

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 210464

(P2003 - 210464A)

(43)公開日 平成15年7月29日(2003.7.29)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 3 0 1
B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	Z 4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00	330	H 0 4 R 17/00	330 A 5 D 0 1 9
			330 G 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2002 - 18878(P2002 - 18878)

(22)出願日 平成14年1月28日(2002.1.28)

(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 安達 日出夫

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 登坂 裕司

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

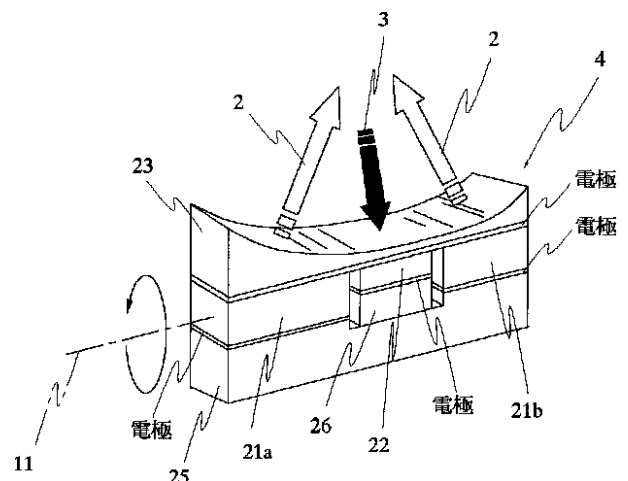
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波プローブ

(57)【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 一对の基本波送信用矩形開口圧電エレメント21a, 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。



【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。

【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。

【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
ューハーモニックイメージング法と、(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。

【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、ガウシアンパルスの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20
01-258879号公報において、これら特殊な手法
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。

【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 2.8 mm φ 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 2.4 mm φ、その中に配置させる圧電エレメント幅は 1.5 mm 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）10

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。
【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 20 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。

【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 30 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 40 と、矩形開口の長辺と短辺の比 $A (= 2a2 / 2a1)$ は大きくなる。

【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 50

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のである。

【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、例えば内視鏡の針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 8 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、一対の基本波送信用矩形開口圧電エレメント 21a、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、一対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、一対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 の一边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、一対の基 30 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】一対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 ($b/a =$) 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送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 50

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、 KNbO_3 （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 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。また半田付けによる接続だと、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音場に対する影響は少ない。しかしながら、本発明が目的とする、高周波で、細径プローブに適用する場合、圧電エレメントの厚さは薄くなり、また寸法も小さくなる。圧電エレメントの厚さが薄くなり、また寸法も小さくなってもワイヤ配線の影響を極力低減する手段が必要である。

【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 にて切断することで、音響レンズ 23 に加工される前の超音波振動子 4 の処理前構造体 71 が形成される。この処理前構造体 71 の樹脂性

台板 63 に音響レンズ 23 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。

【0042】[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。

【0043】(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。

【0044】(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。

【0045】(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。

【0046】(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。

【0047】(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。

【0048】(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、他方の面には一対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。

【0049】(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。

【0050】(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する第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。

【0051】

【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

【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10】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】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】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】図3の超音波振動子の製造方法を説明する第5の図

【図14】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15】矩形圧電エレメントの形状を示す図

【図16】図15の矩形圧電エレメントの音場特性を示す第1の特性図

【図17】図15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18】図15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19】図15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

