

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4517239号
(P4517239)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日(2010.5.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-61156 (P2005-61156)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成17年3月4日(2005.3.4)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2006-239240 (P2006-239240A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成18年9月14日(2006.9.14)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成19年6月25日(2007.6.25)		弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536
			弁理士 小林 英了
		(72) 発明者	大澤 敦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		(72) 発明者	田中 俊積
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 フジノン株式会社内
			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】

超音波を送信、受信、または送受信する超音波トランスデューサと、その周りを囲うキャップとを備え、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、

前記キャップの超音波が通過する部分に、物質密度が疎の部分および密の部分が繰り返して形成されてなる疎密領域を設け、この疎密領域の疎密間隔を前記超音波の波長より小さくしたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記疎の部分、空隙であることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

10

【請求項3】

前記キャップ内に液体が流入され、前記キャップ内に流入した液体は前記空隙を介して外部へ流出することを特徴とする請求項2記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記空隙を覆うように前記キャップの周囲にバルーンを設け、このバルーンに、前記キャップから前記空隙を介して外部へ流出した液体を注入することを特徴とする請求項3記載の超音波プローブ。

【請求項5】

前記疎密領域は、フレームにワイヤーを巻き付けて形成されたものであることを特徴とする請求項2ないし4いずれか記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記疎の部分、凹部である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 7】

前記疎密間隔が一様であることを特徴する請求項 1 ないし 6 いずれか記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記疎密間隔が一様ではなく、前記疎密領域内の場所によって音響インピーダンスが異なることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記キャップは、円筒形状であるとともに、前記疎密間隔が軸方向および／または円周方向に段階的に変化していることを特徴とする請求項 8 記載の超音波プローブ。

10

【請求項 10】

前記キャップは、軸方向の中央部から外側へ向かうに従って音響インピーダンスが増加するように前記疎密間隔が変化しており、軸方向に関して音響レンズ効果を備えることを特徴とする請求項 9 記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスデューサによって生体内に超音波を走査する超音波プローブに関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、そのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブも知られている。このような超音波プローブで生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブを内視鏡の鉗子口に挿通して、内視鏡の先端に設けられたカメラで超音波プローブの先端が生体内のどの箇所にあるかを観察しながら行う。

30

【0003】

超音波トランスデューサは、圧電素子、電極、および音響整合層からなり、超音波プローブ先端のシール用のキャップ内に内蔵されている。メカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブでは、超音波の伝達効率を向上させるとともに、超音波トランスデューサの回転運動が円滑となるように、キャップには適宜の液体が充填されている（例えば、特許文献 1 参照）。このキャップは、回転する超音波トランスデューサを保護するためにも必須の部材である。

【特許文献 1】特開 2002-345819 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上記キャップは通常ポリエチレンなどの樹脂材料で形成されるが、これは超音波の送受信特性に対しては劣化要因となる。これは、キャップに使用される樹脂材料の音響インピーダンスが高く、生体との間で音響インピーダンスの整合が取れないためであり、超音波の受信感度の低下を招くこととなる。そこで、キャップと生体との間の音響インピーダンスの整合が取れるように、キャップに使用する樹脂材料を変更することが考えられるが、変更後の樹脂材料の生体適合性を確保するためには、調査や検証に莫大な費用や労力が要されるため、現状の樹脂材料から変更することは現実的ではない。

【0005】

50

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、キャップに使用する材料を変更することなく、受信感度を向上させることができる超音波プローブ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】

上記目的を達成するために、本発明は、超音波を送信、受信、または送受信する超音波トランスデューサと、その周りを囲うキャップとを備え、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、前記キャップの超音波が通過する部分に、物質密度が疎の部分および密の部分の繰り返し形成されてなる疎密領域を設け、この疎密領域の疎密間隔を前記超音波の波長より小さくしたことを特徴とする。

10

【0007】

なお、前記疎の部分は、空隙であることが好ましい。また、前記キャップ内に液体が流入され、前記キャップ内に流入した液体は前記空隙を介して外部へ流出することが好ましい。

