

(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2004-136099

(P2004-136099A)

(43) 公開日 平成16年5月13日(2004.5.13)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-380720 (P2003-380720)
 (22) 出願日 平成15年11月11日 (2003.11.11)
 (62) 分割の表示 特願平6-156653の分割
 原出願日 平成6年6月15日 (1994.6.15)
 (31) 優先権主張番号 078129
 (32) 優先日 平成5年6月16日 (1993.6.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進

最終頁に続く

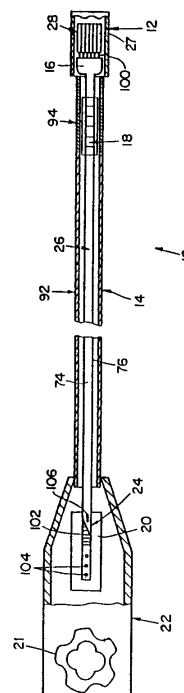
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、可撓回路及びケーブル

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】患者の体腔内に挿入され、該体腔内を撮像する胸腔、食道、又は内部導管プローブのうな多様な構造において使用するのに適した超音波プローブを提供する。

【解決手段】前記超音波プローブは、超音波トランスデューサ素子の列を収納したセンサヘッドと、前記センサヘッドにその端部が接続されており、その曲折が前記体腔に沿って制御され得る可撓ケーブルとを有する。前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルの中央空洞部中に配置された平坦な可撓回路を有する。前記平坦な可撓回路は、前記可撓ケーブルを経て、その一方の端部において前記トランスデューサ素子へと繋がり、その他方の端部において接続素子へと繋がる導体トレースを備える。前記接続素子は、前記曲折を制御する制御デバイス側に設けられる。前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルの長手方向に沿って前記平坦な可撓回路を囲むシースを有する。前記可撓ケーブルは、全方向に曲折可能である。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の体腔内に挿入され、該体腔内を撮像する超音波プローブであって、前記超音波プローブは、超音波トランスデューサ素子の列を収納したセンサヘッドと、前記センサヘッドにその端部が接続されており、その曲折が前記体腔に沿って制御され得る可撓ケーブルとを有し、

前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルの中央空洞部中に配置された平坦な可撓回路を有し、前記平坦な可撓回路は、前記可撓ケーブルを経て、その一方の端部において前記トランスデューサ素子へと繋がり、その他方の端部において接続素子へと繋がる導体トレースを備え、前記接続素子は、前記曲折を制御する制御デバイス側に設けられ、前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルの長手方向に沿って前記平坦な可撓回路を囲むシースを有し、前記可撓ケーブルは、全方向に曲折可能である超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記可撓ケーブルが、該可撓ケーブルの長手方向の前記曲折を制御するために、前記シースの周囲に該可撓ケーブルの長手方向に沿って延在する制御ワイヤを更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブと、前記超音波プローブの可撓ケーブルの曲折を制御する制御デバイスとを有する超音波プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、人体内の諸器官を直接モニタし得る超音波内視鏡などに好適に使用することのできる超音波プローブ、可撓回路及びケーブルに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波内視鏡プローブは、患者の内部領域、例えば心臓のような器官をモニタするために使用される。超音波内視鏡は、代表的には、食道のような患者の内腔に挿入するためのシャフトを含んでいる。シャフトの先端には、体内器官をモニタするための超音波センサ素子列を収納したセンサ・ヘッドがある。これらのセンサ素子は、短い可撓回路すなわちコネクタによって、センサ・ヘッド内に収納された中間回路と電氣的に接続されている。同軸ケーブルが、この中間回路と電氣的に接続され、センサ素子とプローブのハンドル(handle)部との間のシャフトを経て、電気信号を伝送する。プローブのハンドルは、内視鏡の動作を制御する。

30

【0003】

中間回路すなわちコネクタが、センサ・ヘッドのサイズを増大させる。中間回路を有するある種のセンサ・ヘッド、特に多数の超音波トランスデューサ(transducer)素子を有する高密度センサ・ヘッドは、小児の食道のような小さい内腔に挿入するには大きすぎる場合がある。

【0004】

40

サイズが縮小されたセンサ・ヘッドを有する超音波センサ内視鏡は、依然として必要とされている。更に、シャフトは、小さい内腔に挿入できるような小さい直径のものでなければならない。更に、シャフトは、全方向に撓むことができ、内腔中での細かい湾曲部を通り抜けるためにセンサ・ヘッドの近傍領域では短い半径で曲折することが必要であろう。それによって、センサ・ヘッドは、診断上の有効性を持つことができる。更に、経胸プローブのような内視鏡ではない用途の場合でも、ケーブルは、一般に厚く可撓性が足りないために、扱い難い場合が多い。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

