

(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2007-82629

(P2007-82629A)

(43) 公開日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-272754 (P2005-272754)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成17年9月20日 (2005.9.20)		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	100075281
			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	佐藤 智夫
			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

最終頁に続く

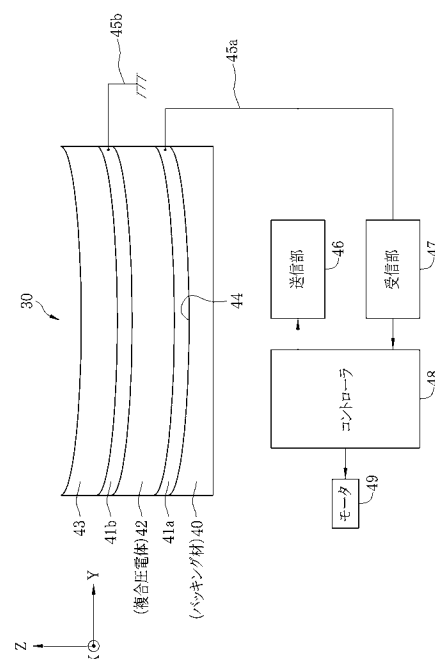
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 超音波の深達性を十分に向上させることができる超音波プローブを提供する。

【解決手段】 超音波プローブ11の超音波トランスデューサ30は、圧電体と高分子材料とからなる複合圧電体42で形成され、シース17の長手方向(Y軸方向)および短手方向(X軸方向)における超音波の焦点位置 F_X 、 F_Y が略一致するように、曲面形状を有するバックキング材に固着されている。超音波の深達性を向上させることができる。したがって、より高画質な超音波断層画像を取得することができ、正確な医療診断を行うことができる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波伝達媒体が充填されたシース内で超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記シースを介して被検体の被観察部位に超音波を走査する超音波プローブにおいて、前記シースの長手方向および短手方向における前記超音波の焦点位置が略一致するように、前記超音波トランスデューサを曲面上に配置したことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサは、圧電体と高分子材料とからなる複合圧電体で形成され、曲面形状を有するバッキング材に固着されてい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】

前記複合圧電体は、ポリマーマトリックス中に角柱または円柱状の圧電体ロッドが立設された 1 - 3 型であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複合圧電体は、ポリマー中に圧電体の粉体が分散された 0 - 3 型であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記曲面は、シリンドリカル形状であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに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を機械的に変位させ、被検体の被観察部位に超音波を走査する超音波プローブに関する。

【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被検体の被観察部位に超音波を照射し、そのエコー信号を電気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被検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被検体内のどの箇所にあるかを観測しながら行う。

【0003】

内視鏡の鉗子口に挿入するタイプの超音波プローブは、患者の負担を減らすために径を細くする必要があり、このために超音波トランスデューサには小型のものが用いられている。また、超音波の使用周波数帯域が 10 MHz 以上と高く、超音波が短い距離で減衰してしまうため、超音波の深達性が悪いという問題があった。

【0004】

上記問題を解決するために、従来は、超音波トランスデューサに音響レンズを取り付け、この音響レンズで超音波ビームを集束させることで、超音波の深達性を向上させていた。また、同様の目的で、超音波トランスデューサが内蔵されたシース表面を凸面形状に形成して、音響レンズの役割を担わせた超音波プローブ（特許文献 1 参照）や、超音波プローブに用いられる材料と被観察部位の音響インピーダンスの違いにより、超音波ビームが自然に集束することを利用して、シースの材質を変えて超音波の焦点を変更するようにした超音波プローブ（特許文献 2 参照）も提案されている。さらには、凹面音響レンズと凸面ミラーとを組み合わせ、超音波ビームを集束させるようにした超音波プローブ（特許文献 3）が提案されている。

