

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4004806号
(P4004806)

(45) 発行日 平成19年11月7日(2007.11.7)

(24) 登録日 平成19年8月31日(2007.8.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2002-18878 (P2002-18878)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成14年1月28日(2002.1.28)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-210464 (P2003-210464A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年7月29日(2003.7.29)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成16年12月28日(2004.12.28)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	安達 日出夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	登坂 裕司
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	横井 武司
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内

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】

体腔内に挿入する細長状の超音波プローブにおいて、
 基本波超音波を送信する送信用圧電エレメントと、
 前記基本波超音波の送信によって対象物内に誘起される高調波信号を受信する受信用圧電
 エレメントと
 を具備し、
 挿入軸方向に細長く形成した台座の上に、複数の前記送信用圧電エレメントによる合成送
 信超音波音場の中心軸が前記受信用圧電エレメントが有する受信超音波音場の中心軸に一
 致するようにほぼ密接させて配置した
 ことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記密接させて配置した状態が先端方向より手元方向に向けて前記送信用圧電エレメント
 、前記受信用圧電エレメント、前記送信用圧電エレメントとなる順になっている
 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】

前記台座と反対面には、前記受信用圧電エレメントに適したダンピング特性の受信用ダン
 ピング層を前記受信用圧電エレメントに密接固定し、2つの前記送信用圧電エレメントに
 適したダンピング特性を有する受信用ダンピング層を前記送信用圧電エレメントに密接固
 定して具備させた

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記送信用ダンピング層より前記台座側に前記受信用ダンピング層が入り込むと共に、前記送信用ダンピング層により前記送信用圧電エレメントと前記受信用圧電エレメントとの隙間を埋めて一体的に構成した

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明はハーモニックイメージング超音波診断に用いられる超音波プローブに関する。

10

【0002】

【従来の技術】

内視鏡の鉗子孔を挿通させ、先端部で超音波振動子装着部を突き出し、生体組織、例えば胃壁に接触させ、胃壁の深部情報、例えば粘膜の層状構造を高い解像度で超音波像描出する超音波診断技術が重要視されつつある。

【0003】

これに対し、例えば短冊状圧電エレメントからなり、30MHzの中心周波数を持つ細径プローブが製品化されている。

【0004】

この細径プローブにおいては、該中心周波数で超音波を送受信することにより、周波数相応の良好な解像度が得られているが、一方で、検出できる深さ（深達度）の低下が起こり、診断領域を狭める結果につながり、診断の質を低下させる結果となっている。従って深達度の低下を引き起こさないで、解像度をより良くする改良が望まれている。

20

【0005】

一方、最近、体外用超音波診断分野での新しい診断モダリティとして、ハーモニックイメージング診断法が脚光を浴びている。

【0006】

ハーモニックイメージング診断法は、

(1) 超音波が生体中を伝播する時に、生体組織の非線形性の影響を受け基本波超音波に重畳する高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するティッシュハーモニックイメージング法と、

30

(2) 体内に造影剤バブルを注入し、送信超音波の照射によってバブルが破裂する時に発生する高調波を受信し、基本波超音波に重畳した高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するコントラストハーモニックイメージング法に分類される。

【0007】

これらはいずれも、従来のBモード断層像では得られないほどS/Nが良く、分解能の良好な診断画像が得られることがわかり、医療診断の診断精度の向上に寄与している。高調波の特徴はS/Nの向上によるコントラスト分解能の改善効果だけでなく、周波数が整数倍で高くなる、即ち深さ方向分解能がよくなったり、ビーム幅が小さくなることによる横方向分解能が向上すること、超音波の減衰を基本波並みの低さに抑えることが可能という大きな特徴がある。

40

【0008】

従来の体外用のハーモニックイメージング診断装置に用いられている超音波トランスデューサは、基本波送信も高調波受信も同一の圧電エレメントが用いられてきた。この場合、高調波信号の信号レベルが基本波に比べはるかに小さいので、ハーモニック画像の劣化に関わる基本波成分を効率よく除去する必要がある。そのために、パルスインバージョン、フェーズインバージョン、ガウシアンパルス利用などの特殊な技術が利用されている。

