

(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2002 - 209894

(P2002 - 209894A)

(43)公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/04	501	G 0 1 N 29/04	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 11366(P2001 - 11366)

(22)出願日 平成13年1月19日(2001.1.19)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 阿賀野 俊孝

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

(74)代理人 100100413

弁理士 渡部 温 (外 1 名)

F タ-ム (参考) 2G047 BC13 DB02 EA01 GA14 GB02

GB16

4C301 AA03 BB12 DD07 EE01 GA03

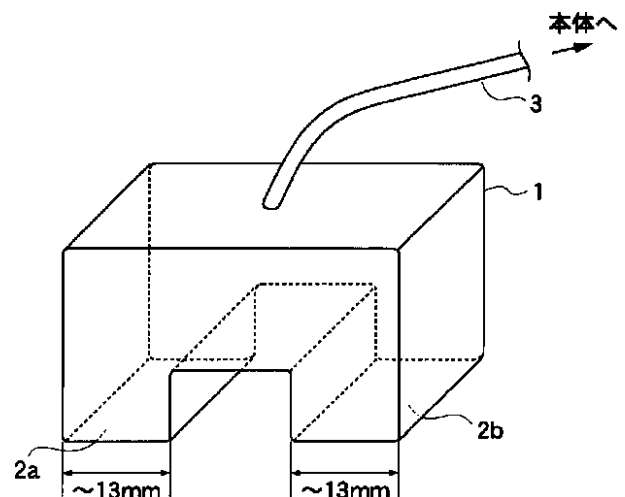
GA20 GB09 GD01 KK16

(54)【発明の名称】 超音波用探触子

(57)【要約】

【課題】 胸部内臓器の超音波診断において、送受信面を肋骨の間に差し入れることができ、且つ、分解能の高い超音波画像を撮像することのできる探触子を提供する。

【解決手段】 被検体に向かって複数の超音波トランスデューサから超音波を送信し、被検体から反射される超音波を複数の超音波トランスデューサにより受信する超音波用探触子であって、被検体に接触し、超音波トランスデューサが送信又は受信する超音波を通過させる超音波送受信面 2 a 及び 2 b を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に向かって複数の超音波トランスデューサから超音波を送信し、被検体から反射される超音波を複数の超音波トランスデューサにより受信する超音波用探触子であって、被検体に接触し、前記超音波トランスデューサが送信又は受信する超音波を通過させる超音波送受信面を複数有する超音波用探触子。

【請求項 2】 それぞれの超音波送受信面を介して超音波を送信又は受信する複数群の超音波トランスデューサが、所定の相対位置関係を有するように配置されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波用探触子。

【請求項 3】 前記複数の超音波送受信面の相対位置が変更可能である請求項 1 記載の超音波用探触子。

【請求項 4】 前記超音波送受信面を有する部分の各々が、位置情報を送信する手段を含むことを特徴とする請求項 3 記載の超音波用探触子。

【請求項 5】 前記複数の超音波送受信面を有する前記超音波用探触子の外形輪郭の 1 辺の長さが 20 mm 以上であり、胸部内臓器観察に用いられることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【請求項 6】 前記超音波送受信面を 2 個有しており、2 個の超音波送受信面の間隔が 5 mm 以上 20 mm 以下であり、胸部内臓器観察に用いられることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断において超音波を送受信するために用いる超音波用探触子に関する。

【0002】

【従来の技術】図 9 に、超音波診断において用いる一般的なアレイ探触子の構造を示す。探触子 60 は、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVD（高分子圧電素子）等の振動子 61 を含んでいる。振動子 61 の背面にはバックング材 62 が設けられ、配列された複数の振動子を支えると共に、振動子に対して音響的に制動をかけて超音波パルスを短くしている。棒状に成形されたそれぞれの振動子 61 には電極 63 が取り付けられ、リード線 64 を介して電子回路に接続されている。振動子 61 の圧電効果により発生した超音波は、被検体に効率良く超音波を送信するために設けられた音響整合層 65 を介して、音響レンズ 66 により y 方向について集束させられる。一方、それぞれの振動子に接続された電子回路の制御に従って、時間差をも