本発明は、経胸、食道、又は血管内プローブのような多様な可撓性が必要とされる構造のプローブで好適に使用することができる超音波プローブ、可撓回路及び可撓ケーブル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】

【0006】

本発明は、経胸、食道、又は血管内プローブのような多様な可撓性が必要とされる構造において使用するのに適した超音波プローブに関する。本発明は、超音波トランスデューサ素子の列を収納したセンサ・ヘッドを含んでいる。前記センサ・ヘッドは、可撓ケーブルと、該可撓ケーブルの端部で、接続されている。前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルを経る導体トレースを伴う平坦な高密度可撓回路を有している。前記導体トレースは、該導体トレースの一方の端部において前記トランスデューサ素子へと繋がっており、該導体トレースの他方の端部において接続素子へと繋がっている。前記接続素子は、制御デバイスのある方に設けられる。前記制御デバイスは、体腔に沿うよう前記可撓ケーブルの曲折を制御する。前記可撓ケーブルは、該可撓ケーブルの長手方向に沿って前記平坦な可撓回路を囲むシースを有し、前記可撓ケーブルは、全方向に曲折可能である。

10

【0007】

平坦な可撓回路の導体トレースは、平坦な誘電層の間に備えられ、該トレースは、トランスデューサ素子と、プローブのハンドル、もしくは超音波スキヤナとの間で、電気信号を導通する。前記平坦な可撓回路の前記導体トレースは、前記超音波トランスデューサ素子に直接接続することができるので、中間的な接続手段の必要がなくなる。それによって、センサ・ヘッドのサイズは、小さい体腔内への挿入を含む用例に適したサイズに縮小される。更に、同軸ケーブルを使用する場合と比較して、可撓回路を使用することによって、ケーブルの直径が縮小され、キャパシタンス (capacitance) をより容易に制御する手段が得られる。用例によっては、音響感度及びトランスデューサ素子の帯域幅を向上させるためにキャパシタンスを利用できる。前記可撓回路は、内視鏡のシャフト内の内部シースによって囲まれ、しかも該可撓回路が大きい曲折半径に亘るシャフトの曲折と共に自由に捩じれるように、該内部シース内でスライド可能である。前記可撓回路の前記センサ・ヘッドと近接した部分は、ひだのように折り曲がり、螺旋状に屈曲し、又はその他の形状を呈することができるので、該センサ・ヘッドの近傍領域で小さい曲折半径で全方向に曲折可能である。前記可撓回路の前記形状部分によって、プローブは、小さい内腔中におけるような細かい湾曲部を通り抜けることができる。前記可撓回路の前記形状部分は、曲折による応力を均一に分散させるために、可撓性材料内に封入される。斯様な新規の可撓回路によって、超音波プローブケーブルのフレキシビリティが向上する。また、前記可撓ケーブルの曲折は制御デバイスによって体腔に沿うようを制御されるので、オペレータはプローブの位置決めをし易くなる。

20

30

【0008】

好ましい実施例では、制御ワイヤが、シースの周囲で内視鏡のシャフトの長手方向に延び、センサ・ヘッド近傍でのシャフトの長手方向での曲折を制御する。外部シースは、内部シースと制御ワイヤとを囲んでいる。編組シースが、外部シースを囲み、外部シースの捩じれを支持している。最後に、ポリマーの押出成形品が、編組シースを被覆して、可撓内視鏡シャフトを、スムーズかつ防水表面にしている。

40

【0009】

本発明の一側面では、上記のような超音波プローブと、前記超音波プローブの可撓ケーブルの曲折を制御する制御デバイスとを有する超音波プローブ装置に関する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図1では、超音波内視鏡プローブ10は、身体器官のような患者の体内領域を撮像するための超音波トランスデューサ素子27の列28を収納したセンサ・ヘッド12を有している。センサ・ヘッド12は、可撓シャフト14によって、プローブハンドル22に接続されている。可撓シャフト14は、高密度可撓回路26を囲む防護防水領域92を有して