【0008】

また、前記空隙を覆うように前記キャップの周囲にバルーンを設け、このバルーンに、前記キャップから前記空隙を介して外部へ流出した液体を注入することが好ましい。

【0009】

また、前記疎密領域は、フレームにワイヤーを巻き付けて形成されたものであることが好ましい。

20

【0010】

また、前記疎の部分は、凹部であることも好ましい。

【0011】

また、前記疎密間隔が一樣であることが好ましい。

【0012】

また、前記疎密間隔が一樣ではなく、前記疎密領域内の場所によって音響インピーダンスが異なるようにすることも好ましい。

【0013】

なお、前記キャップは、円筒形状であるとともに、前記疎密間隔が軸方向および／または円周方向に段階的に変化していることが好ましい。また、前記キャップは、軸方向の中央部から外側へ向かうに従って音響インピーダンスが増加するように前記疎密間隔が変化しており、軸方向に関して音響レンズ効果を備えることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波プローブによれば、キャップの超音波が通過する部分に、物質密度が疎の部分および密の部分の繰り返し形成されてなる疎密領域を設け、この疎密領域の疎密間隔を上記超音波の波長より小さくしたので、疎密領域の音響インピーダンスが超音波に対して一樣とみなされ、キャップの音響インピーダンスが低下する。これにより、キャップと生体との間の音響インピーダンスの整合性が向上し、超音波の受信感度を向上させることができる。また、このようなキャップは、従来の樹脂材料を用いて容易に低コストで作成することができる。

40

【0015】

また、本発明の超音波プローブは、疎の部分を空隙とし、空隙を覆うようにキャップの周囲にバルーンを設け、このバルーンに、キャップから空隙を介して外部へ流出した液体を注入することで、バルーンに水を注入するための注水ラインを別に設ける必要がなくなり、コンパクト化される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図1において、超音波診断装置2は、内視鏡10と、超音波プローブ11と、超音波観測器12とからなる。内視鏡10は、軟性部材からなり、生体内に挿入される挿入部13

50

と、挿入部 13 の基端部分に連設された操作部 14 と、内視鏡用プロセッサ装置（図示せず）に接続されるコード 15 とを備えている。挿入部 13 の先端 13a には、生体内撮影用のカメラ（図示せず）が内蔵されており、このカメラで撮影した画像を内視鏡用プロセッサ装置を介して内視鏡用モニタ（図示せず）に表示して観察することが可能となっている。

【0017】

超音波プローブ 11 は、内視鏡 10 の鉗子口 16 に挿通され、挿入部 13 と同様に軟性部材からなるシース 17 と、後述するモータ 49 など（図 3 参照）が内蔵されたトランスレータ 18 と、超音波観測器 12 に接続されるコード 19 とを備えている。また、超音波観測器 12 は、超音波画像を表示するモニタ 20 を備えている。

10

【0018】

図 2 において、シース 17 の先端 17a には、ポリエチレンなどの樹脂材料からなり、超音波の通過部分に複数の孔（空隙）30a を有する円筒形状のキャップ 30 が取り付けられており、キャップ 30 は、超音波トランスデューサ 31 の周りを囲っている。また、シース 17 の基端には、水の注水口（図示せず）が設けられており、この注水口からシース 17 内に水が注入される。シース 17 内に注入された水はキャップ 30 内に流入し、孔 30a から外部へ流出する。この水流によって、生体内を水で満たすことができる。

【0019】

超音波トランスデューサ 31 は、コントロールケーブル 32 が連結された台座 33 に載置されている。コントロールケーブル 32 は、フレキシブルシャフト 32a と、フレキシブルシャフト 32a を被覆する可撓チューブ 32b とからなる。フレキシブルシャフト 32a の先端は台座 33 に連結され、その基端はトランスレータ 18 内に延長されており、トランスレータ 18 に内蔵されたモータ 49（図 3 参照）により、所定の回転速度（例えば 10～40 回転／秒）で回転駆動される。これにより、超音波トランスデューサ 31 は、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として所定の回転速度で回転する。なお、キャップ 30 内の水は流動するため、超音波トランスデューサ 31 の回転による気泡の発生（キャビテーション）が抑えられる。