$$R = 1.2 \times (1530 \times 10^3 \times 100) / (3.5 \times 10^6 \times 13)$$

と算出される。このように、従来は、観察部位による制約から開口 D を大きくすることができないため、方位分解能を上げることができなかった。このため、胸部内に

*って振動子を順次駆動することにより、超音波の波面は x 方向について集束する。このように形成された超音波ビーム 67 は、点 P に焦点を形成する。

【0003】ところで、超音波診断における画質の良否は、探触子の性能に負うところが大きい。一般的に、このような探触子の性能は、ビーム方向に関する距離分解能と、ビームに対し直角方向に関する方位分解能とにより評価される。このうち、距離分解能は、超音波パルスのパルス幅により決定され、パルス幅が短いほど分解能が高くなる。一方、方位分解能は、超音波を送受信する振動子の形状やそれらの配列によって決定される。方位分解能は、

$$R = 1.2 \times \lambda \times F / D \quad \cdots (1)$$

という式により表すことができる。ここで、R は焦点の径であり、 λ は超音波の波長であり、F は焦点距離であり、D は開口である。波長 λ は、音速 c と周波数 f を用いて、 $\lambda = c / f$ で表すことができる。また、図 9 に示す探触子の場合には、開口 D は、p を配列振動子の素子間隔、n を配列された振動子の数として、 $D = n \times p$ で表される。従って、探触子の方位分解能を上げて焦点を絞り込むためには、開口 D を大きくすれば良い。しかしながら、素子間隔 p が半波長よりも大きくなると、グレーティングローブと呼ばれる副ビームが生じて、アーティファクト（虚像）の原因となる。従って、探触子の方位分解能を向上させるためには、素子間隔は小さく保ったまま素子数を増やすということが考えられる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波診断を行う場合には、骨部を避けて被検体に探触子を当てなくてはならない。骨部は音響インピーダンスが大きく、その境界面において超音波の大部分は反射されてしまうため骨部の後方が影となり、骨部の後方に存在する臓器等を画面上で観察することができないからである。このため、例えば心臓等の胸部内臓器を観察する場合には、胸部を覆っている肋骨を避け、肋骨の間に探触子を押しつつ超音波撮像を行っていた。従って、胸部内臓器においては、肋骨の間に差し入れることのできる最大幅が 13 mm 程度の小さい探触子しか用いることができなかった。

【0005】このような探触子を用いた場合、焦点距離 10 cm における方位分解能 R は、例えば、超音波の音速 c を 1530 m/s、周波数 f を 3.5 MHz、焦点距離 F を 10 cm、開口 D を 13 mm として式 (1) を用いると、

における超音波画像の画質は低下していた。

【0006】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、胸部内臓器の超音波診断において、送受信面を肋骨の間に差

し入れることができ、且つ、分解能の高い超音波画像を撮像することのできる探触子を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波用探触子は、被検体に向かって複数の超音波トランスデューサから超音波を送信し、被検体から反射される超音波を複数の超音波トランスデューサにより受信する超音波用探触子であって、被検体に接触し、超音波トランスデューサが送信又は受信する超音波を通過させる超音波送受信面を複数有する。本発明によれば、肋骨の間に差し入れることができる程度の大きさの複数の送受信面を、肋骨をまたいで胸部に当てるので、開口の大きい探触子を実現することができる。従って、胸部内臓器観察において画質の良い超音波画像を提供することができる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る探触子の概観を示す斜視図である。図1に示すように、探触子1は複数の超音波送受信面2a及び2bを有している。超音波送受信面2aと2bとの間には隙間があり、肋骨をまたいでそれぞれの送受信面を胸部に押し当てることができる。探触子1は、ケーブル3を介して超音波診断装置本体に接続される。