50

いる。可撓回路 26 は、トランスデューサ素子 27 を、プローブハンドル 22 内に位置する回路板 20 に、電氣的に接続する。可撓シャフト 14 は、センサ・ヘッド 12 とプローブハンドル 22 とに密閉され、これらの部品のいずれかに湿気が侵入することを防いでいる。プローブ 10 のセンサ・ヘッド 12 と可撓シャフト 14 とは、患者の体腔内に挿入され、超音波による経胸、食道又は血管内プローブ用の種々の構造に適している。可撓シャフト 14 は、体腔の輪郭に沿って曲折することができ、この曲折は、プローブハンドル 22 に配備されている制御デバイス 21 によって制御される。

【0011】

センサ・ヘッド 12 内のトランスデューサ素子 27 の数は変更でき、これも変更できるセンサ・ヘッド 12 のサイズによって限定される。センサ・ヘッド 12 のサイズは、センサ・ヘッド 12 が挿入される特定の体腔のサイズによって限定される。例えば、小児の食道に挿入されるセンサ・ヘッドは、成人の食道に挿入されるセンサ・ヘッドよりも、小さくしなければならない。

【0012】

撮像性能を高めるために、同じ素子間隔にて、少数のセンサ素子に多数のトランスデューサ素子を備えることが望ましい場合が多い。例えば、64 個のトランスデューサ素子列を収納するセンサ・ヘッドは、24 個のトランスデューサ素子列を収納するセンサ・ヘッドよりも、性能が良いことが一般的である。更に、第 2 のトランスデューサ素子列をセンサ・ヘッド 12 に付加することができ、この第 2 の素子列はセンサ・ヘッド内で列 28 に対して回転した位置で固定配置される。これら 2 つの列によって、2 つの直交する面で像を作成することができ、プローブ 10 の性能を更に高める。

【0013】

相互接続部 16 の導体タブ 100 によって、トランスデューサ素子 27 と、可撓回路 26 内の導体トレース 32 (図 2) とが、電氣的に接続される。タブ 100 は、電着で金メッキされた銅から成り、トランスデューサ素子 27 に直接結合されている。あるいは、タブ 100 は、相互接続部 16 から銅をエッチング処理することによって形成してもよい。列 28 とタブ 100 とを電気接続するために、テープ自動結合 (TAB) 処理、又はその他の処理が行われる。

【0014】

タブ 100 をトランスデューサ素子 27 に直接接続することによって、トランスデューサ素子 27 と可撓回路 26 との間の中間回路板又はコネクタを使用する必要がなくなる。これらの素子を省くことによって、センサ・ヘッド 12 のサイズが縮小すると共に、トランスデューサ素子 27 を可撓回路 26 に電氣的に接続する労力が節減される。センサ・ヘッド 12 のサイズが縮小することによって、中間回路板を含んだより大型のセンサ・ヘッドを挿入するには小さすぎる体腔にも、センサ・ヘッドを挿入できるようになる。更に、中間回路板を省くことによって、センサ・ヘッドのサイズを小さく保ちつつ、より多数の超音波トランスデューサ素子 27 をセンサ・ヘッド 12 に付与することができるようになる。ただし、本発明は前記の中間接続素子を使用した実施例にも適用できることは、理解されよう。

【0015】

可撓回路 26 の相互接続素子 24 は、可撓回路 26 をプローブハンドル 22 内に位置する回路板 20 に電氣的に接続する。回路板 20 は、中間電気接合部であり、この接合部から第 2 ケーブルが回路板 20 をモニタ (図示せず) を含む電子機器に電氣的に接続する。一連の穴 104 が、相互接続素子 24 を、回路板 20 上に固定し、位置合わせする。相互接続素子 24 上の信号パッド 102 は、可撓回路 26 の導体トレース 32 (図 2) を、回路板 20 上に位置する対応する電気接点に電氣的に接続する。グランド (ground) ・パッド 106 は、回路板 20 とグランド面 38 (図 2) とを電氣的に接続する。信号パッド 102 とグランド・パッド 106 とは、回路板 20 にリフローはんだ付けされる。

【0016】

可撓シャフト 14 とシャフト領域 92 の構成は、図 2 に示されている。可撓シャフト 1

4 の設計では、可撓回路 2 6 が幅広で薄い（偏平）ように、可撓回路 2 6 の縦横比を高くする必要がある。可撓回路 2 6 は、可撓シャフト 1 4 の中央空洞部を占領する。可撓回路 2 6 の金属導体トレース 3 2 は、電気信号を、トランスデューサ素子（図 1）とプローブハンドル 2 2 内に位置する回路板 2 0 との間で、導通する。好ましい実施例では、可撓回路 2 6 は、3 4 個の導体トレース 3 2 を有する高密度可撓回路であり、幅が約 3 / 1 6 インチである。あるいは、導体 3 2 の数と可撓回路 2 6 の幅は、変更してもよい。更に、電気信号を導通するために、1 つ以上の可撓回路 2 6 を使用することもできる。