【特許文献1】特開平10-71149号公報

【特許文献2】特開2004-147673号公報

【特許文献3】特開平7-184898号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1～3に記載の超音波プローブでは、図10に示すように、シース100の長手方向（Y軸方向）および短手方向（X軸方向）の両方における、超音波トランスデューサ101からの超音波の焦点位置 f_x 、 f_y を考慮しておらず、長手方向と短手方向とで超音波の焦点位置 f_x 、 f_y が異なるため、Z軸上の超音波の強度は、図11に示すように、2つの焦点位置付近でピークをもつ、全体的に強度の弱い特性となり、超音波の深達性を十分に向上させているとは言い難かった。 10

【0006】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、超音波の深達性を十分に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】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は、超音波伝達媒体が充填されたシース内で超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記シースを介して被検体の被観察部位に超音波を走査する超音波プローブにおいて、前記シースの長手方向および短手方向における前記超音波の焦点位置が略一致するように、前記超音波トランスデューサを曲面上に配置したことを特徴とする。 20

【0008】

なお、前記超音波トランスデューサは、圧電体と高分子材料とからなる複合圧電体で形成され、曲面形状を有するバッキング材に固着されていることが好ましい。

【0009】

前記複合圧電体は、ポリマーマトリックス中に角柱または円柱状の圧電体ロッドが立設された1-3型、あるいは、ポリマー中に圧電体の粉体が分散された0-3型であることが好ましい。

【0010】

前記曲面は、シリンドリカル形状であることが好ましい。 30

【発明の効果】

【0011】

本発明の超音波プローブによれば、シースの長手方向および短手方向における超音波の焦点位置が略一致するように、超音波トランスデューサを曲面上に配置したので、超音波の深達性を十分に向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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、被検体内に挿入される挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、内視鏡用モニタ（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、被検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モニタを介して観測することが可能となっている。 40

【0013】

超音波プローブ11は、内視鏡10の鉗子口16に挿通される。超音波プローブ11は、軟性部材からなる円筒形のシース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。

【0014】

超音波観測器 12 は、超音波断層画像を表示するモニタ 20 を備えている。なお、内視鏡用モニタとモニタ 20 とを兼用してもよい。

【0015】

図 2 において、シース 17 の先端 17a には、超音波トランスデューサ 30 が内蔵されている。超音波トランスデューサ 30 は、コントロールケーブル 31 が連結された台座 32 に載置されている。コントロールケーブル 31 は、フレキシブルシャフト 31a と、フレキシブルシャフト 31a を被覆する可撓チューブ 31b とからなる。

【0016】

フレキシブルシャフト 31a の先端は台座 32 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 30 は、フレキシブルシャフト 31a を回転軸として所定の回転速度で回転される。なお、以下の説明では、シース 17 の短手方向 (紙面に垂直な方向) を X 軸方向、長手方向を Y 軸方向、超音波トランスデューサ 30 から発せられる超音波ビームの照射方向を Z 軸方向と規定する。

【0017】

先端 17a の空間内には、超音波伝達媒体 33 が充填されている。この超音波伝達媒体 33 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 30 の回転を円滑にする潤滑油として働く。なお、超音波伝達媒体 33 としては、水、カルボキシルメチルセルロース (CMC) 水溶液、生理食塩水、ひまし油、流動パラフィンなどが用いられる。

【0018】

図 3 に示すように、超音波トランスデューサ 30 は、フェライトゴム製のバックギング材 40 上に、電極 41a、41b、複合圧電体 42、およびエポキシ樹脂製の音響整合層 43 が積層されてなる。バックギング材 40 の表面は、YZ 平面で切り取った断面が略半楕円形状の凹み 44 をもつ曲面形状となっており、電極 41a、41b で挟まれた複合圧電体 42 が固着されている。

【0019】

複合圧電体 42 は、例えば、図 4 (A) に示すように、ポリマーマトリックス 50 中に角柱 (または円柱) 状の圧電体 (圧電体ロッド) 51 が Z 軸方向に立設された 1-3 型複合圧電体 52、あるいは、(B) に示すように、ポリマー 53 中に圧電体の粉体 54 が分散された 0-3 型複合圧電体 55 などからなり、可撓性を有している。これにより、曲面形状を有するバックギング材 40 の表面に、複合圧電体 42 を固着することが可能となっている。