7...シース内空間

8...2芯同軸ケーブル

9...音響カプラ液

10...回転支持部材

11...回転軸

12...中空密着コイル

13a, 13b...1芯同軸ケーブル

14...フレキシブルシャフト

21a, 21b...基本波送信用矩形開口圧電エレメント

22...受信用圧電エレメント

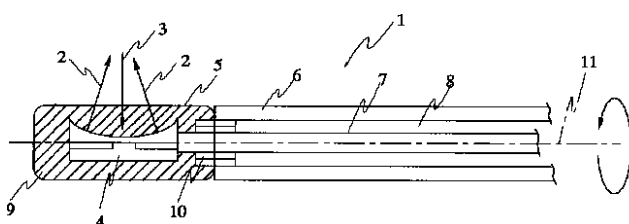
23...音響レンズ

24...音響焦点

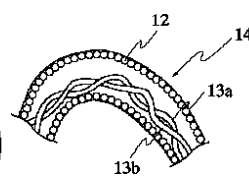
25...送信圧電エレメント用ダンピング層

26...受信圧電エレメント用ダンピング層

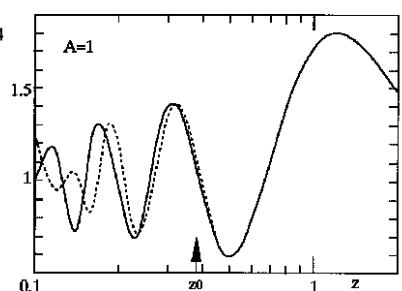
【図1】



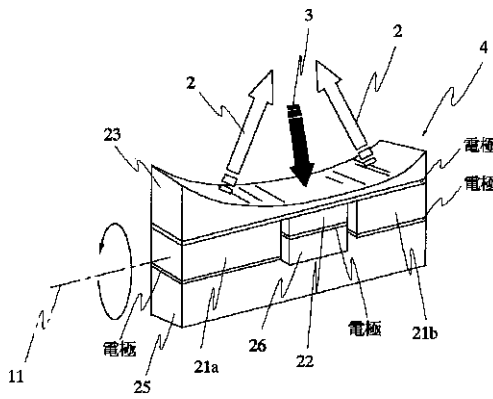
【図2】



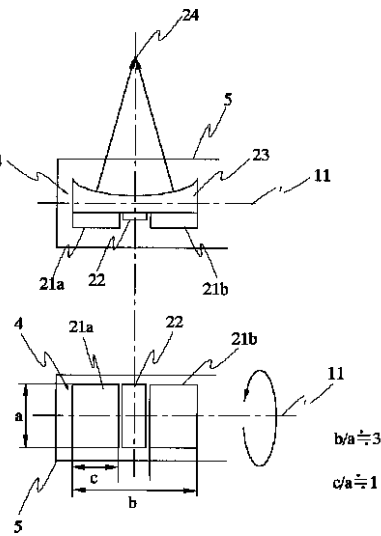
【図16】



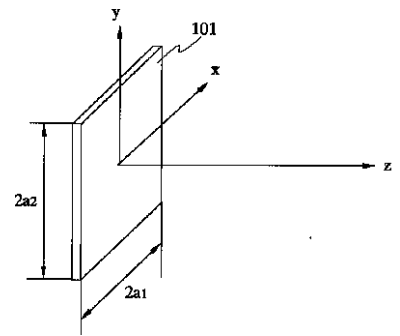
【図3】



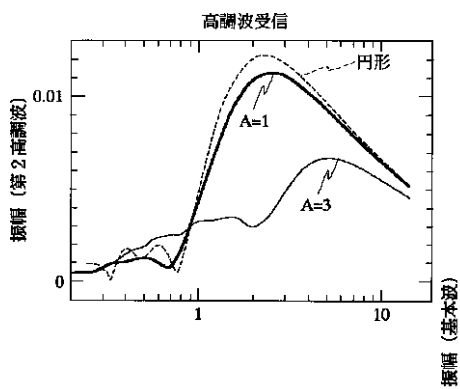
【図4】



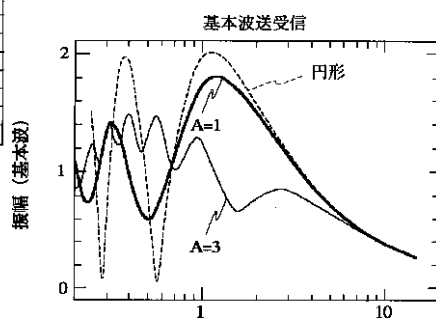
【図15】



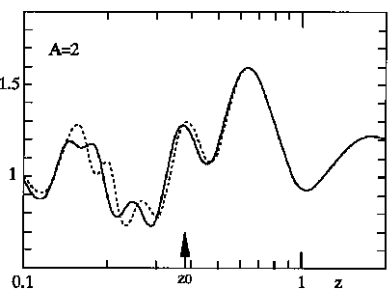
【図5】



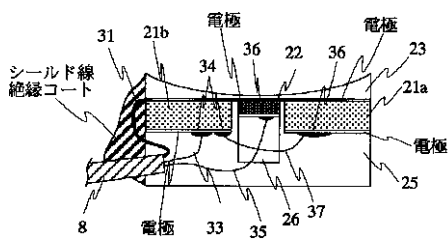
【図6】



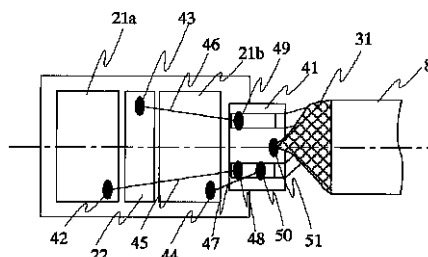
【図17】



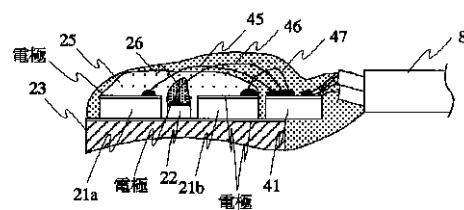
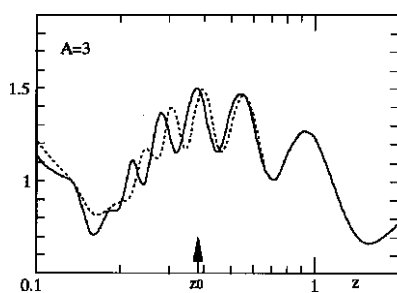
【図7】