20

【0020】

図 3 に示すように、超音波トランスデューサ 31 は、台座 33 側から順に、フェライトゴム製のバックング材 40、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）の薄膜からなる圧電素子 41、およびエポキシ樹脂製の音響整合層 42 からなり、圧電素子 41 を電極 43a、43b で挟み込んだ構成となっている。両電極 43a、43b には、配線 44a、44b がそれぞれ接続されている。電極 43b 側の配線 44b は、アースに接続されている。一方、電極 43a 側の配線 44a は、コントロールケーブル 32 内に挿通され、トランスレータ 18 内の送受信切替回路 45 に接続されている。

30

【0021】

送受信切替回路 45 は、超音波トランスデューサ 31 による超音波の送受信切り替えを所定の時間間隔で行う。この送受信切替回路 45 には、パルス発生回路 46 および電圧測定回路 47 が接続されている。パルス発生回路 46 は、超音波トランスデューサ 31 から超音波を発生させる際（超音波の送信時）に、パルス電圧を圧電素子 41 に印加する。これにより、超音波トランスデューサ 31 は、所定の周波数の超音波を発生する。

40

【0022】

電圧測定回路 47 は、生体からのエコー信号を超音波トランスデューサ 31 で受信した際（超音波の受信時）に、圧電素子 41 に発生する電圧を測定する。電圧測定回路 47 は、この測定結果をコントローラ 48 に送信する。コントローラ 48 は、電圧測定回路 47 から送信された測定結果を超音波画像に変換し、これを超音波観測器 12 に送信する。

【0023】

生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブ 11 が鉗子口 16 に挿通された内視鏡 10 の挿入部 13 が生体内に挿入され、内視鏡用モニタにより生体内が観測されながら生体内の所要部が探索される。生体内の所要部にシース 17 の先端 17a が到達する

50

と、シース 17 内に水を注水し、キャップ 30 の孔 30 a から外部に流出する水によって該所要部を水で満たす。

【0024】

この状態で、超音波画像を取得する指示がなされると、超音波トランスデューサ 31 が所定の回転速度で回転する。これと同時に、送受信切替回路 45 により超音波トランスデューサ 31 の超音波の送受信が切り替えられながら、パルス発生回路 46 からのパルス電圧の印加により超音波トランスデューサ 31 から超音波が発せられ、キャップ 30 を介して生体に超音波が走査される。また、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサ 31 で受信され、電圧測定回路 47 により圧電素子 41 に発生した電圧が測定される。

【0025】

図 4 は、孔 30 a を矩形とし、孔 30 a を管状のキャップ 30 に等しいピッチで一様に配設した例を示す。このように、孔 30 a が設けられたメッシュ状部分は、物質密度が疎の部分（孔 30 a）および密の部分（隣接する孔 30 a と孔 30 a の間）が繰り返して形成されてなる疎密領域であり、超音波トランスデューサ 31 によって送受信される超音波はこの疎密領域を通過する。疎密間隔 d （孔 30 a の配列ピッチ）は、超音波の波長 λ より十分に小さく、最短波長 λ の 5% 未満（ $d < \lambda \times 0.05$ ）であることが好ましく、波長 λ の 1% 未満（ $d < \lambda \times 0.01$ ）であることがより好ましい。

【0026】

具体的に、超音波の中心周波数を 7.5 MHz、帯域をその 90% と想定すると、帯域幅は 4~11 MHz となり、また、水中での音速 v は 1500 m/s 程度であるので、この超音波の最短波長は、 $(1500 \text{ m/s}) \div (11 \text{ MHz}) = 136 \mu\text{m}$ と算出される。この場合には、疎密間隔 d は、およそ 6.8 μm 未満であることが好ましく、およそ 1.4 μm 未満であることがより好ましい。なお、孔 30 a の 1 辺の長さは、配列ピッチと同程度としている。

【0027】

このように疎密間隔 d が超音波の波長 λ より十分に小さければ、該超音波の振幅、位相、速度に影響が生じず、疎密領域は該超音波に対して一様とみなすことができ、キャップ 30 の音響インピーダンスは、孔 30 a が設けられていない場合（疎密領域が形成されていない場合）より低下する。これにより、キャップ 30 と生体との間の音響インピーダンスの整合性が向上し、キャップ 30 での超音波の反射率が低減され、超音波トランスデューサ 31 の受信感度が向上する。