【0020】

図 3 に戻って、両電極 41a、41b には、配線 45a、45b がそれぞれ接続されている。電極 41b 側の配線 45b は、アースに接続されている。一方、電極 41a 側の配線 45a は、コントロールケーブル 31 内に挿通され、トランスレータ 18 内の送信部 46、および受信部 47 に接続されている。

【0021】

送信部 46 は、コントローラ 48 の制御の下に、超音波トランスデューサ 30 から超音波を発生させる際 (超音波の送信時) に、電極 41a、41b を介して複合圧電体 42 にパルス電圧を印加する。これにより、超音波トランスデューサ 30 は、所定の周波数帯域、例えば 10 ~ 30 MHz の超音波を発生する。

【0022】

図 5 に示すように、超音波トランスデューサ 30 から発せられる超音波は、超音波トランスデューサ 30 自体の曲面形状、およびシース 17 のレンズ効果により、X、Y 軸方向における焦点位置 F_x 、 F_y が一致している。これにより、Z 軸上の超音波の強度は、図 6 に示すように、焦点位置 $F_x = F_y$ 付近で強いピークをもつ特性となる。

【0023】

10

20

30

40

50

再び図 3 に戻って、受信部 47 は、コントローラ 48 の制御の下に、被観察部位からのエコー信号を超音波トランスデューサ 30 で受信した際（超音波の受信時）に、複合圧電体 42 に発生する電圧を測定し、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、受信部 47 から送信された測定結果を元に超音波断層画像を生成し、これを超音波観測器 12 に送信する。

【0024】

被検体内の超音波断層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 が被検体内に挿入され、内視鏡用モニタにより被検体内が観測されながら、被観察部位が探索される。

【0025】

被観察部位にシース 17 の先端 17a が到達し、フリーズが解除されて超音波断層画像を取得する指示がなされると、フレキシブルシャフト 31a を回転軸として、超音波トランスデューサ 30 が所定の回転速度で回転される。

【0026】

そして、コントローラ 48 により超音波トランスデューサ 30 の超音波の送受信が切り替えられながら、送信部 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 30 から超音波が発せられ、シース 17 を介して被観察部位に超音波が走査される。また、被観察部位からのエコー信号が超音波トランスデューサ 30 で受信され、受信部 47 により複合圧電体 42 に発生した電圧が測定される。

【0027】

被観察部位に超音波が走査される際には、超音波トランスデューサ 30 から発せられる超音波の X、Y 軸方向における焦点位置 F_x 、 F_y が、超音波トランスデューサ 30 自体の曲面形状、およびシース 17 のレンズ効果により一点に集束される。

【0028】

受信部 47 の測定結果はコントローラ 48 に送信され、これを元にコントローラ 48 で超音波断層画像が生成される。生成された超音波断層画像は、コード 19 を介して超音波観測器 12 に送信され、モニタ 20 に表示される。

【0029】

以上説明したように、X、Y 軸方向における超音波の焦点位置 F_x 、 F_y が一致するように、超音波トランスデューサ 30 を、曲面形状を有するバックギング材 40 上に固着したので、超音波の深達性を向上させることができる。したがって、より高画質な超音波断層画像を取得することができ、正確な医療診断を行うことができる。

【0030】

また、超音波トランスデューサ 30 を、圧電体と高分子材料とからなる複合圧電体 42 から形成したので、曲面形状を有するバックギング材 40 に簡単に固着することができ、工数の削減に寄与することができる。特に、1-3 型複合圧電体 52 は、電気-機械変換係数が大きいので、より好ましい。