【0009】探触子1は、複数の超音波トランスデューサにより構成される超音波トランスデューサアレイを含んでいる。超音波トランスデューサとしては、PZTやPVDf等の圧電素子を用いても良いし、受信用に光検*

$$\begin{aligned} R &= 1.2 \times F / D & \cdots (1) \\ &= 1.2 \times (c / f) \times F / D & \cdots (2) \\ &= 1.2 \times (1530 \times 10^3 \times 100) / (3.5 \times 10^6 \times 20) \end{aligned}$$

となる。即ち、胸部内臓器観察において、方位分解能として少なくとも2.6mmを得ることができる。

【0013】図3は、本発明の第1の実施形態に係る探触子を含む超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図3に示すように、この超音波診断装置は、システム全体を制御するシステム制御部20と、システム制御部20の制御の下で超音波の送受信条件を制御する送信遅延制御回路21、送信パワー制御回路22、送信周波数制御回路23、受信感度制御回路24、受信遅延制御回路25とを含んでいる。

【0014】信号発生器26は、送信のために用いる信号を発生する。送信駆動回路27は、この信号を増幅及び遅延することにより駆動信号を出力する。探触子1は、これらの駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信し、被検体から反射された超音波を受信して受信信号を

*出素子を用いても良い。なお、光検出素子については後で詳しく説明する。

【0010】探触子1のそれぞれの送受信面には、複数の超音波送信素子や複数の超音波受信素子（センサ）が1次元又は2次元に配列されている。図2に、探触子1の送受信面に送信素子やセンサを2次元に配置した例を示す。図2は、探触子1を送受信方向から見た平面図である。送受信面2a、2bには、複数の送信素子4a、4d、・・・とセンサ5a、5b、・・・とが配置されている。このように複数の送信素子が超音波を順次送信することにより超音波ビームが形成され、被検体に反射した超音波が複数のセンサにより検出される。なお、センサを2次元に配置する場合に、センサとして圧電素子を用いると、素子間のクロストークが増大したり、微細配線による電氣的インピーダンスの上昇によりSN比が劣化したり、微細素子の電極部が破壊し易くなるといった問題が生じる恐れがある。このような場合には、センサとして光検出素子を用いると良い。

【0011】送受信面2a、2bのそれぞれの幅は、肋骨の間に差し入れるために13mm以内とすることが望ましい。また、送受信面2aと2bとの間隔は、肋骨をまたぐことのできる5～20mmの範囲であれば良い。さらに、探触子1の外形輪郭の幅は、開口を大きくして分解能を上げるために、少なくとも20mm以上であることが望ましい。

【0012】例えば、図2に示すように探触子1の複数の送受信面に送信素子やセンサを配置した場合、探触子1の外形輪郭の幅を20mmとすると、焦点距離10cmにおける方位分解能Rは、超音波の音速cを1530m/s、周波数fを3.5MHz、焦点距離Fを10cm、開口Dを20mmとして、

出力する。これらの受信信号は、複数のアンプ30により増幅される。

【0015】送信遅延制御回路21は、複数の送信駆動回路27から出力される駆動信号の遅延時間を制御する。これにより、探触子1に含まれる複数の送信素子は、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波を、被検体に向けてそれぞれ送信する。このような複数の超音波の波面合成により、超音波ビームが形成される。また、送信パワー制御回路22が複数の送信駆動回路27から出力される駆動信号の振幅を制御することにより、超音波の送信パワーが制御される。

【0016】受信感度制御回路24が複数のアンプ30のゲインを制御することにより、受信感度が制御される。また、受信遅延制御回路25は、受信遅延回路31における受信信号の遅延時間を制御する。受信遅延回路

31の出力信号は、ログ(log)変換回路32において対数変換され、検波回路33において検波された後、A/D変換回路34において順次A/D変換される。この過程を繰り返し、複数回データを取得することで、複数枚の2次元フレームデータ(面データ)が取得できる。A/D変換回路34には1次記憶部35が接続されており、取得された複数枚の面データが1次記憶部35に記憶される。それらのデータに基づいて、画像処理部36が、2次元画像データ又は3次元画像データを再構成する。再構成されたデータは、補間、レスポンス変調