【0028】

さらに、キャップ 30 のメッシュ状部分の音響インピーダンスは、メッシュ状部分の密度（密の部分の割合）を下げることで低下する。例えば、音響インピーダンスが 2.3 Mrayl 程度のポリエチレンでキャップ 30 を形成し、孔 30 a（疎の部分）に音響インピーダンスが 1.5 Mrayl 程度の水が充填され、メッシュ状部分の密度を 20~30% とすると、キャップ 30 のメッシュ状部分の音響インピーダンスは、1.7 Mrayl 程度となる。図 5 は、メッシュ状部分の音響インピーダンスに対して、超音波トランスデューサ 31 の受信感度の向上量をプロットしたグラフの一例であり、この場合には、密度 100% の場合（孔 30 a が設けられていない場合）に比べて、6~7 dB 程度の感度向上が期待できる。

【0029】

このようなキャップ 30 のメッシュ状部分は、例えば図 6 に示すように、ポリエチレンなどの樹脂材料で形成された厚さ 100 μm 程度の井桁状の骨格（フレーム）50 を用意し、この周囲にナノファイバー（例えば、東レ株式会社製 dtx44）などのワイヤー 51 を巻き付けることで作成することができる。なお、骨格 50 の矩形開口部の大きさは、回折に伴うサイドローブ発生を抑制するために十分に大きくする必要があり、一辺が数 mm 程度（2~3 mm 程度）以上であることが好ましい。

【0030】

このように、キャップ 30 は、従来の樹脂材料を用いて容易に低コストで作成でき、生

10

20

30

40

50

体との間の音響インピーダンスの整合性を向上させることができる。これにより、超音波トランスデューサ 31 の受信感度が向上し、超音波観測器 12 における取得画像のペネトレーションが向上するので、超音波診断装置 2 の診断性能が高まる。

【0031】

図7は、孔 30a が形成されたメッシュ状部分を覆うように、伸縮性を有するバルーン 52 をキャップ 30 の周囲に取り付けた例を示す。バルーン 52 には、シース 17 の注水口からシース 17 内およびキャップ 30 内を通して水が注入される。バルーン 52 は、水が注入されていない状態では縮み、注入される水の量に応じて膨張する性質を有し、生体内の所要部までシース 17 の先端 17a を挿通させた状態で、該所要部を押し広げるために用いられるものである。この例では、シース 17 およびキャップ 30 がバルーン 52 に水を供給するための送水ラインとなるので、従来のようにバルーン 52 への送水ラインを別に設ける必要がないという利点がある。

10

【0032】

なお、上記実施形態では、キャップ 30 の孔 30a の形状を矩形としたが、本発明はこれに限定されず、孔 30a を円形、スリット形状など適宜の形状の空隙としてよい。さらに、図8に示すように、孔 30a に代えて、凹部 30b を形成するようにしてもよい。凹部 30b は、疎密領域内における疎の部分となり、この疎密間隔（凹部 30b の配列ピッチ）が前述のように超音波の波長より十分に小さければ、超音波に対して一様とみなされる。この場合においても、キャップ 30 の音響インピーダンスは、凹部 30b が設けられていない場合より低下し、上記と同様な効果を奏することができる。この場合には、シース 17 から流入する水は、キャップ 30 外へは流出せず、キャップ 30 内にとどまる。

20

【0033】

また、上記実施形態では、キャップ 30 に設けられた疎密領域の疎の部分（孔 30a や凹部 30b）を等しいピッチで配設し、疎密間隔を一様にしたので、疎密領域の音響インピーダンスが均一になっているが、本発明はこれに限定されず、疎密間隔を一様にせず不均一にすることによって、疎密領域内の場所によって音響インピーダンスが異なるようにしてもよい。