【0017】

導体トレース 3 2 は、接着層 3 4 内に埋設され、代表的にはポリイミド・フィルムである 2 枚の絶縁誘電層 3 0 の間に挟持されている。好ましい実施例では、金属グランド面 3 8 が導体トレース 3 2 と共に、ストリップライン、もしくはマイクロストリップ形の伝送ラインを形成する。別の実施例では、一連の金属グランド・トレースを導体トレース 3 2 間に配して、別の種類の伝送ラインを形成することも可能である。専門家にとっては、トレース 3 2 とグランド・トレースとの明白な別の組み合わせによって、前述の種類の伝送ラインと同一の電気特性を有する公知の種類の伝送ラインを形成することができよう。

【0018】

可撓回路 2 6 は、延伸ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）のシース 8 0 内に収納されている。PTFE シース 8 0 によって、スムーズで、滑り易い表面が得られ、その内部で可撓回路 2 6 が摺じれ、かつスライドすることができる。更に、相互の上面に回路を積み重ねることによって、PTFE シース 8 0 内に二つ以上の可撓回路 2 6 を収納することができる。あるいは、シース 8 0 をポリウレタンのような別のポリマーで製造することもできる。

【0019】

4 本のガイド・ワイヤ 8 2 が、PTFE シース 8 0 を囲み、可撓シャフト 1 4 の曲折を制御するために利用される。可撓シャフト 1 4 の端部は、特定のガイド・ワイヤ 8 2 が短くされた方向に曲がる。特定のガイド・ワイヤの短縮の程度が大きいほど、可撓シャフト 1 4 はより大きく曲がる。ガイド・ワイヤ 8 2 の伸長と短縮は、制御機構 2 1 によって、プローブハンドル 2 2 の部位で制御される。

【0020】

螺旋状に屈曲した平ばねワイヤ管 8 4 が、ガイド・ワイヤ 8 2 を囲み、可撓回路 2 6 を電氣的に絶縁し、構造的に保護している。ワイヤ管 8 4 は、アルミニウム製であり、PTFE を伴うハード・アノダイズ・プロセス（hard anodize process）によりメッキされることによって、表面が潤滑にされ、ガイド・ワイヤ 8 2 がワイヤ管 8 4 内でスライドできるようにされる。あるいは、ワイヤ管 8 4 は、別の導電性金属から成っていてもよい。

【0021】

ステンレス鋼の織組ブレード 8 6 が、管 8 4 の外部を覆い、可撓シャフト 1 4 の摺じれを支持している。あるいは、織組ブレード 8 6 は、錫と銅の合金製でもよい。ウレタン押出成形品製の外部ジャケット 8 8 が、織組ブレード 8 6 を覆っているため、可撓シャフト 1 4 が患者の体腔内で容易にスライドできるようなスムーズで、滑り易い防水表面が得られる。別の実施例では、外部ジャケット 8 8 は、生適応性（バイオコンパチブル《biocompatible》）がある別のポリマー製でもよい。

【0022】

可撓シャフト 1 4 内の高密度可撓回路 2 6 を使用することによって、可撓シャフト 1 4 の直径を小さくすることができる。好ましい実施例では、可撓シャフト 1 4 の外径は 8 mm まで小さくすることができるので、プローブ 1 0 を小さい体腔内に挿入することができる。更に、可撓回路 2 6 を使用することによって、シャフト 1 4 内のキャパシタンスを制御して、トランスデューサ素子 2 7 の音響感度を同調することができる。

【0023】

図 3 及び図 4 は、可撓シャフト 1 4 が曲折する態様を示している。図 3 では、可撓シャ

10

20

30

40

50

フト 14 の一部が、可撓回路 26 の平坦面 74 と垂直な方向に曲がっている。可撓回路 26 は、シャフト領域 92 内で、平坦面 74 が曲折方向を向くような配向にされている。可撓回路 26 は、平坦面 74 の方向だけに曲がり、エッジ 76 と垂直な方向には曲がらない。しかし、可撓回路 26 のシャフト領域 92 内での向きは、必ずしも最初から平坦面 74 が曲折方向を向くような配向ではない。従って、可撓シャフト 14 が、可撓回路 26 を損傷することなく、全方向に曲折できるように、可撓回路は、移動することによって、シャフト領域 92 内での向きを、図 4 に示すように再変更することができるようにされている。