【0031】

なお、超音波トランスデューサとしては、上記実施形態の超音波トランスデューサ 30 に限らず、例えば、図 7 に示す超音波トランスデューサ 60 を用いてもよい。超音波トランスデューサ 60 は、XZ、YZ 両平面で切り取った断面が略半楕円形状となった、いわゆるシリンドリカル形状の凹み 61 を有している。この凹み 61 は、超音波トランスデューサ 30 の場合と同様に、バックギング材の表面に形成されており、超音波トランスデューサ 60 は、この表面に上記実施形態と同様の複合圧電体を固着することで作製される。

【0032】

超音波トランスデューサ 60 から発せられる超音波の X、Y 軸方向における焦点位置 F_x' 、 F_y' は、図 8 に示すように、略一致しているが若干ずれるようになる。これにより、Z 軸上の超音波の強度は、図 9 に示すように、焦点位置 F_x' 、 F_y' 付近でブロードなピークをもつ特性となる。このようにすると、超音波の深達性の向上とともに、超音波の焦域を拡大することができる。

10

20

30

40

50

【0033】

上記実施形態では、内視鏡10の鉗子口16に挿入して使用される超音波プローブ11を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限らず、内視鏡と一体となった、いわゆる超音波内視鏡にも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図2】超音波プローブの先端の構造を示す拡大断面図である。