【0034】

図9および図10は、回転軸方向に関する中央部から外側へ向けて疎密間隔を段階的に変化させた例である。図9では、疎の部分（孔 30a）の間隔を中央部から外側へ向けて段階的に大きくしている。図10では、孔 30a の大きさを変え、孔 30a の幅（密の部分の間隔）を中央部から外側へ向けて段階的に小さくしている。両者いずれの場合にも、キャップ 30 は、超音波トランスデューサ 31 の中央部が位置する中央部から外側へ向かうに従って段階的に音響インピーダンスが増加するため、キャップ 30 自体に音響レンズ効果が備わり、超音波トランスデューサ 31 から発せられた超音波を回転軸方向に関して収束させることができる。

30

【0035】

また、キャップ 30 の円周方向に沿って、孔 30a の間隔または幅を段階的に変化させることで、円周方向に関する音響レンズ効果をキャップ 30 に持たせることも可能である。この場合には、超音波トランスデューサ 31 の回転方向に関して超音波を収束させることができ、方位分解能を向上させることができる。

40

【0036】

また、上記実施形態では、キャップ 30 の超音波が通過する領域付近にのみ疎密領域を形成するようにしたが、本発明はこれに限定されず、キャップ 30 の全体に疎密領域を形成するようにしてもよい。

【0037】

また、上記実施形態では、キャップ 30 内へ水を流入させるようにしたが、本発明はこれに限定されず、水の代わりに、生理食塩水などの他の液体を用いてもよい。

【0038】

また、上記実施形態では、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として超音波トランス

50

デューサ 3 1 を回転させる超音波プローブ 1 1 を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、超音波トランスデューサ 3 1 を揺動、あるいはスライドさせて生体に超音波を走査する超音波プローブについても本発明を適用することができる。

【0039】

また、上記実施形態では、超音波の送受信を行う超音波トランスデューサ 3 1 を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、超音波の送信または受信のみを行う超音波トランスデューサについても本発明を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図 1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