【0024】

図 4 では、可撓シャフト 14 は、半径 R で曲折している。シャフト領域 92 内での可撓回路 26 の向きは、平坦面 74 がシャフト 14 が曲がる方向を向かないような向きである場合も多い。シャフト 14 が曲がる際に、可撓回路 26 は、可撓回路 26 の部分 50 が挟じれた状態で向きが変更されるように、シャフト領域 92 内で移動する。この挟じれた位置で、部分 50 内の平坦面 74 は曲折方向を向き、それによって可撓回路 26 がシャフト領域 92 内で曲がるのが可能になる。曲折領域から離れている可撓回路 26 の部分 52 と 54 とは、挟じれない状態のままに留まっている。

【0025】

図 5 を参照すると、ひだ付き部分 18 によって、可撓シャフト 14 は、センサ・ヘッド 12 の近傍領域でエッジ 76 に対して垂直な方向に曲がるができる。ひだ付き部分 18 が無いと、可撓回路 26 がセンサ・ヘッド 12 の近傍で挟じれることができないので、可撓シャフト 14 はセンサ・ヘッド 12 の近傍では前記の方向に曲がることはできないであろう。

【0026】

図 6 を参照すると、可撓回路 26 のひだ付き部分 18 は、ひだ付け工具によって形成された一連の正弦波状のひだ 70 を呈している。好ましい実施例では、ひだのピッチは 0.118 インチであり、高さは 0.07 インチである。ひだ 70 によって、可撓回路 26 は、該可撓回路 26 が挟じれることなく、エッジ 76 と垂直な軸で曲がるができる。更に、ひだ付き部分 18 は、全方向、並びに図 7 に示すように平坦面 74 と垂直な方向に曲がるができる。1 つ以上の可撓回路 26 が必要な場合は、回路が互いに積み重ねられた場合に、ひだ 70 が適合するように、複数の可撓回路に同時にひだ付けが行われる。更に、可撓性の度合いを調整するために、ひだのピッチと高さを変更することができる。ひだのピッチが小さく、高さが高いと、エッジ 76 と垂直な方向での可撓回路 26 の可撓性が高まる。

【0027】

ひだ 70 は、ポリウレタンのシース 72 内に封入されている。シース 72 は、モールドによってひだ 70 の周囲にキャストされ、好ましい実施例では、シース 72 は、図 8 に示すように楕円形の断面を有している。あるいは、シース 72 の断面は、円形又は方形のような別の形状でもよい。モールドとして薄壁のウレタン管を使用でき、簡単なモールドの形状をそのままに残して、可撓ケーブルの強度が増強されるようにする。更に、ひだ 70 を、封入するのではなく、中空管内に収納することもできる。ポリウレタン製シース 72 は、曲げに起因するひだ 70 への応力を分散して、ひだ 70 内に応力が集中することを防止する。応力の集中度が低下することによって、ひだ付き部分 18 が損傷するまでに耐えられる曲げの回数である、ひだ付き部分 18 の寿命が延びる。あるいは、ひだ 70 を封入するために、その他のエラストマを使用してもよい。複数の可撓回路 26 のひだ 70 を封入する場合は、ひだ付き部分 18 の可撓性を保持するために、封入材料が隣接する可撓回路 26 のひだ 70 を互いに接合することがあってはならない。

【0028】

図 7、図 8 及び図 9 を参照すると、シャフト領域 92 は、ひだ付き部分 18 の部位 "A" で終端している。これまでに詳述したシャフト領域 92 は、PTFE シース 80 内に可撓回路 26 を収納している。ガイド・ワイヤ 82 が PTFE シース 80 を囲み、一方、この

シースは、螺旋状に屈曲した平ばねワイヤ管 84 によって囲まれている。織組ブレード 86 が管 84 の外部を覆い、外部ジャケット 88 が織組ブレード 86 を覆っている。

