具挿入口に設置した際の説明図である。

10 【0030】図4に示すように挿入量検出装置20は、挿入部21の表面に所定の長さ間隔で設けられた目盛り21Aをカウントし、このカウントした目盛り21Aから体腔内への挿入量を演算する目盛りカウント部22と、この目盛りカウント部22で演算した結果を表示する表示装置23とから構成される。

【0031】前記目盛りカウント部22は、挿入部21が通過するときに、この挿入部21の目盛り21Aをカウントするフォトセンサ24と、このフォトセンサ24でカウントされた目盛り21Aから挿入部21の挿入量20を演算する演算部25とを設けて構成される。

【0032】前記表示装置23は、前記目盛りカウント部22の演算部25で演算された結果を、フロントパネル23aに設けた表示部26に表示するように構成されている。また、この表示装置23は、フロントパネル23aにリセットボタン27が設けられている。

【0033】一方、前記挿入部21に設けられる目盛り21Aは、例えば、図5～図7に示すようなものがある。尚、ここでは、目盛り21Aは、超音波探触子のシース表面に設けられるものとする。図5に示すように目

30 盛り21Aは、例えば、5cm間隔毎に太線を、1cm間隔毎に細線を挿入部21表面(シース表面)に印刷してマーキングされる。

【0034】また、更に図6に示すように目盛り21Aは、太線のマーキングを例えば、挿入部21先端側から青、赤、黒等色違いにしても良い。また、図7に示すように目盛り21Aは、一色でマーキングし、挿入部21表面(シース表面)を例えば、5cm間隔毎に先端側から青、赤、黒等色違いにしても良い。

【0035】このように目盛り21Aを挿入部21表面(シース表面)に設けられた挿入部21の体腔内への挿入量を挿入量検出装置20で検出する。挿入量検出装置20は、例えば、図8に示すように内視鏡30の処置具挿入口31に設置して用いられる。尚、挿入量検出装置20は、内視鏡30を用いることなく、単体で用いても良い。

【0036】ここで、超音波探触子は、内視鏡30の処置具挿入口31に挿入されて処置具挿通用チャンネル32を挿通されることで、体腔内に挿入されて経内視鏡的に用いられる。そして、超音波探触子が内視鏡30の処置具挿入口31を介して目盛りカウント部22を通過す

るとき、この目盛りカウント部22のフォトセンサ24が目盛り21Aの付された部分とそれ以外のシースの部分の反射の違い(色の明暗)を利用して通過する目盛り21Aの数をカウントする。

【0037】フォトセンサ24でカウントしたカウント数に基づき、演算部25は、超音波探触子の実際の挿入量を計測する。この演算部25で演算されたデータは、表示装置23に出力され、この表示部26に表示される。のことにより、挿入量検出装置20は、超音波探触子の挿入量を術者に瞬時に把握させることができる。

【0038】また、所望の位置から超音波探触子の体腔内への挿入量を知りたい場合、操作者は、基準とする所望の位置で表示装置23のリセットボタン27を押下操作する。すると、このリセットボタン27のリセット信号が演算部25へ伝達され、演算部25はリセット信号が入力されたときから超音波探触子の体腔内への挿入量を演算し、この演算した挿入量を表示部26に表示させる。この結果、操作者が挿入部21の目盛りを読んで計算することなく、瞬時に挿入部21の体腔内への挿入量を把握することができる。

【0039】尚、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

#### 【0040】[付記]

(付記項1) 内蔵した超音波振動子を機械的に回動又は揺動させ、超音波を走査することで超音波断層像を得る超音波探触子において、前記超音波振動子を先端部に設け、所定の電気信号を伝達する中心導体と、この中心導体を絶縁する絶縁体と、この絶縁体の外周部に設けた第1の外部導体と、この第1の外部導体の外周部に設けた第2の外部導体とを同軸状に形成した同軸信号線と、前記超音波振動子と一体的に前記同軸信号線の外周部に設け、この同軸信号線と同軸状に導電材で形成したシャフトと、導電体を絶縁材で挟み込んで一体形成し、前記シャフトと前記超音波振動子とを内包したシースと、を具備し、前記第1、第2の外部導体、前記シャフト、前記シースの導電体の各々の特性インピーダンスを、前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って小さくなるようにしたことを特徴とする超音波探触子。\*