10

【図 2】超音波プローブの先端部分の構造を示す断面図である。

【図 3】超音波トランスデューサの構成およびトランスレータの電氣的構成を示す説明図である。

【図 4】キャップの外観を示す側面図である。

【図 5】メッシュ状部分の音響インピーダンスに対する受信感度の向上量を示すグラフである。

【図 6】キャップのメッシュ状部分の作成方法を示す説明図である。

【図 7】キャップの周囲にバルーンを取り付けた例を示す超音波プローブの先端部分の断面図である。

【図 8】キャップに凹部を配設した例を示す超音波プローブの先端部分の断面図である。

20

【図 9】キャップの孔の間隔を回転軸方向に段階的に変化させた例を示す超音波プローブの先端部分の断面図である。

【図 10】キャップの孔の幅を回転軸方向に段階的に変化させた例を示す超音波プローブの先端部分の断面図である。

【符号の説明】

【0041】

2 超音波診断装置

10 内視鏡

11 超音波プローブ

12 超音波観測器

30

30 キャップ

30 a 孔

30 b 凹部

31 超音波トランスデューサ

32 コントロールケーブル

33 台座

41 圧電素子

42 音響整合層

43 a、43 b 電極

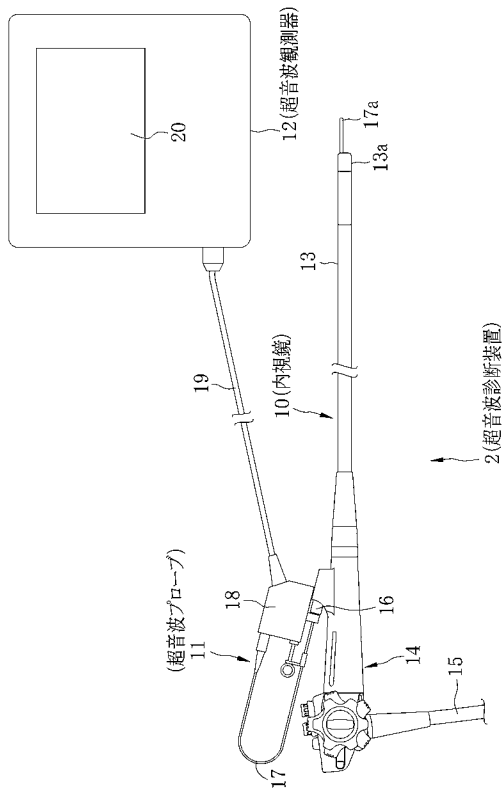
50 骨格

40

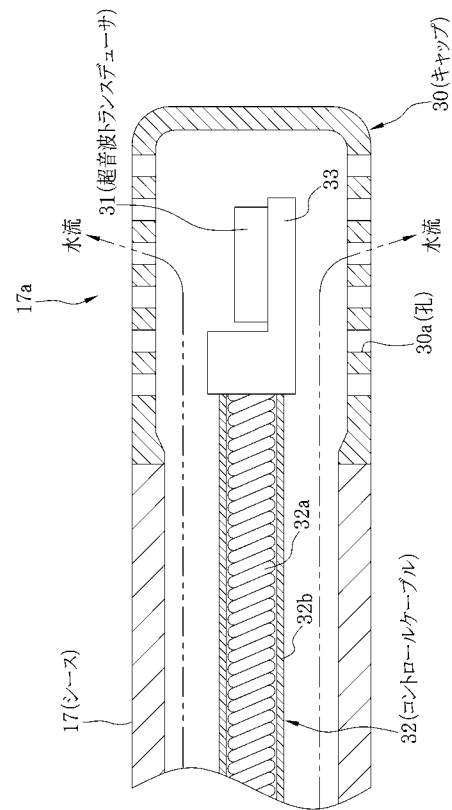
51 ワイヤ

52 バルーン

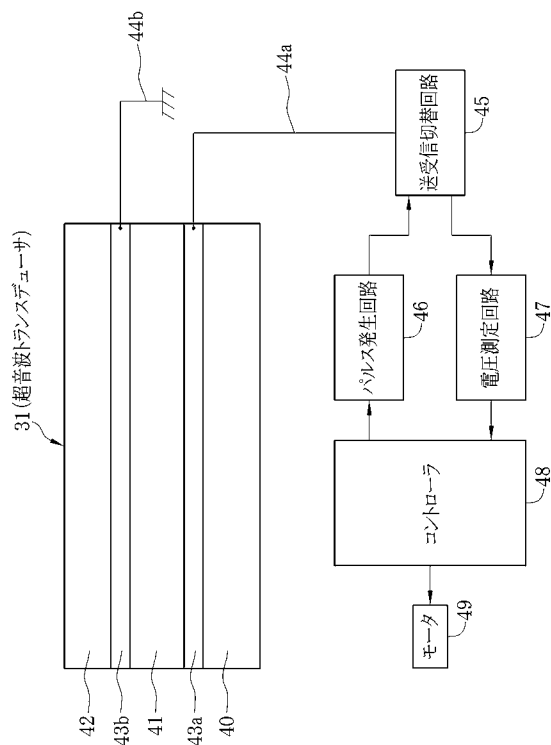
【図 1】