【0017】本実施形態によれば、超音波診断において、開口の大きい探触子を用いながら、肋骨を避けて超音波を送受信することができるので、心臓等の胸部内臓器観察において、分解能の高い画質の良好な超音波画像を得ることができる。本実施形態においては、探触子に含まれる送受信面の数は2つとしたが、2つ以上の複数でも良い。例えば、図4に示すように、送受信面を3つ

【0018】次に、本発明の第2の実施形態に係る探触子について説明する。図5は、本実施形態に係る探触子の概観を示す斜視図である。図5において、探触子50は、第1の探触子51aと、第2の探触子51bと、連結部52とを含んでいる。連結部52は、第1の探触子51aと第2の探触子51bとを連結しており、例えばボルト、ナット、スプリング等により構成される。第1

$$R = 1.2 \times (1530 \times 10^3 \times 100) / (3.5 \times 10^6 \times 40)$$

と表される。この値は、超音波診断において十分といえる。

【0021】次に、本実施形態に係る探触子を含む超音波診断装置について、図5及び図7を参照しながら説明する。図7は、本実施形態に係る探触子を含む超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図7において、この超音波診断装置は、受信器41と位置情報作成部42とを含んでいる。受信器41は、探触子50を構成する第1及び第2の探触子51a、51bにそれぞれ含まれる発振器により送信される探触子の位置及び角度に関する情報を受信する。位置情報作成部42は、受信器41により受信されたそれぞれの探触子の位置及び角度に関する情報に基づいて、探触子50に含まれるそれぞれの送信素子及び受信素子の位置を算出する。

【0022】次に、本実施形態に係る探触子とそれを含む超音波診断装置の動作について図5及び図7を参照しながら説明する。図5において、連結部52を操作することにより、第1の探触子51aと第2の探触子51b

*の探触子51aと第2の探触子51bとの相対的な位置は移動可能であり、連結部52を操作することにより位置を調節することができる。第1及び第2の探触子51a、51bは、ジャイロ스코プや発振器等により構成される第1の位置測定部53a及び第2の位置測定部53bをそれぞれ含んでいる。また、第1及び第2の探触子51a、51bは、第1のケーブル54a及び第2のケーブル54bを介してそれぞれ超音波診断装置本体に接続されている。

【0019】図6は、探触子50を送受信方向から示した平面図である。図6には、第1及び第2の探触子51a、51bのそれぞれの送受信面に含まれる複数の送信素子55a、55b、・・・と複数のセンサ56a、56b、・・・とを2次元に配置した例が示されている。第1の探触子51aと第2の探触子51bとの間隔は、肋骨の間に差し入れるため、共に13mm以内とすることが望ましい。また、第1の探触子51aと第2の探触子51bとを含む探触子50の外形輪郭の幅は、探触子の開口を大きくして分解能を上げるという観点から、20mm以上とすることが望ましい。さらに、例えば体格の小さい子どもの胸部に対応する必要もあるので、第1の探触子51aと第2の探触子51bとの間隔は、5mm~20mmの範囲で移動可能とすることが望ましい。

【0020】例えば、第1及び第2の探触子51a、51bの幅をそれぞれ10mmとし、2つの探触子の間隔を20mmとすると、探触子50の外形輪郭の幅は40mmとなる。このとき、焦点距離10cmにおける方位分解能Rは、超音波の音速cを1530m/s、周波数fを3.5MHz、焦点距離Fを10cm、開口Dを40mmとすると、式(2)を用いて、

との間隔や角度が調節される。この間隔や角度は、被検体の体格や肋骨の太さにより異なるので、探触子50を被検体の胸部に当てながら、第1及び第2の探触子51a、51bがちょうど肋骨の間に入るように調節して固定する。なお、被検体の体格が小さい等の場合には、複数の肋骨をまたいで探触子50を当てても良い。このように探触子の間隔を調節する間に、第1及び第2の位置測定部53a、53bにそれぞれ含まれるジャイロ스코プにより、第1及び第2の探触子51a、51bと位置や角度が測定される。