【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。

10

【図4】複合圧電体の例を示す図であり、(A)は1-3型、(B)は0-3型複合圧電体をそれぞれ示す。

【図5】X、Y軸方向におけるZ軸上の超音波の焦点位置を示す説明図である。

【図6】Z軸上の超音波の強度を示すグラフである。

【図7】超音波トランスデューサの別の実施形態を示す斜視図である。

【図8】図7に示す別の実施形態のX、Y軸方向におけるZ軸上の超音波の焦点位置を示す説明図である。

【図9】図7に示す別の実施形態のZ軸上の超音波の強度を示すグラフである。

【図10】従来の超音波トランスデューサのX、Y軸方向におけるZ軸上の超音波の焦点位置を示す説明図である。

20

【図11】従来の超音波トランスデューサによるZ軸上の超音波の強度を示すグラフである。

【符号の説明】

【0035】

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

17 シース

20 モニタ

30

30、60 超音波トランスデューサ

33 超音波伝達媒体

40 バッキング材

42 複合圧電体

48 コントローラ

50 ポリマーマトリックス

51 圧電体ロッド

52 1-3型複合圧電体

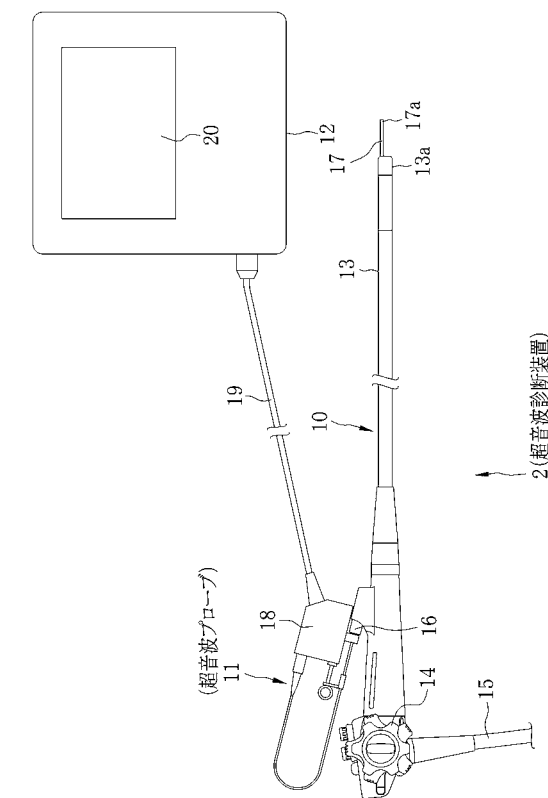
53 ポリマー

54 粉体

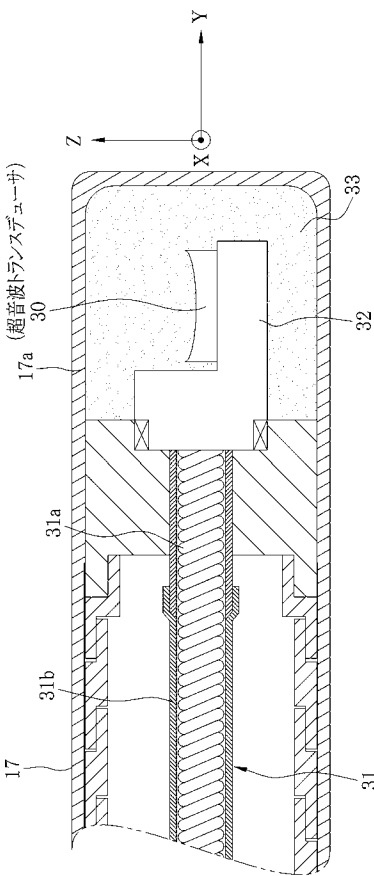
40