【0029】

曲がりのネック (neck) 領域 94 は、領域 92 よりも可撓性が高く、ひだ付き部分 18 を部位 "A" からセンサ・ヘッド 12 に亘って囲んでいる。曲がりのネック領域 94 によって、シース 72 内に封入されたひだ付き部分 18 は、(図 7 に示すように) 領域 92 で曲がることができる。センサ・ヘッド 12 の近傍領域がより短い半径で曲折できることによって、センサ・ヘッド 12 は、より簡単に小さい体腔内の細かい湾曲部を通り抜けることができ、更にセンサ・ヘッド 12 を必要な診断部位に位置合わせすることができる。

【0030】

曲がりのネック領域 94 は、可撓性のリンク機構 98 と外部カバー 96 とから成っている。可撓リンク機構 98 は、リベットによって互いに連結された一連の金属リンク 97 から成っている。あるいは、リンク 97 は、非金属材料製で、その他の従来の手段によって連結されてもよい。外部カバー 96 は、ネオプレン又は合成ゴムのような可撓性の防水材料から成っている。

【0031】

以上のように、本発明の〔1〕超音波プローブ (10) は、内部に超音波トランスデューサ素子 (27) 列 (28) を有するセンサ・ヘッド (12) ; 及びセンサ・ヘッド (12) の端部に接続されていて、可撓ケーブル (14) を経てトランスデューサ素子 (27) へと繋がる導体トレース (32) を有する平坦な可撓回路 (26) から成る可撓ケーブル (14) を備えたことを特徴とし、次のような好ましい実施態様を有する。

【0032】

〔2〕上記〔1〕において、可撓回路 (26) の少なくとも一部が、全方向に曲折可能であるような形状 (18) を呈することを特徴とする。

【0033】

〔3〕上記〔2〕において、可撓回路 (18) の前記形状部分が、可撓性材料 (72) 内に封入されていることを特徴とする。

【0034】

〔4〕上記〔1〕～〔3〕のいずれかにおいて、可撓回路 (26) がケーブル (14) の長手方向に沿ってシース (80) によって囲まれ、可撓回路 (26) がケーブル (14) の曲折と共に自由に捩じれるようにシース (80) 内で自由に移動できることを特徴とする。

【0035】

また、本発明の〔5〕可撓回路 (26) は、平坦な誘電層 (30) 間の導体トレース (32) を備えた平坦な可撓回路 (26) であって、該可撓回路 (26) が、その幅に亘って、全方向に曲折可能であるような形状 (18) を呈したことを特徴とし、次のような好ましい実施態様を有する。

【0036】

〔6〕上記〔5〕において、前記形状の可撓回路 (18) が、可撓性材料 (72) 内に封入されていることを特徴とする。

【0037】

〔7〕上記〔5〕又は〔6〕において、可撓回路 (26) が長手方向に沿ってシース (80) によって囲まれ、可撓回路 (26) がシース (80) の曲折と共に自由に捩じれるようにシース内で自由に移動できることを特徴とする。

【0038】

更に、本発明の〔8〕ケーブル (14) は、平坦な誘電層 (30) 間の導体トレース (32) を有する平坦な可撓回路 (26) ; 及び可撓回路 (26) がケーブル (14) の曲折と共に自由に捩じれるように、シース (80) 内で自由に移動できる可撓回路 (26) を囲むシース (80) を備えたことを特徴とし、次のような好ましい実施態様を有する。

【0039】

10

20

30

40

50

〔 9 〕 上記〔 8 〕において、可撓回路（ 2 6 ）の少なくとも一部が、全方向に曲折可能であるような形状（ 1 8 ）を呈したことを特徴とする。

【 0 0 4 0 】

〔 1 0 〕 上記〔 9 〕において、可撓回路（ 1 8 ）の前記形状部分が、可撓性材料（ 7 2 ）内に封入されたことを特徴とする。

【 0 0 4 1 】

〔 1 1 〕 上記〔 8 〕～〔 1 0 〕のいずれかにおいて、ケーブル（ 1 4 ）の長手方向の曲折を制御するために、シース（ 8 0 ）の周囲でケーブル（ 1 4 ）の長手方向に延びた制御ワイヤ（ 8 2 ）を更に備えたことを特徴とする。

【 0 0 4 2 】

これまで本発明を、特に好ましい実施例を参照して図示し、説明してきたが、特許請求の範囲に記載の趣旨と範囲から離れることなく、形態と細部を多様に変更できることが専門家には理解されよう。例えば、プローブは、内視鏡である必要はない。

【 0 0 4 3 】

以上詳述したように、本発明による内視鏡では、センサ・ヘッドのサイズやシャフトの直径を縮小することができるため、小児の食道のような小さい内腔へも容易に挿入することができる。