\*【0041】(付記項2) シースの導電体と同じ素材で形成し、これら各々の断面積を前記中心導体から半径方向外側に配置されるに従って大きく形成したことを特徴とする付記項1に記載の超音波探触子。

【0042】(付記項3) 体腔内に挿入される細長な挿入部表面に所定の長さ間隔で設けられた目盛りをカウントし、このカウントした目盛りから体腔内への挿入量を演算する目盛りカウント部と、この目盛りカウント部で演算した結果を表示する表示装置と、を設けたことを特徴とする挿入量検出装置。

#### 【0043】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、外来ノイズ等による電磁波障害などを確実に防止し、正確な超音波診断が行える超音波探触子を実現できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の1実施の形態の超音波探触子を示す構成図

【図2】図1のシャフト及び同軸信号線を示す構成図

【図3】図1の超音波探触子のA-A断面図

20 【図4】挿入量検出装置を示す構成図

【図5】第1の具体例を示す目盛りの説明図

【図6】第2の具体例を示す目盛りの説明図

【図7】第3の具体例を示す目盛りの説明図

【図8】図4の挿入量検出装置の目盛りカウント部を内視鏡の処置具挿入口に設置した際の説明図

#### 【符号の説明】

1 ...超音波探触子

1 a ...超音波振動子

2 ...先端部

3 ...シース

3 a ...導電体

4 ...コネクタ部

5 ...シャフト

10 ...同軸信号線

11 ...中心導体

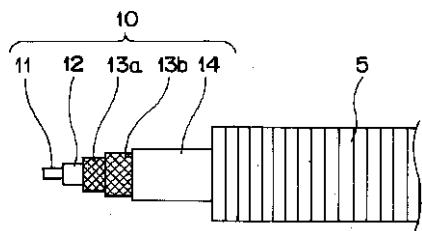
12 ...絶縁体

13 a ...第1の外部導体

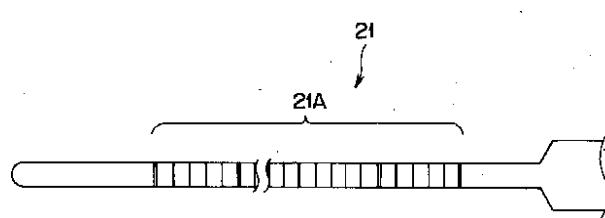
13 b ...第2の外部導体

14 ...外被

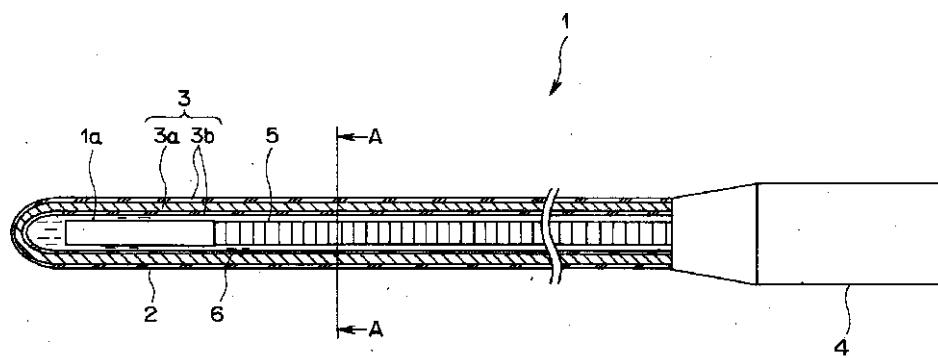
【図2】



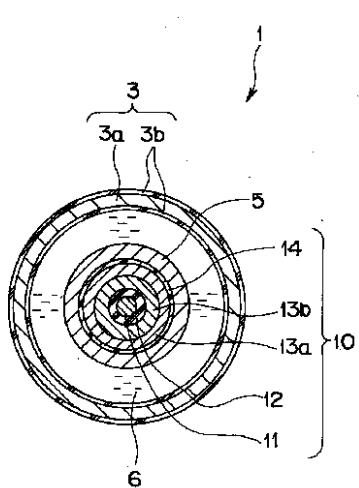
【図5】



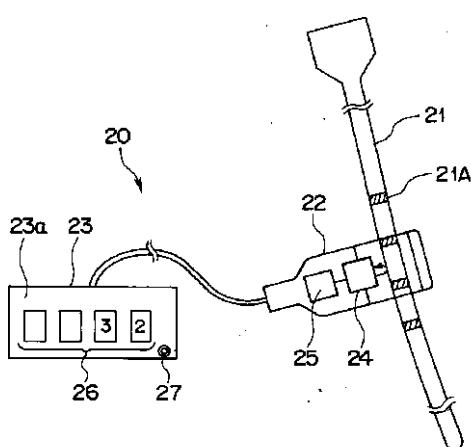
【図1】



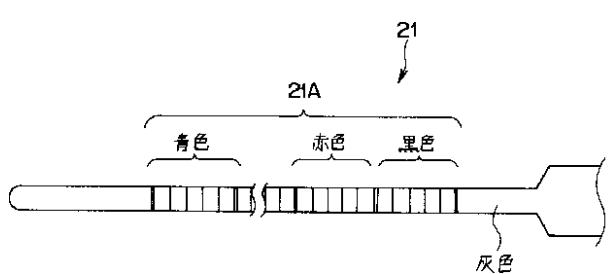
【図3】



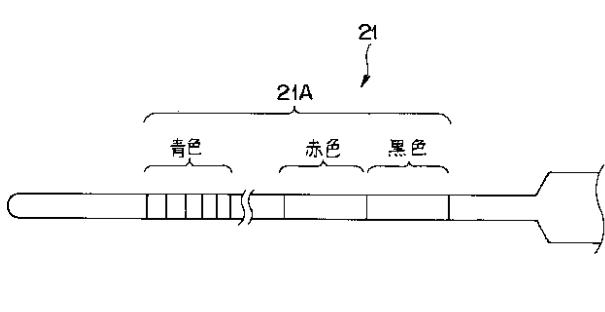
【図4】



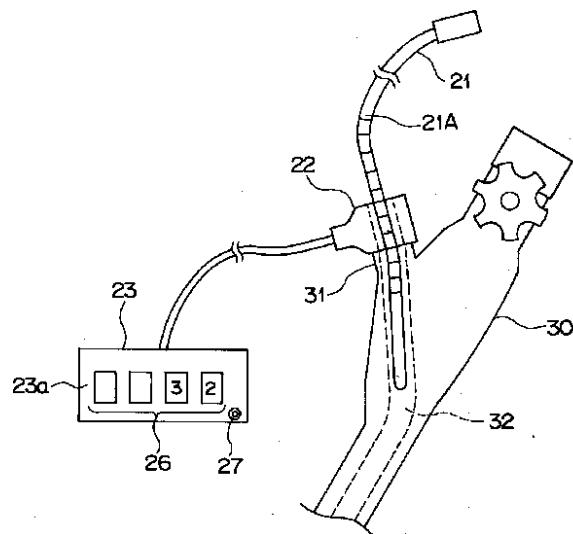