55 0-3型複合圧電体

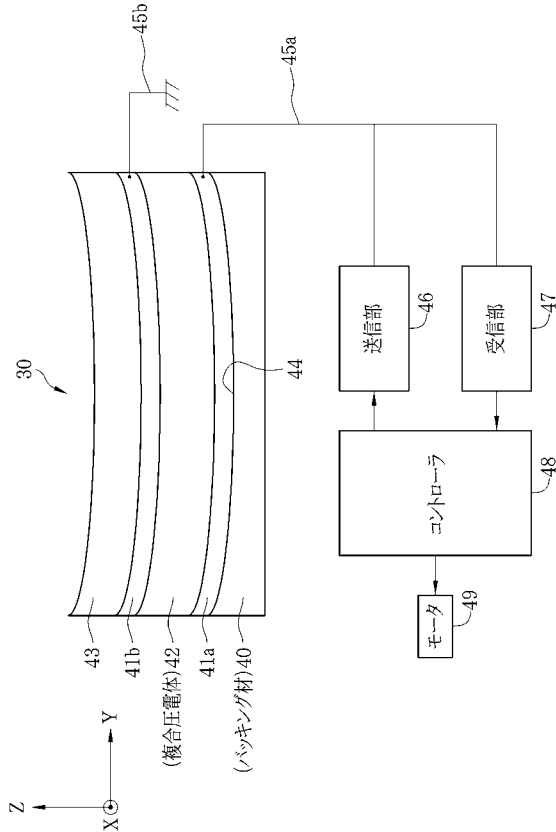
【図 1】



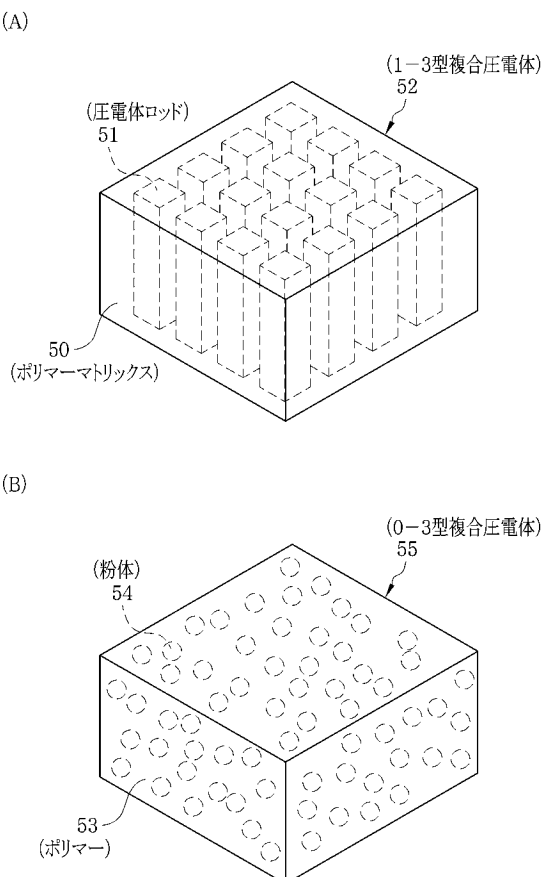
【図 2】



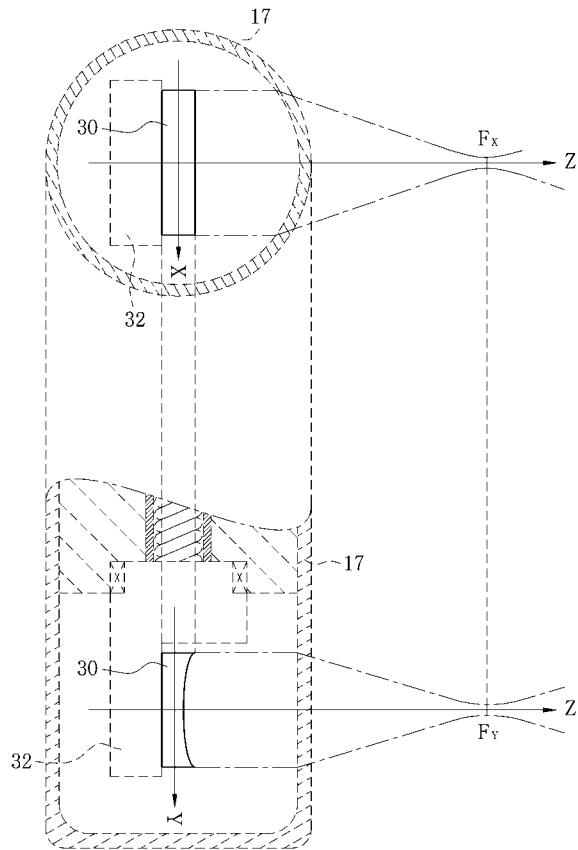
【図 3】



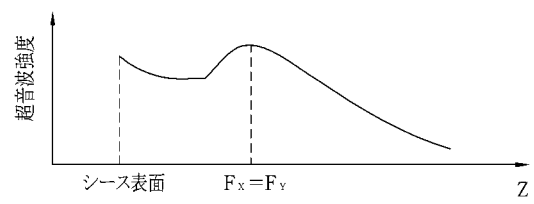
【図 4】



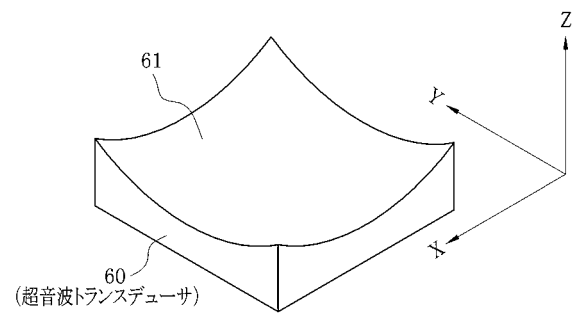
【図 5】



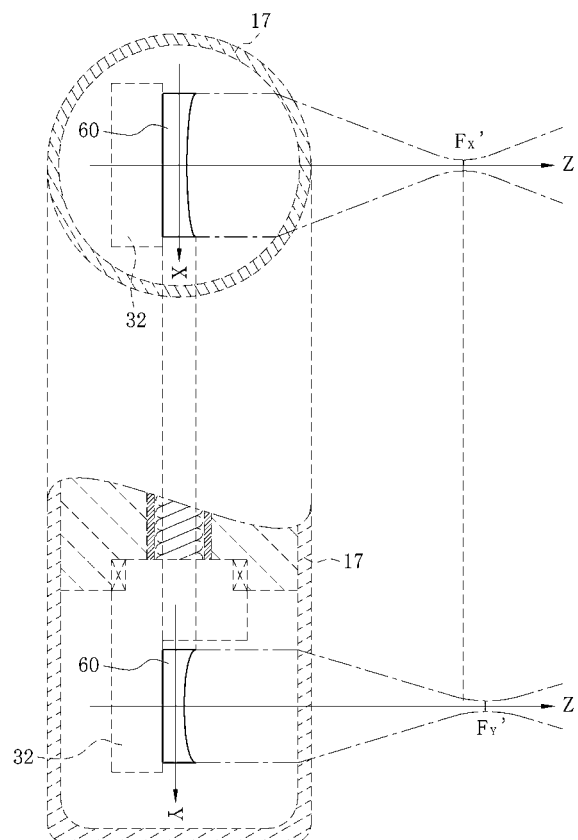
【図 6】



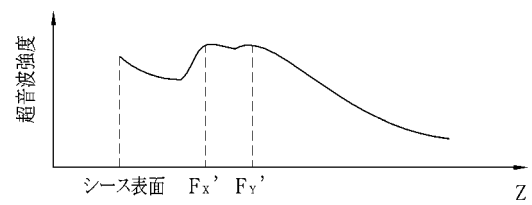
【図 7】



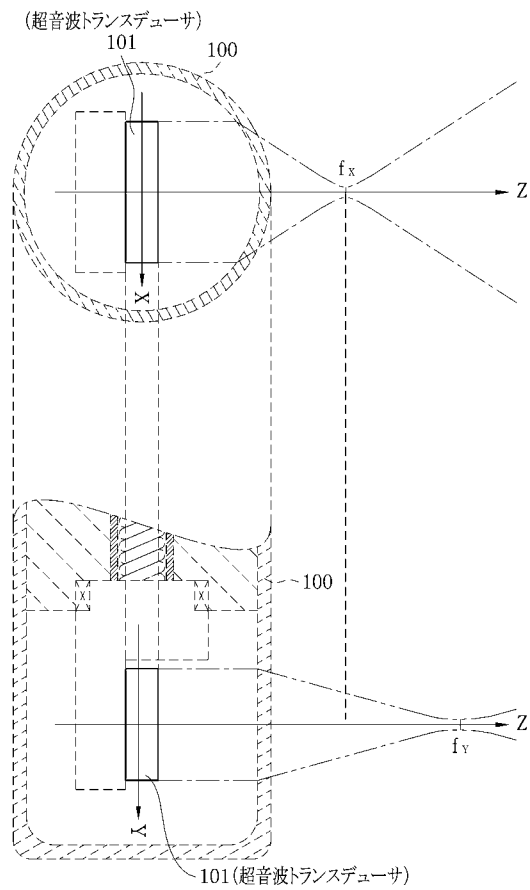
【図 8】



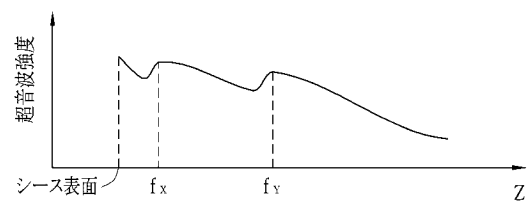
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB14 BB24 EE06 FE01 GA03 GA07 GB16 GB17 GB30
GB41 GB44 GB45 GB47 GC02 GC07 GC11 HH29
5D019 BB02 BB04 BB17 FF04

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2007082629A	公开(公告)日	2007-04-05
申请号	JP2005272754	申请日	2005-09-20
[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	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0629		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.332.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE06 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GA07 4C601/GB16 4C601/GB17 4C601/GB30 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB47 4C601/GC02 4C601/GC07 4C601/GC11 4C601/HH29 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够充分提高超声波的穿透性的超声波探头。超声波探头（11）的超声换能器（30）由压电体和聚合物材料制成的复合压电体（42）形成，并且护套（17）具有纵向（Y轴方向）和横向（X轴方向）。被固定到具有曲面形状的背衬材料上，使得（ ）中的超声波的焦点FX和F_y基本彼此重合。可以提高超声波的穿透性。因此，可以获得高质量的超声断层图像，并且可以执行准确的医学诊断。[选择图]图3