【 0 0 4 4 】

また、本発明による内視鏡では、シャフトが全方向に撓むことができるため、内腔中の細かい湾曲部を容易に通り返けることができ、取扱性に優れ、診断上極めて有効である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 5 】

【 図 1 】 本発明の可撓性内視鏡プローブの断面図である。

【 図 2 】 内視鏡の可撓シャフトの横断面図である。

【 図 3 】 シース部分を切り欠いた第 1 の曲げ位置での可撓シャフトの斜視図である。

【 図 4 】 第 2 の曲げ位置での可撓シャフトの一部の断面図である。

【 図 5 】 ひだ付き部分が可撓回路のエッジと垂直な方向に曲折された可撓シャフトの断面図である。

【 図 6 】 可撓回路のひだ付き部分の斜視図である。

【 図 7 】 ひだ付き部分が可撓回路の平坦面と垂直な方向に曲折された可撓シャフトの断面図である。

【 図 8 】 封入されたひだを示したシャフト 1 4 の断面図である。

【 図 9 】 ひだ付き部分の周囲領域のシャフト構造の拡大断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

1 0 プローブ

1 2 センサ・ヘッド

1 4 可撓ケーブル（可撓シャフト）

1 6 相互接続部

1 8 全方向に曲折可能な形状（ひだ付き）部分

2 0 回路板

2 1 制御デバイス

2 2 プローブハンドル

2 4 相互接続素子

2 6 高密度可撓回路

2 7 超音波トランスデューサ素子

2 8 超音波トランスデューサ素子列

7 4 回路 2 6 の平坦面

7 6 回路 2 6 のエッジ

10

20

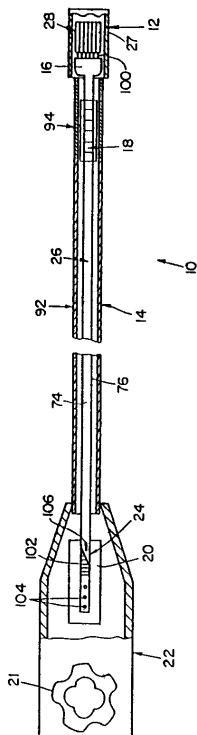
30

40

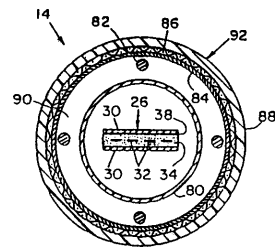
50

- 9 2 防護防水領域
- 9 4 曲がりのネック領域
- 1 0 0 導体タブ
- 1 0 2 信号パッド
- 1 0 4 固定、位置決め用穴
- 1 0 6 グランド・パッド