【0009】

これに対し、本出願人は、例えば特開2001-258879号公報において、これら特

50

殊な手法を必要としないハーモニックイメージング用の送受信分離型超音波トランスデューサを提案している。

【0010】

このハーモニックイメージング用の送受信分離型超音波トランスデューサは、基本波送信専用のリング状圧電エレメントと、その内円部に配置した受信専用の円板状圧電エレメントからなり、それぞれの圧電材料の組み合わせを最適に選ぶことによって、高感度でしかも高い選択性で高調波成分を抽出できるというものである。

【0011】

以上のように、本出願人は、本出願人が提案した送受信分離型超音波トランスデューサを用いれば、高調波を高感度、高選択性で検出できることを提案しているが、実験的にもこの効果を確認している。このトランスデューサ構造を、前述した細径プローブに適用することにより、高感度で、高解像度、しかも周波数のわりには減衰が少ない超音波送受信が可能になることが推測できる。

10

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、細径プローブは、針子孔を挿通させるため外径に制限がある。例えば外径2.8mmφの針子孔に挿通できるには、回転方向の振動子最大長はシース外径を2.4mmφ、その中に配置させる圧電エレメント幅は1.5mm程度に抑える必要がある。この場合、本出願人が既に提案しているリング型送信用圧電エレメントとその内円部に円板状受信用圧電エレメントを配置したトランスデューサ構造（特開2001-258879号公報の図10参照）を小型化したのでは、高調波受信感度に大きな影響を及ぼす送信用超音波振動子の開口面積を大きくとれない。

20

【0013】

すなわち、高調波の受信感度は送信超音波振動子の開口に比例し、受信超音波振動子の開口には関係しない。従って、最も大きな感度を示す場合は受信超音波振動子の開口が点で、送信超音波振動子の開口が全面に近い場合である。この場合において、例えば図14(a)で $a = 1.5\text{ mm}$ （幅）、 $b = 2.5\text{ mm}$ （長さ）の矩形圧電エレメント101の場合に対して、図14(b)の開口面積に等しい円板圧電エレメント102の直径Rは $R = 2 \times (1.5 \times 2.5 \div 3.14)^{0.5} = 2.2\text{ mm}$ となり、回転中心軸103まわりの回転半径は約1.5倍になる。この寸法では、内視鏡の針子孔に挿通させることは不可能になってしまう。従って、超音波振動子の開口は矩形開口とせざるを得ない。

30

【0014】

また、リング型送信用圧電エレメントとその内円部に円板状受信用圧電エレメントを配置したトランスデューサ構造では、上記のように開口長を大きくとれないことによって、音響焦点は振動子表面近くに近在化してしまい、音響焦点をバルーンシースの外側に配置することができない場合が出てくる。生体組織を診断する為には音響焦点はバルーンの外側に配置することが必要であり、それを可能とする構造が必要である。この理由からも超音波振動子の開口は矩形開口とせざるを得ない。

【0015】

一方、図15に示す矩形圧電エレメント101において、極力開口面積を大きくして感度向上を目論んだり、開口寸法を大きくして超音波の集束性を向上したり、音響焦点をシース外径より遠方にしようとする、矩形開口の長辺と短辺の比 $A (= 2a^2 / 2a1)$ は大きくなる。

40

【0016】

この比Aが大きくなるにつれて中心軸音場の最終ピーク点、即ち音響焦点における音圧は、大きく変動する近距離音場におけるピーク点における音圧よりも小さくなることが知られている（図16～図19）。

【0017】

これは、最終ピーク点、即ち音響焦点近傍における超音波診断像の輝度が得られなかったり、近距離音場領域に存在するバルーン壁等による多重反射の影響を受け、良質のBモー

50

ド像が得られないことを意味している。従って矩形開口でありながら中心軸音場の最終ピーク点、即ち音響焦点における音圧が近距離音場領域におけるピーク音圧よりもできるだけ大きくする必要がある。

【0018】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、受信超音波を高感度、高選択性で検出でき、しかも音響焦点が生体組織の最適位置に来るようにでき、かつ、その点における音圧が近距離音場におけるピーク音圧より低下させることを防ぐことのできる超音波プローブを提供することを目的としている。