【0023】第1の探触子51aと第2の探触子51bとの間隔が決定されると、第1及び第2の位置測定部53a、53bにそれぞれ含まれる発振器により、第1及び第2の探触子51a、51bの位置や姿勢(角度)に関する情報が超音波診断装置本体にそれぞれ送信される。図7を参照すると、これらの位置や姿勢に関する情報は、受信器41により受信される。ここで、それぞれの探触子に含まれる送信素子やセンサの探触子1におけ

る位置や向きは、各探触子の送受信面内における位置と、第1及び第2の探触子51a、51bの位置や角度とにより決定される。位置情報作成部42は、受信器41が受信した位置や姿勢に関する情報に基づいて、第1及び第2の探触子51a、51bにそれぞれ含まれる送信素子やセンサの位置や向きを算出して位置情報を作成する。作成された位置情報はシステム制御部20に入力される。

【0024】超音波撮像が開始されると、システム制御部20は、入力された位置情報に基づいて各部を制御する。即ち、システム制御部20は、送信遅延制御回路21、送信パワー制御回路22、送信周波数制御回路23を制御することにより、第1及び第2の探触子51a、51bから超音波ビームを被検体に送信させる。また、システム制御部20は、受信感度制御回路24、受信遅延制御回路25を制御して、受信信号の検出を制御する。さらに、システム制御部20は、画像処理部36を制御して、取得された受信信号に基づいて画像データを作成させる。

【0025】探触子50から送信され被検体に反射した超音波は、各センサにより受信される。各センサにより出力された受信信号は複数のアンプ30により増幅され、受信遅延制御回路25に制御された受信遅延回路31に入力される。受信遅延回路31の出力信号は、ログ(log)変換回路32において対数変換され、検波回路33において検波された後、A/D変換回路34において順次A/D変換される。この過程を、データ取り込み開始時間をずらして繰り返し、複数回データを取得することで、複数枚の2次元フレームデータ(面データ)が取得できる。A/D変換回路34には1次記憶部35が接続されており、取得された複数枚の面データが1次記憶部35に記憶される。それらのデータに基づいて、画像処理部36が、2次元画像データ又は3次元画像データを再構成する。再構成されたデータは、さらに、補間、レスポンス変調処理、階調処理等の処理を受け、画像表示部37にて表示される。さらに、画像処理部36において処理されたデータは、2次記憶部38に記憶される。

【0026】本実施形態によれば、探触子全体を構成するそれぞれの探触子の位置が変更可能なので、様々な体格の被検体に対応して超音波撮像を行うことができる。本実施形態においては、探触子全体を構成する探触子は、第1及び第2の探触子の2つとして説明したが、2つ以上の複数の探触子により構成しても良い。

【0027】2次元センサアレイとしては、例えば、光検出方式の光ファイバーアレイを用いることができる。図8は、先端に超音波検出素子を設けた光ファイバーアレイを用いる超音波診断装置の一部を原理的に表した図である。図8において、光ファイバーアレイ203は、微細な光ファイバー203a、203b、・・・の断面*50

*を2次元マトリックス状に配列させたものである。また、先端に設けられた超音波検出素子204は、例えば、各々の光ファイバーの先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器(FPRと略称)204a、204b、・・・又はファイバーブラッググレーティングにより構成される。

【0028】光源201から発生した光は、分光器202を通過し、光ファイバーアレイ203に入射する。それぞれの光ファイバーに入射した光は、FPRの両端に形成されたハーフミラー(図中右端)及び全反射ミラー(図中左端)により反射される。この全反射面は、超音波検出素子204に印加される超音波により幾何学的変位を受けるので、反射光はこれにより変調されて、再び分光器202に入射する。分光器202に入射された反射光は、直接あるいは光ファイバー等を通して、又はレンズ等の結像系205を介して、光検出器206に結像する。

【0029】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、骨部を避けて超音波撮像する胸部内臓器観察において、方位分解能を向上させることができる。従って、心臓等の超音波画像の画質を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る探触子を示す斜視図である。