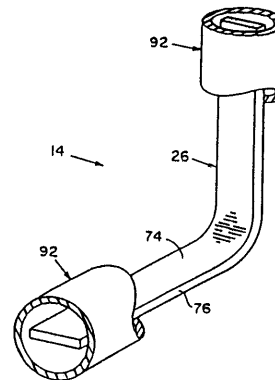
【図 1】



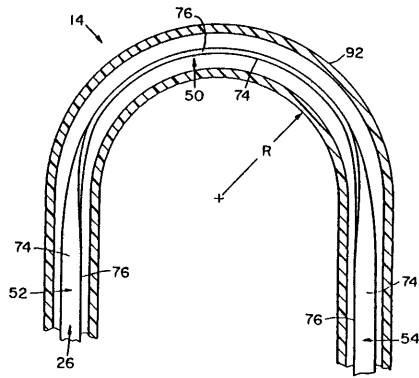
【図 2】



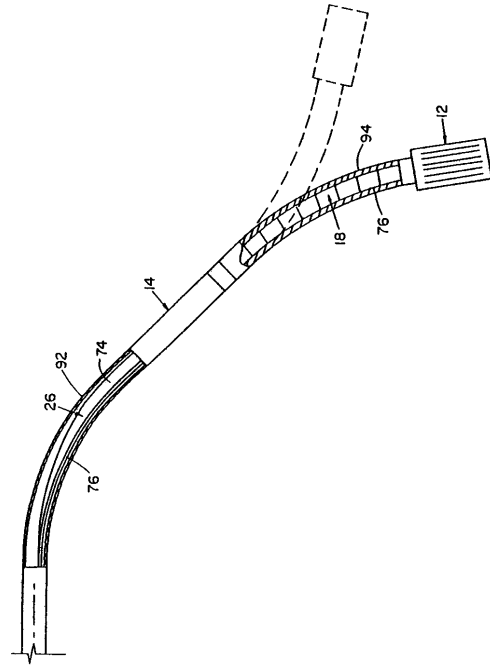
【図 3】



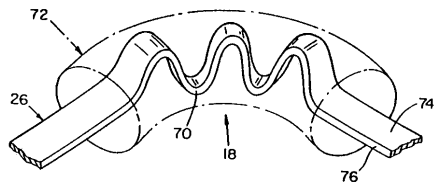
【 図 4 】



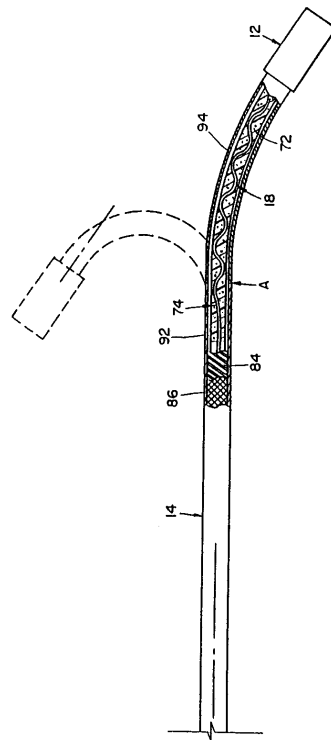
【 図 5 】



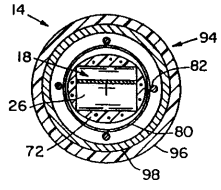
【 図 6 】



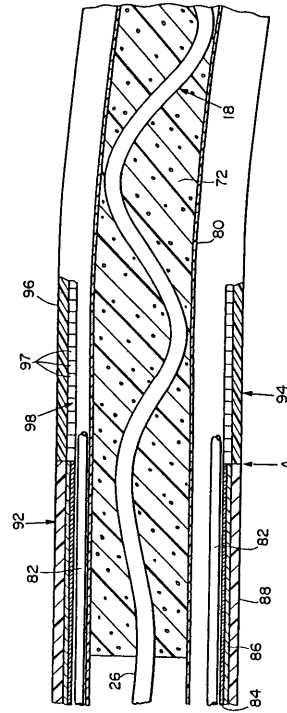
【 図 7 】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 ブライアン ジー コナー
アメリカ合衆国ニューハンプシャー州 ストラザーザム スミス・ファーム・ロード 9
- (72)発明者 トーマス ピー スティーブンス
アメリカ合衆国マサチューセッツ州 ボックスフォード イプシュイック・ロード 420
- (72)発明者 デビッド ピー ドラン
アメリカ合衆国ニューハンプシャー州 ロンドンデリー ウイリー・ヒル・ロード 10
- (72)発明者 トーマス エイ ショウブ
アメリカ合衆国マサチューセッツ州 ロウエル フェアマウント・ストリート 263
- Fターム(参考) 4C601 EE20 FE01 FE03 GA01 GD12

专利名称(译)	超声波探头，柔性电路和电缆		
公开(公告)号	JP2004136099A	公开(公告)日	2004-05-13
申请号	JP2003380720	申请日	2003-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ブライアンジーコナー トーマスピースティーブンス デビッドピードラン トーマスエイショウブ		
发明人	ブライアン ジー コナー トーマス ピー スティーブンス デビッド ピー ドラン トーマス エイ ショウブ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 G01N29/26 G01N29/265		
CPC分类号	G01N29/265 A61B8/12 G01N2291/106 G01N2291/2636		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GD12 4C601/LL31 4C601/LL32		
优先权	08/078129 1993-06-16 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头，该探头适用于各种结构，例如胸腔，食道或内部导管探头，该探头插入患者的体腔并在体腔内部成像。超声波探头具有容纳一行超声波换能器元件的传感器头，并且其端部连接到传感器头，该传感器头的弯曲可以沿着体腔被控制。有和。柔性电缆具有布置在柔性电缆的中央腔中的扁平柔性电路。扁平柔性电路包括导体迹线，该导体迹线通过柔性电缆在一端到达换能器元件，在另一端到达连接元件。连接元件设置在控制弯曲的控制装置侧。挠性电缆具有沿着挠性电缆的长度围绕扁平挠性电路的护套。柔性电缆可以在所有方向上弯曲。[选型图]图1