【0019】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波プローブは、体腔内に挿入する細長状の超音波プローブにおいて、基本波超音波を送信する送信用圧電エレメントと、前記基本波超音波の送信によって対象物内に誘起される高調波信号を受信する受信用圧電エレメントとを具備し、挿入軸方向に細長く形成した台座の上に、複数の前記送信用圧電エレメントによる合成送信超音波音場の中心軸が前記受信用圧電エレメントが有する受信超音波音場の中心軸に一致するようにほぼ密接させて配置して構成される。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0021】

図1ないし図13は本発明の一実施の形態に係わり、図1は超音波プローブの構成を示す構成図、図2は図1の超音波プローブに採用可能なフレキシブルシャフトを示す図、図3は図1の超音波振動子の構成を示す構成図、図4は図3の超音波振動子の形状を示す図、図5は図3の超音波振動子の音場特性を示す第1の特性図、図6は図3の超音波振動子の音場特性を示す第2の特性図、図7は図3の超音波振動子の電極接続を説明する図、図8は図3の超音波振動子の電極接続の変形例を説明する図、図9は図3の超音波振動子の製造方法を説明する第1の図、図10は図3の超音波振動子の製造方法を説明する第2の図、図11は図3の超音波振動子の製造方法を説明する第3の図、図12は図3の超音波振動子の製造方法を説明する第4の図、図13は図3の超音波振動子の製造方法を説明する第5の図である。

【0022】

図1に示すように、本実施の形態の超音波プローブ1は、例えば内視鏡の鉗子チャンネルに挿通され体腔内に挿入されるプローブであって、送信基本波超音波2を送信し高調波を含む受信超音波3を受信する超音波振動子4を内設した体腔壁に密着可能なバルーン5と、このバルーン5に連設されたシース6とからなり、シース6のシース内空間7には超音波振動子4を先端に配した超音波振動子4に接続され信号を送受するための2芯同軸ケーブル8が設けられている。

【0023】

バルーン5内には音響カプラ液9が充填されており、また2芯同軸ケーブル8は、ボールベアリング等からなる回転支持部材10を介して超音波振動子4に接続され、バルーン5とシース6は回転支持部材10により水密に接続される(すなわち、音響カプラ液9がバルーン5のみに充填・保持されている)。そして、2芯同軸ケーブル8が回転することにより超音波振動子4が回転軸11を中心に回転可能となっている。

【0024】

なお、2芯同軸ケーブル8の代わりに、図2に示すように、中空密着コイル12からなり2本の1芯同軸ケーブル13a、13bをスプライン状に巻いて収納しているフレキシブルシャフト14を設けてもよい。

【0025】

本実施の形態の超音波振動子4は、送受信分離型構造として感度を向上させる構造としている。そのため、図3に示すように、一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a

10

20

30

40

50

、21bと、これらに挟まれるように配置させる高調波検出目的の受信用圧電エレメント22を直線状に配列させ、一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bからの送信基本波超音波2を音響レンズ23を介して送信させている。

【0026】

なお、一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bには送信圧電エレメント用ダンピング層25が設けられ、また受信用圧電エレメント22には受信圧電エレメント用ダンピング層26が設けられている。音響レンズ23の裏面と基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21b及び受信用圧電エレメント22の裏面に電極があり、音響レンズ23の裏側はGND側電極になっている。

【0027】

ここで、図4に示すように、それぞれの基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21b及び受信用圧電エレメント22の一辺は等しい寸法に揃えられ、その辺の中心線を回転軸とする。さらに、一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bによって形成される超音波送信音場の中心軸と受信用圧電エレメント22による超音波受信音場の中心軸が一致するように構成させ、該中心軸上に音響焦点24を結ばせている。

【0028】

一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bからなる送信主面の縦横比(b/a)を1.5~2.0程度になるようにして、音圧、焦点位置、近距離音場におけるピーク音圧の低減をはかり、良好な超音波診断像を得るようにしている。