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 大村 正由 F ターム(参考) 2G047 EA04 GB32  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ 4C301 EE04 FF04 FF09 GA04 JA11  
 ンパス光学工業株式会社内 4C601 EE02 FE01 FE03 GA01 GA04  
 (72)発明者 水口 徹 GD11  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ 5D019 AA00 BB28 FF04  
 ンパス光学工業株式会社内

专利名称(译)	超音波探触子		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003169806A</a>	公开(公告)日	2003-06-17
申请号	JP2001371735	申请日	2001-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	菊池良依 福田宏 大村正由 水口徹		
发明人	菊池 良依 福田 宏 大村 正由 水口 徹		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	2G047/EA04 2G047/GB32 4C301/EE04 4C301/FF04 4C301/FF09 4C301/GA04 4C301/JA11 4C601/EE02 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA04 4C601/GD11 5D019/AA00 5D019/BB28 5D019/FF04 4C601/GA08 4C601/GD09 4C601/LL28 4C601/LL30		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：实现一种能够可靠地防止由于外来噪声等引起的电磁干扰并进行准确的超声诊断的超声探头。解决方案：超声波探头1在位于尖端侧的同轴信号线10的外周部分上设有超声波换能器，并通过导电材料与同轴信号线10同轴地形成轴5。然后，导体3a被夹在绝缘材料3b之间，并被一体形成的护套3包围。同轴信号线10包括传输预定电信号的中心导体11，使中心导体11绝缘的绝缘体12，以及设置在绝缘体12的外周部分上的第一和第二外部导体13a。它与13b同轴形成。布置超声波探头1，使得第一和第二外部导体13a和13b的导体3a，轴5和护套3的特征阻抗在径向上在中心导体11的外部。它根据变小。