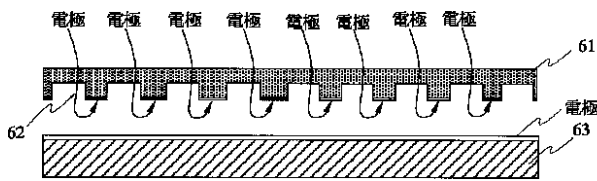
【図8】



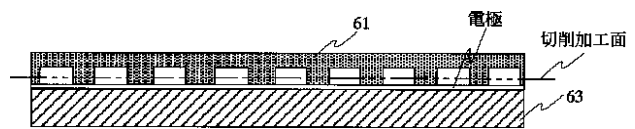
【図18】



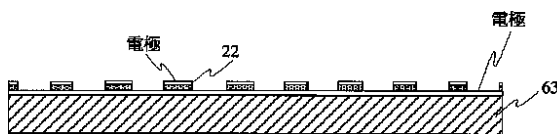
【図 9】



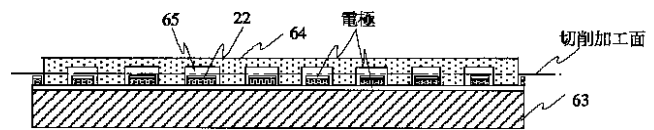
【図 10】



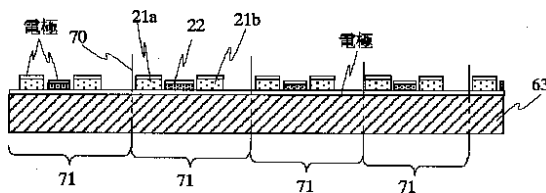
【図 11】



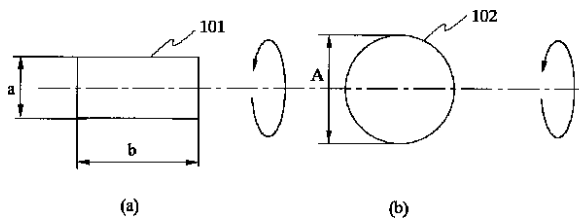
【図 12】



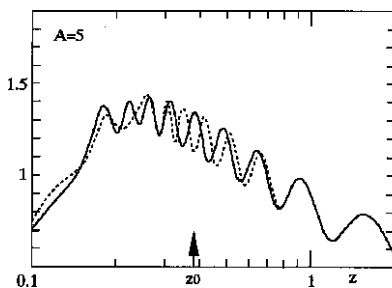
【図 13】



【図 14】



【図 19】



【手続補正書】

【提出日】平成 14 年 4 月 16 日 (2002.4.16)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】請求項 1

【補正方法】変更

【補正内容】

【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元素と、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元素とを具備し、

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元素による合成送信超音波音場の中心軸が前記受信用圧電元素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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正内容】

【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。

【手続補正 3】

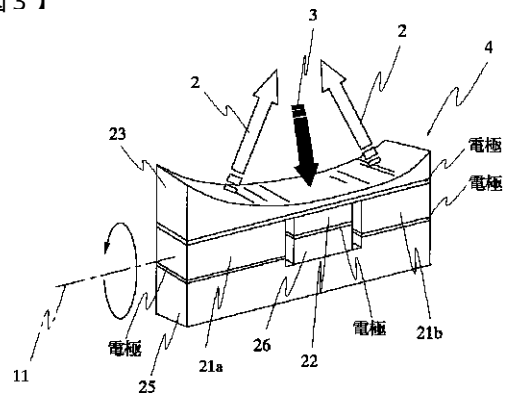
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3

【補正方法】変更

【補正内容】

*【図 3】



*

フロントページの続き

(72)発明者 横井 武司
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 徳田 一成
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

F ターム(参考) 4C301 AA03 BB28 BB30 EE06 EE07
EE20 FF01 FF04 FF15 GA01
GA15 GB04 GB14 GB18 GB19
GB20 GB29 GB33 GC01 HH47
HH48 JA17
4C601 BB05 BB09 BB11 BB12 BB14
EE03 EE04 EE30 FE01 GA01
GA11 GA14 GB01 GB03 GB04
GB14 GB19 GB20 GB32 GB35
GB41 GC01 GC13 GC17 GD11
GD12 HH26 HH35
5D019 AA01 BB12 FF04 HH03
5D107 AA20 BB07 CC01 CC10 CC12
CC13 FF01 FF07

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2003210464A	公开(公告)日	2003-07-29
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		
[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/EE03 4C601/EE04 4C601/EE30 4C601/FE01 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 5D019/AA01 5D019/BB12 5D019/FF04 5D019/HH03 5D107/AA20 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC10 5D107/CC12 5D107/CC13 5D107/FF01 5D107/FF07 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/FE03 4C601/JB50		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4004806B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了以高灵敏度和高选择性检测接收到的超声波，使声波聚焦到达生物组织的最佳位置，并将该点的声压降低到比近场中的峰值声压低的位置。阻止它完成。 解决方案：用于传输基波的一对矩形孔径压电元件21a，21b和用于检测谐波的接收压电元件22线性排列以传输一对基波。来自矩形孔径压电元件21a和21b的透射基波超声波2经由声透镜23透射。