【0029】

これにより高調波を用いることによって、空間分解能やコントラスト分解能が基本波で受信する場合に比べ改良される。高調波を用いることの更に大きなメリットは近距離音場におけるピーク音圧を低減できることである。これによって音響焦点における音圧の方が大きくなり、実質的に超音波の深達度が改良される。

【0030】

図5はその様子を示したもので、主面の長辺と短辺の比Aが3程度になっても基本波の場合(図6)と異なり、近距離音場におけるピーク音圧の方が大きくなることは無い。また音響焦点も遠方になり、深達度が良くなることが分かる。

【0031】

しかし一方で、音響焦点におけるピーク音圧は円形開口や主面の長辺と短辺の比Aが1の場合に比較して半減することになる(図5: $A=3$)。そこで、それぞれの基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bの主面の長辺と短辺の比A($=c/a$)を略1とすることで(図4参照)、本実施の形態では、基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bの基本波の音響焦点における合成ピーク音圧を大きくすると共に、受信超音波を高感度、高選択性で検出でき、しかも音響焦点が生体組織の最適位置に来るようにでき、かつ、その点における音圧が近距離音場におけるピーク音圧より低下させるを防ぐことを可能としている。

【0032】

なお、基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bは、例えば、ジルコンチタン酸鉛PZTやピスマス層状構造体等の圧電セラミクスまたは水晶、ニオブ酸リチウム、KNbO₃(ニオブ酸カリウム)等の単結晶からなる圧電素子である。受信用圧電エレメント22は、例えば、ポリ弗化ビニリデン、シアン化ビニリデン等の高分子樹脂からなる高分子圧電素子、またはエポキシ樹脂等に柱状圧電セラミクスを分布させた複合圧電素子である。

【0033】

また、2つの基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bのGND電極と、受信用圧電エレメント22のGND電極の3つのGND電極は同電位とする必要がある。この3つのGND電極を同電位とする手段として、図7に示すように、片面に2芯同軸ケーブル8のシールド線31が接続された電極が形成された樹脂膜(図示せず)の電極側に3つのGND電極を接着剤で接合した構造にする。この樹脂膜は後で凹面加工し、音響レンズ

10

20

30

40

50

23として用いても良いし、また、樹脂膜だけを除去し、電極膜として残しても良い。樹脂膜を音響整合層として用いてもよい。

【0034】

また、受信用圧電エレメント22の駆動電圧入力側の入力電極32は2芯同軸ケーブル8の一方の信号線33に半田にて接続され、例えば基本波送信用矩形開口圧電エレメント21aの駆動電圧入力側の入力電極34は2芯同軸ケーブル8の他方の信号線35に半田にて接続されている。ここで、基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bの駆動電圧入力側の入力電極34、36は同電位にする必要があるため、同電位設定用配線37にて半田により入力電極34、36が接続されている。

【0035】

なお、これらの基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bは受信用圧電エレメント22を挟むように隔離されているので、これらを同電位にするために、上記の如く接続すると、両者間をワイヤで接続すると2つの基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bの片方はワイヤ接続点が1つだが、他の基本波送信用矩形開口圧電エレメントは同軸ケーブルへの接続を含めて2つとなる。

【0036】

接続点は圧電振動に対する質量負荷となり、2つの基本波送信用矩形開口圧電エレメントの振動振幅に差が発生してしまい、超音波音場の対称性に悪影響する。また半田つけによる接続だと、半田点のばらつきによって質量負荷の大きさに差異を生ずる。低周波用で圧電エレメントの厚さが厚い時や、面積が大きい時は前記質量負荷のわずかな差異が生じて

【0037】

その手段として、図8に示すように、配線は超音波ワイヤボンディングで行い、かつ、圧電エレメント近傍の隔絶した位置に中継用基板41を設け、この中継用基板41に形成された電極パッドにそれぞれの圧電エレメントからの配線の中継する。即ち1つの圧電エレメントにはいずれも半田を用いず、一点のワイヤ接続点42、43、44が一本の細く腰の無いワイヤ45、46、47により中継用基板の電極パッド48、49、50に中継される。なお、2芯同軸ケーブル8のシールド線31もまた中継用基板のGND電極パッド51に接続される。