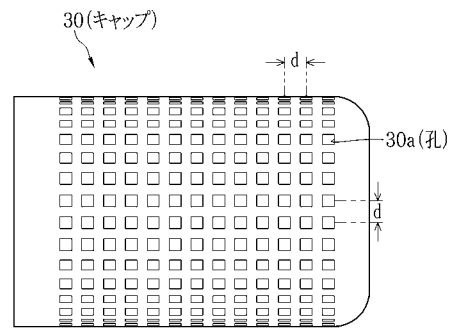
【図 2】



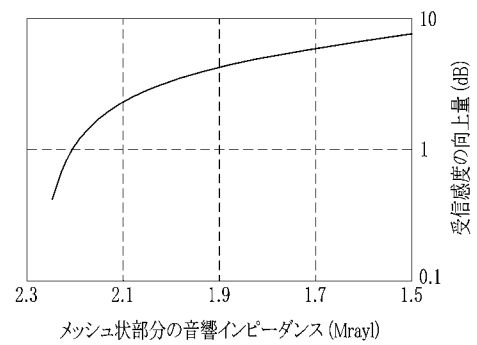
【図 3】



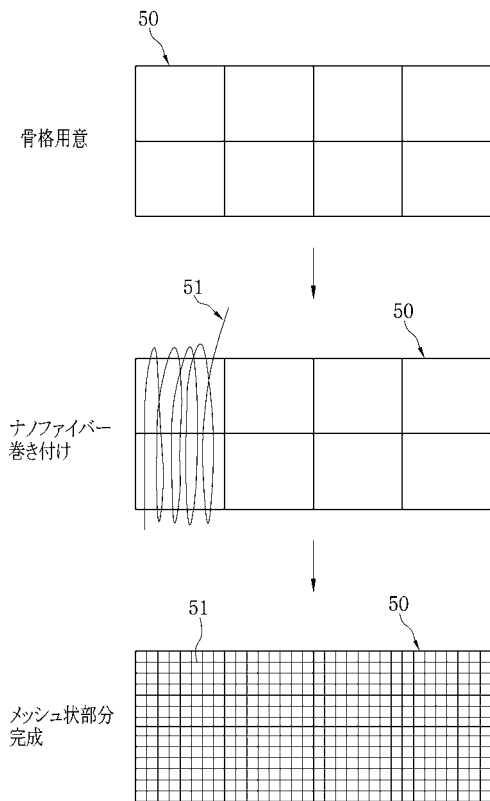
【図 4】



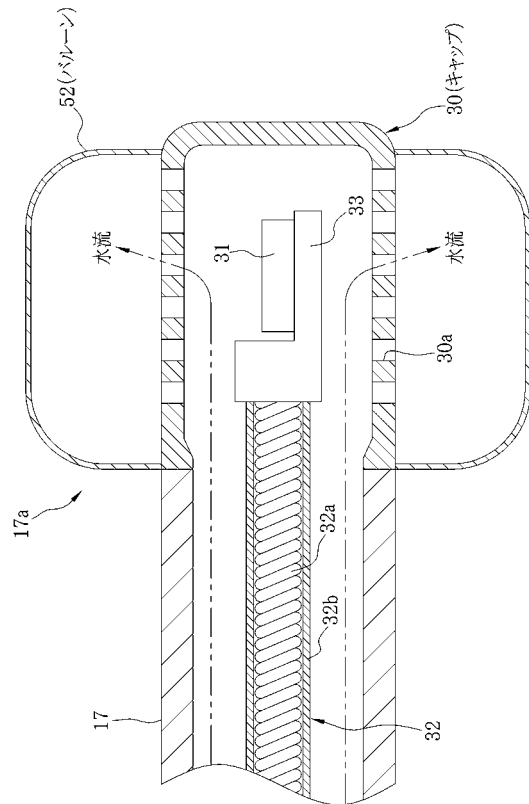
【図 5】



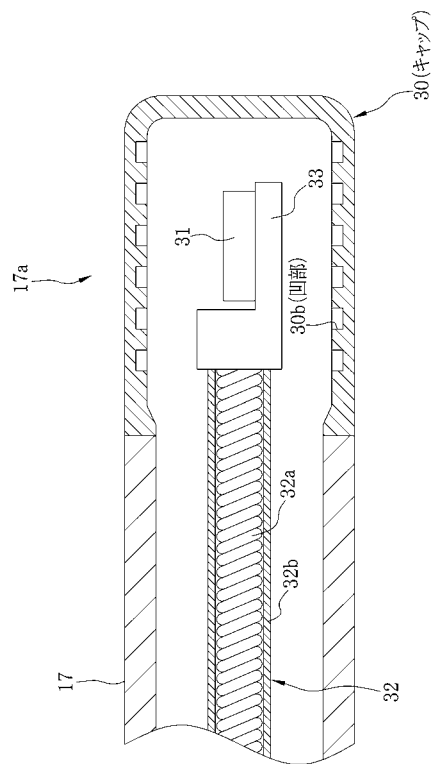
【図 6】



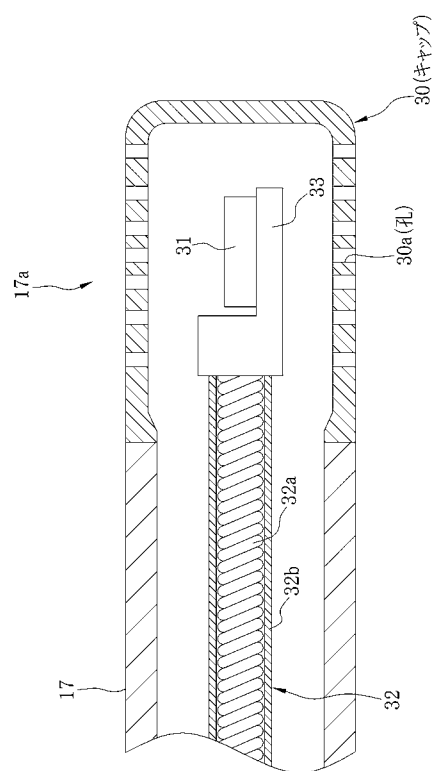
【図 7】



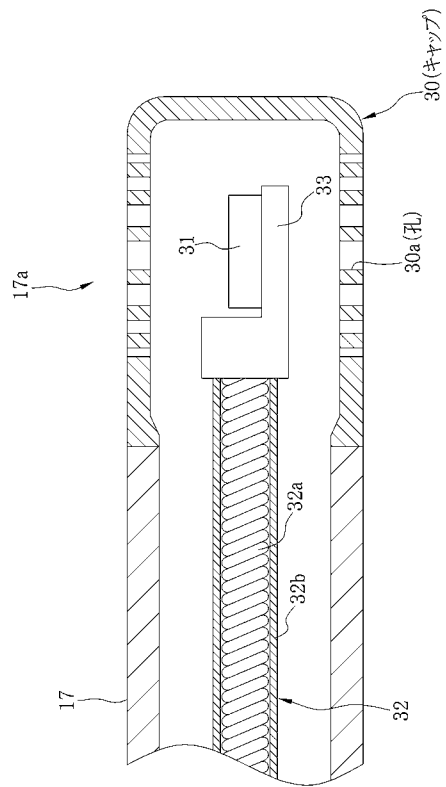
【図 8】



【図 9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 糸井 啓友
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平1-300938 (JP, A)
特開平3-176038 (JP, A)
特開平10-262972 (JP, A)

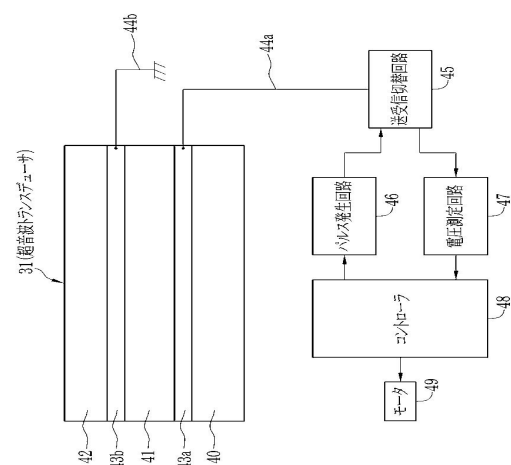
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP4517239B2	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2005061156	申请日	2005-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司 富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦 田中俊積 糸井啓友		
发明人	大澤 敦 田中 俊積 糸井 啓友		
IPC分类号	A61B8/12 A61F2/958		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/12 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GB32 4C601/GC02 4C601/GC13 4C601/GC22		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2006239240A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头，可以在不改变盖子材料的情况下提高接收灵敏度。解决方案：超声波探头具有超声波换能器31，其发射和接收超声波和围绕换能器的帽30，并通过帽30用超声波扫描活体。通过形成网状部分来降低网状部分的声阻抗。在帽30的超声波通过的部分中具有多个孔30a的网状部分，并且通过使网状部分的密度（孔30a的排列间距）小于超声波的波长，和接收灵敏度得到改善。水从护套17流入帽30的内部，并通过孔30a流出到外部。通过提供凹槽而不是孔30a可以获得降低的声阻抗。此外，还可以通过改变孔30a或凹槽的排列间距来给出声透镜效应。Z

【 図 3 】



【 図 】

【 図 】