【図2】図1の探触子を送受信の方向から見た平面図である。

【図3】図1の探触子を含む超音波診断装置を示すブロック図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る探触子の応用例を示す斜視図である。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る探触子を示す斜視図である。

【図6】図5の探触子を送受信の方向から見た平面図である。

【図7】図5の探触子を含む超音波診断装置を示すブロック図である。

【図8】光検出方式の2次元センサアレイの例を示す図である。

【図9】従来の探触子の構造を示す斜視図である。

【符号の説明】

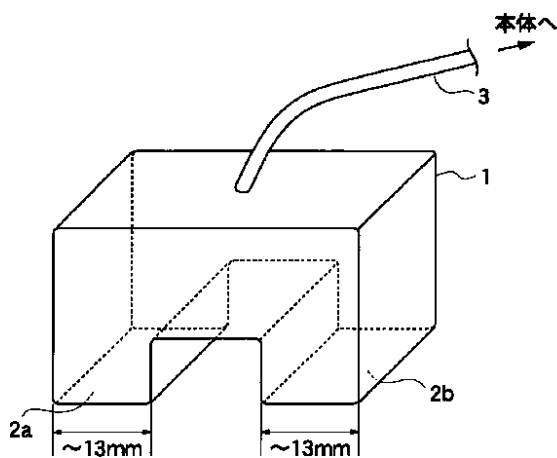
- 1、50、60 探触子
- 2a、2b 超音波送受信面
- 3 ケーブル
- 4a、4d、・・・、55a、55b、・・・ 送信素子
- 5a、5b、・・・、56a、56b、・・・ 受信素子(センサ)
- 20 システム制御部
- 21 送信遅延制御回路

- 2 2 送信パワー制御回路
- 2 3 送信周波数制御回路
- 2 4 受信感度制御回路
- 2 5 受信遅延制御回路
- 2 6 信号発生器
- 2 7 送信駆動回路
- 3 1 受信遅延回路
- 3 2 ログ (log) 変換回路
- 3 3 検波回路
- 3 4 A/D変換回路
- 3 5 1次記憶部
- 3 6 画像処理部
- 3 7 画像表示部
- 3 8 2次記憶部
- 4 1 受信器
- 4 2 位置情報作成部
- 5 1 a 第1の探触子
- 5 1 b 第2の探触子
- 5 2 連結部
- 5 3 a 第1の位置測定部

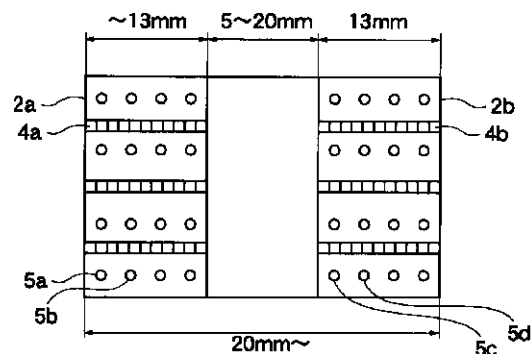
- * 5 3 b 第2の位置測定部
- 5 4 a 第1のケーブル
- 5 4 b 第2のケーブル
- 6 1 振動子
- 6 2 バッキング材
- 6 3 電極
- 6 4 リード線
- 6 5 音響整合層
- 6 6 音響レンズ
- 10 6 7 超音波ビーム
- 2 0 1 光源
- 2 0 2 分光器
- 2 0 3 光ファイバーアレイ
- 2 0 3 a、2 0 3 b、・・・ 光ファイバー
- 2 0 4 超音波検出素子
- 2 0 4 a、2 0 4 b、・・・ ファブリーペロー共振器 (FPR)
- 2 0 5 結像系
- 2 0 6 光検出器