【0038】

ここで、本実施の形態の超音波振動子4の製造方法について説明する。

【0039】

図9に示すように、片面全面電極形成した受信用圧電板61の電極形成面側に複数の溝62を形成し、最終的に音響レンズ23に加工される樹脂性台板63に受信用圧電板61の電極形成面を接合する。この樹脂性台板63は、超音波プローブ内の圧電エレメントと超音波伝達媒体との音響整合を行う音響整合層を兼ねる。

【0040】

次に図10に示すように、切削加工面にて受信用圧電板61の上面より切削を行い、図11に示すような受信用圧電エレメント22を形成し、受信用圧電エレメント22の表面に対してマスクを用いて部分電極を形成する。

【0041】

続いて、図12に示すように、電極形成面側に複数の溝65を形成した片面全面電極形成した送信用圧電板64を、該溝65中央部に受信用圧電エレメント22が収まるように樹脂性台板63に送信用圧電板64の電極形成面を接合する。そして、切削加工面にて送信用圧電板64の上面より切削を行い、図13に示すような基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bを形成し、基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a、21bの表面に対してマスクを用いて部分電極を形成する。その後、切断部70にて切断すること

10

20

30

40

50

で、音響レンズ 2 3 に加工される前の超音波振動子 4 の処理前構造体 7 1 が形成される。この処理前構造体 7 1 の樹脂性台板 6 3 に音響レンズ 2 3 を加工することで、容易且つ安価に複数の超音波振動子 4 を製造することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

[付 記]

(付 記 項 1) 前記台座は、2つの前記送信用圧電エレメントを所望の位置にフォーカスできるように構成した音響レンズを兼ねる

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 3 】

(付 記 項 2) 前記台座は、超音波プローブ内の圧電エレメントと超音波伝達媒体との音響整合を行う音響整合層を兼ねる

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 4 】

(付 記 項 3) 前記台座に配線の中継するための中継板が接続されている

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 5 】

(付 記 項 4) 各圧電エレメントへの信号送受用の配線が、ひとつの圧電エレメントに対し単一の接続がされている

ことを特徴とする付記項 3 に記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 6 】

(付 記 項 5) 前記配線と接続はワイヤボンディングによって形成された

ことを特徴とする付記項 3 または 4 に記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 7 】

(付 記 項 6) 前記台座には各圧電エレメントの超音波送信側電極の電位をいずれも接地電位にさせるための共通電極が形成されている

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 付記項 1 ないし 5 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 8 】

(付 記 項 7) 前記中継板は両面に電極が形成された基板であり、片方の電極は共通電極に接続され、他方の面には一对の電極パッドが形成されている

ことを特徴とする付記項 3 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 4 9 】

(付 記 項 8) 前記送信用圧電エレメントは、その 2 辺の比が 1 以上 2 以内にある

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 付記項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【 0 0 5 0 】

(付 記 項 9) 前記台座上に圧電エレメントを接続配置させる方法が、

その片面に電極が形成され、その面が最終的に受信用圧電エレメントの短辺の長さとなる寸法を残し、最終的な受信用圧電エレメントの厚さとなる深さの複数の溝が形成された受信用圧電エレメント材料板を製造する第 1 の工程と、

その片面に電極が形成され、その面が最終的に送信用圧電エレメントの短辺の長さとなる寸法を残し、最終的な送信用圧電エレメントの厚さとなる深さを上回る深さの複数の溝が形成された送信用圧電エレメント材料板を製造する第 2 の工程と、

前記第 1 の工程で作成した受信用圧電エレメント材料板をその電極側面が台座上に形成した電極に向き合う様に接合する第 3 の工程と、

接合された前記受信用圧電エレメント材料板の電極が形成されていない面を研削して、最終的な受信用圧電エレメントの厚さに加工作る第 4 の工程と、

前記のように研削して得られる受信用圧電エレメントの電極未形成面に、その側面がコートされないように電極形成する第 5 の工程と、

前記第 2 の工程で作成した送信用圧電エレメント材料板をその電極側面が台座上に形成し

10

20

30

40

50

た電極に向き合い、かつその満都が前記第 5 の工程までの工程で形成した受信用圧電エレメントを跨ぐ様に配置させ接合する第 6 の工程と、
接合された前記送信用圧電エレメント材料板の電極が形成されていない面を研削して、最終的な送信用圧電エレメントの厚さに加工する第 7 の工程と、
前記第 7 の工程のように研削して得られる送信用圧電エレメントの電極未形成面に、その側面がコートされないように電極形成する第 8 の工程と
を用いたことを特徴とする超音波プローブの製造方法。

【 0 0 5 1 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、受信超音波を高感度、高選択性で検出でき、しかも 10
音響焦点が生体組織の最適位置に来るようにでき、かつ、その点における音圧が近距離音場におけるピーク音圧より低下させることを防ぐことができるという効果がある。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の一実施の形態に係る超音波プローブの構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の超音波プローブに採用可能なフレキシブルシャフトを示す図

【 図 3 】 図 1 の超音波振動子の構成を示す構成図

【 図 4 】 図 3 の超音波振動子の形状を示す図

【 図 5 】 図 3 の超音波振動子の音場特性を示す第 1 の特性図

【 図 6 】 図 3 の超音波振動子の音場特性を示す第 2 の特性図

【 図 7 】 図 3 の超音波振動子の電極接続を説明する図 20

【 図 8 】 図 3 の超音波振動子の電極接続の変形例を説明する図

【 図 9 】 図 3 の超音波振動子の製造方法を説明する第 1 の図

【 図 1 0 】 図 3 の超音波振動子の製造方法を説明する第 2 の図

【 図 1 1 】 図 3 の超音波振動子の製造方法を説明する第 3 の図

【 図 1 2 】 図 3 の超音波振動子の製造方法を説明する第 4 の図

【 図 1 3 】 図 3 の超音波振動子の製造方法を説明する第 5 の図

【 図 1 4 】 送受信分離型超音波トランスデューサの送信用超音波振動子の開口面積を説明する図

【 図 1 5 】 矩形圧電エレメントの形状を示す図

【 図 1 6 】 図 1 5 の矩形圧電エレメントの音場特性を示す第 1 の特性図 30

【 図 1 7 】 図 1 5 の矩形圧電エレメントの音場特性を示す第 2 の特性図

【 図 1 8 】 図 1 5 の矩形圧電エレメントの音場特性を示す第 3 の特性図

【 図 1 9 】 図 1 5 の矩形圧電エレメントの音場特性を示す第 4 の特性図

【 符号の説明 】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 送信基本波超音波

3 ... 受信超音波

4 ... 超音波振動子

5 ... バルーン

6 ... シース 40

7 ... シース内空間

8 ... 2 芯同軸ケーブル

9 ... 音響カブラ液

1 0 ... 回転支持部材

1 1 ... 回転軸

1 2 ... 中空密着コイル

1 3 a , 1 3 b ... 1 芯同軸ケーブル

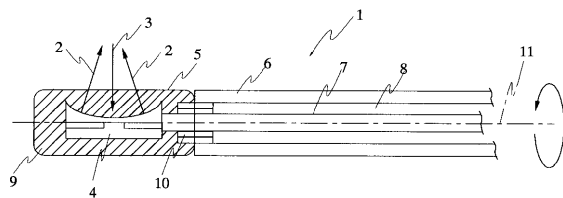
1 4 ... フレキシブルシャフト

2 1 a , 2 1 b ... 基本波送信用矩形開口圧電エレメント

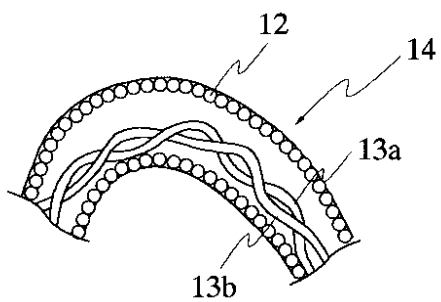
2 2 ... 受信用圧電エレメント 50

- 2 3 ... 音響レンズ
 2 4 ... 音響焦点
 2 5 ... 送信圧電エレメント用ダンピング層
 2 6 ... 受信圧電エレメント用ダンピング層