* 20

【図 1】

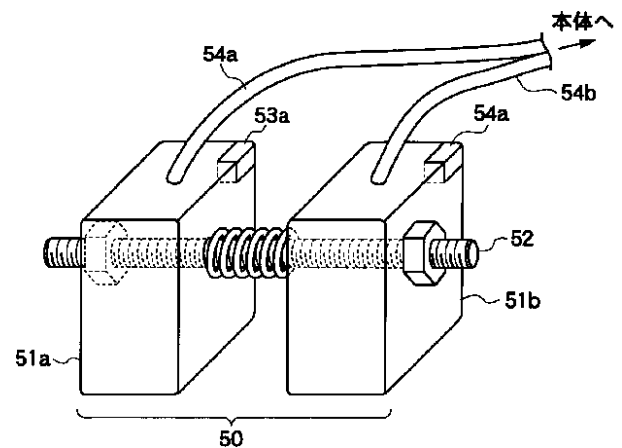
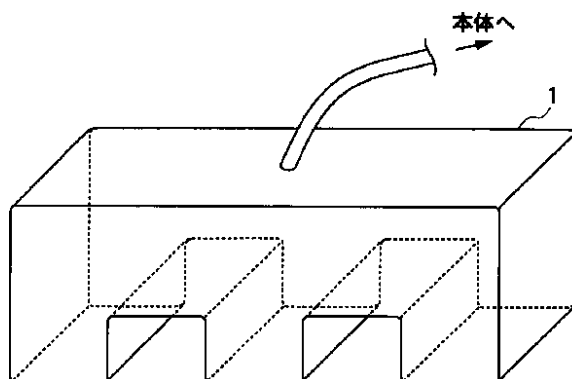