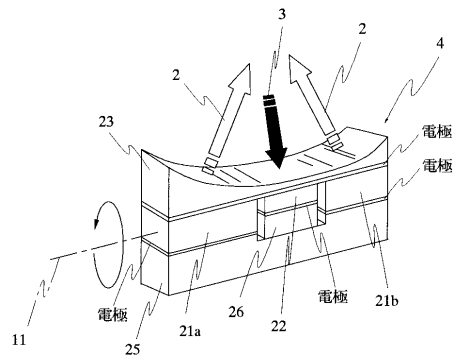
【図 1】



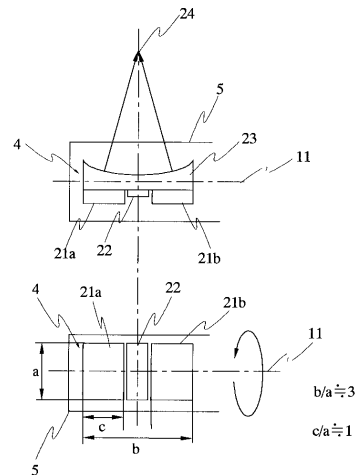
【図 2】



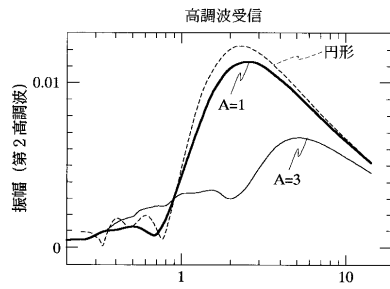
【図 3】



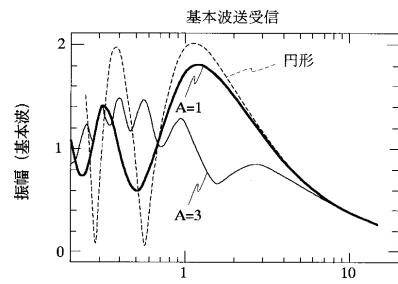
【図 4】



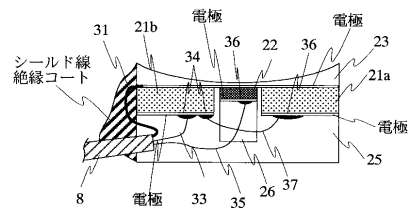
【図 5】



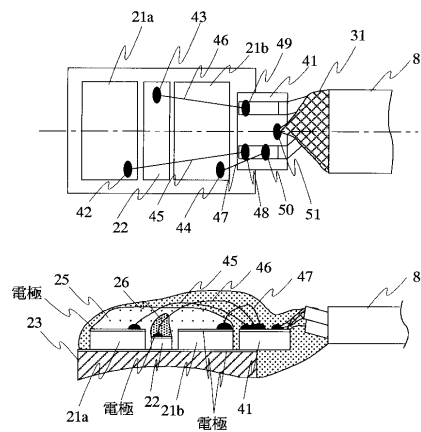
【図 6】



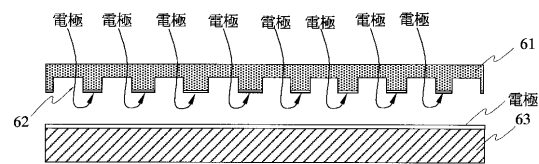
【図 7】



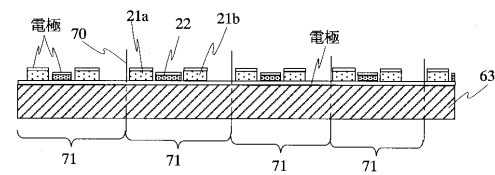
【図 8】



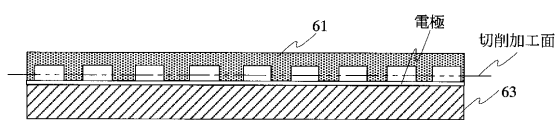
【図 9】



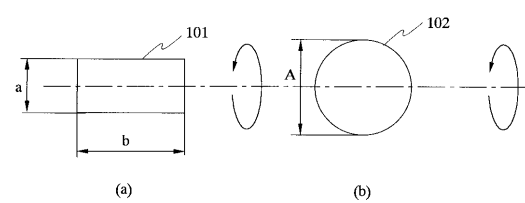
【図 13】



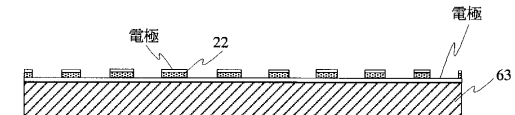
【図 10】



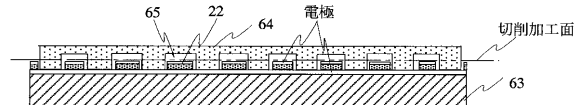
【図 14】



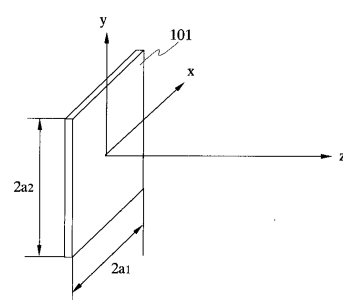
【図 11】



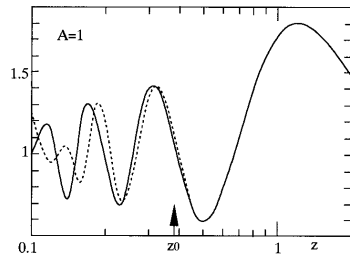
【図 12】



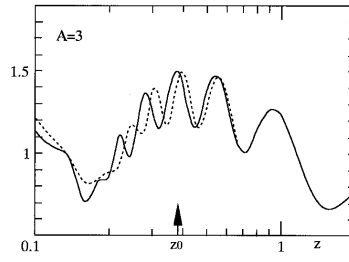
【図 15】



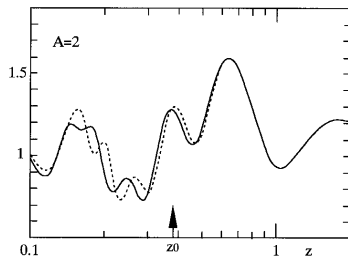
【 図 16 】



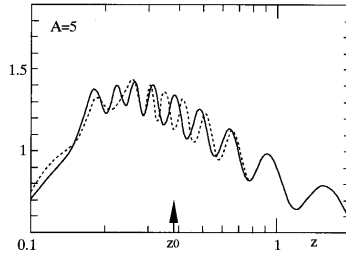
【 図 18 】



【 図 17 】



【 図 19 】



フロントページの続き

(72)発明者 徳田 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平7 - 227395 (J P , A)
特開2001 - 258879 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP4004806B2	公开(公告)日	2007-11-07
申请号	JP2002018878	申请日	2002-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 登坂裕司 横井武司 徳田一成		
发明人	安達 日出夫 登坂 裕司 横井 武司 徳田 一成		
IPC分类号	A61B8/12 B06B1/06 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 B06B1/06.Z H04R17/00.330.A H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C301/AA03 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/EE06 4C301/EE07 4C301/EE20 4C301/FF01 4C301/FF04 4C301/FF15 4C301/GA01 4C301/GA15 4C301/GB04 4C301/GB14 4C301/GB18 4C301/GB19 4C301/GB20 4C301/GB29 4C301/GB33 4C301/GC01 4C301/HH47 4C301/HH48 4C301/JA17 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE30 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB32 4C601/GB35 4C601/GB41 4C601/GC01 4C601/GC13 4C601/GC17 4C601/GD11 4C601/GD12 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/JB50 5D019/AA01 5D019/BB12 5D019/FF04 5D019/HH03 5D107/AA20 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC10 5D107/CC12 5D107/CC13 5D107/FF01 5D107/FF07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003210464A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以高灵敏度和高选择性检测接收到的超声波，使声学焦点进入生物组织的最佳位置，并防止该点处的声压低于峰值声压-声场。
 解决方案：一对基波传输矩形开口压电元件21a，21b和用于高次谐波检测的接收压电元件22被布置在元件21a，21b之间，被布置成直线，并且基波的超声波2被传输。从一对基波传输的矩形开口压电元件21a，21b通过声透镜23传输