【図 2】

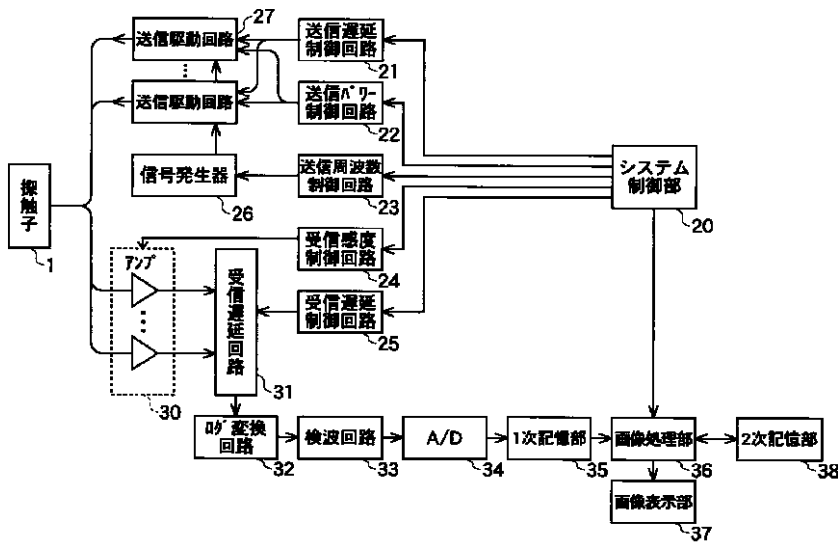


【図 5】

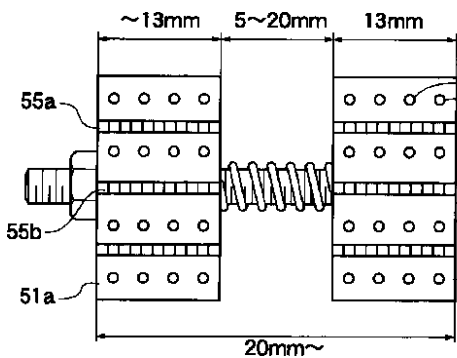
【図 4】



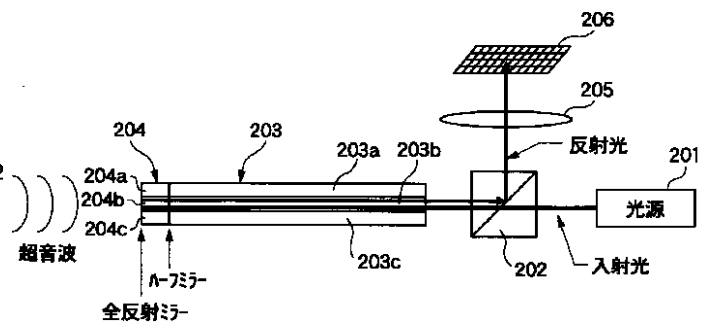
【図3】



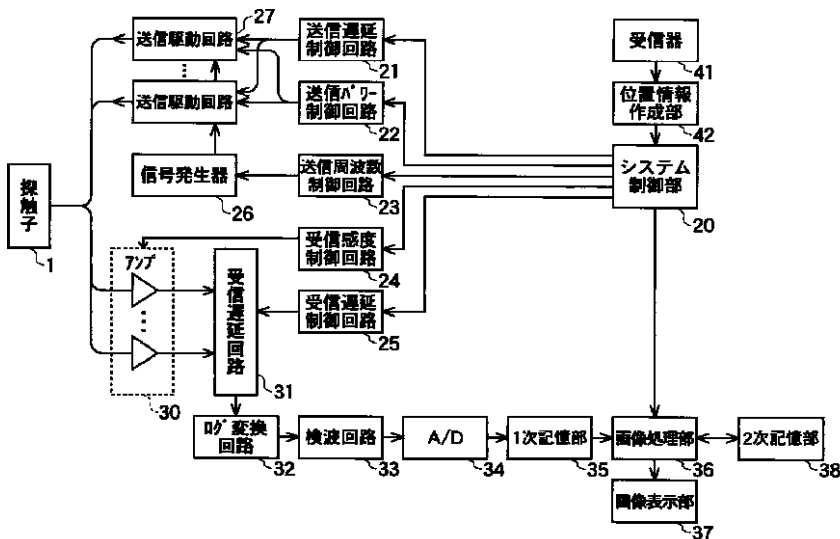
【図6】



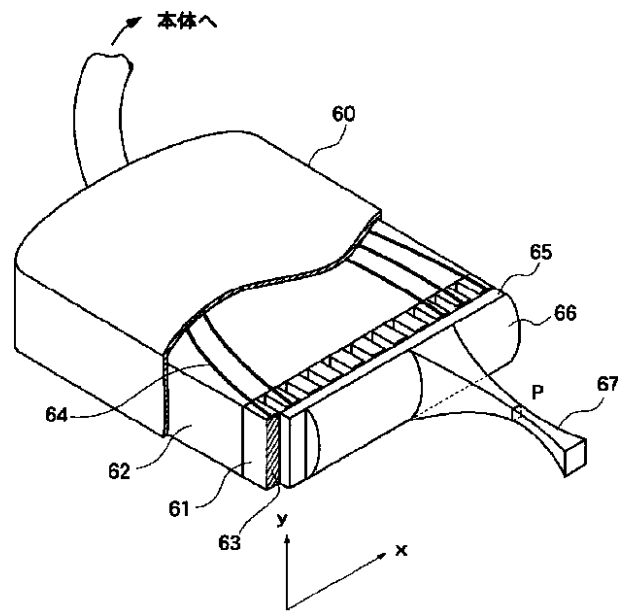
【図8】



【図7】



【図9】



专利名称(译)	超声波用探触子		
公开(公告)号	JP2002209894A	公开(公告)日	2002-07-30
申请号	JP2001011366	申请日	2001-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	阿賀野俊孝		
发明人	阿賀野 俊孝		
IPC分类号	G01N29/04 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/04.501		
F-TERM分类号	2G047/BC13 2G047/DB02 2G047/EA01 2G047/GA14 2G047/GB02 2G047/GB16 4C301/AA03 4C301/BB12 4C301/DD07 4C301/EE01 4C301/GA03 4C301/GA20 4C301/GB09 4C301/GD01 4C301/KK16 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JC25 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在肋骨之间插入发送/接收表面并且能够以高分辨率对胸部的内部器官进行超声诊断的超声图像的探头。一种超声波探头，其从多个超声波换能器向被检体发送超声波，并接收由多个超声波换能器从被检体反射的超声波。并且，超声波发送/接收表面2a和2b使由超声换能器发送或接收的超声波通过。

