

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5371386号
(P5371386)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 9 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-292108 (P2008-292108) (22) 出願日 平成20年11月14日(2008.11.14) (65) 公開番号 特開2009-119275 (P2009-119275A) (43) 公開日 平成21年6月4日(2009.6.4) 審査請求日 平成23年6月27日(2011.6.27) (31) 優先権主張番号 10-2007-0116168 (32) 優先日 平成19年11月14日(2007.11.14) (33) 優先権主張国 韓国(KR)</p>	<p>(73) 特許権者 597096909 三星メディソン株式会社 SAMSUNG MEDISON CO., LTD. 大韓民国 250-870 江原道 洪川郡 南面陽▲徳▼院里 114 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea (74) 代理人 100082175 弁理士 高田 守 (74) 代理人 100106150 弁理士 高橋 英樹</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 互いに対向するトランスデューサを備える超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波診断装置であって、

互いに対向し、それぞれが超音波信号を対象体に送信し前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信する超音波信号を送受信する一対のトランスデューサと、

反射モードまたは透過モードで前記トランスデューサそれぞれから受信信号を取得し、前記取得された受信信号に基づいて複数の予備フレームを形成し、前記複数の予備フレームを平均または合成して超音波映像を形成するデジタル信号処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記それぞれのトランスデューサは、線状配列形態の多数の変換素子を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波信号が対象体に設定されたスキャンラインに沿って集束されるように前記変換素子に印加される送信信号を遅延して提供するための送信ビームフォーマと、

前記各変換素子から入力される受信信号をデジタル信号に変換し、前記デジタル信号を遅延して受信データを形成するための受信ビームフォーマと、

前記超音波映像をディスプレイするためのディスプレイ部と

をさらに備えることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記一对のトランスデューサのうち少なくとも一つを軸方向に移動させるためのトランスデューサ移動部をさらに備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記トランスデューサ間の距離に基づいて対象体に加えられる圧力の大きさを判断するための圧力判断部をさらに備え、

前記デジタル信号処理部は、前記圧力判断部で判断された圧力の大きさに基づいて弾性映像データを形成し、かつ、前記弾性映像データをディスプレイフォーマットに合うようにスキャン変換し、

前記ディスプレイ部は、前記スキャン変換された弾性映像データに基づいて弾性映像をディスプレイすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記トランスデューサそれぞれの両端から延びた拡張接触部をさらに備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記移動部は、前記トランスデューサのうち少なくとも一つを同一平面上で回転させ、又は前記一对のトランスデューサが互いに対向しながら一つのトランスデューサが反対側トランスデューサを軸に回転するように動作することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記トランスデューサの回転角を算出するための回転角算出部をさらに備え、前記デジタル信号処理部は前記回転角に基づいて多数の超音波断面映像データを形成し、前記多数の超音波断面映像データを合成して 3 次元映像を形成することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

互いに対向して超音波信号を送受信する一对の追加トランスデューサをさらに備え、前記追加トランスデューサは前記一对のトランスデューサに直角に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、より具体的には互いに対向するトランスデューサを備える超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

使用が便利で人体に害がなく、診断医療分野で広く用いられている超音波映像システムは、超音波が対象体内の生体組織を通過する時に発生する超音波の反射、散乱、吸収特性を用いて生体組織の超音波映像を獲得する。超音波映像システムは、対象体に超音波信号を送信し、対象体内で反射されて戻る超音波信号を受信し、受信された超音波反射信号を電氣的信号に変換して超音波映像を形成する。

【0003】

40

【特許文献 1】特開 2008 - 100068 号公報

【特許文献 2】特開 2008 - 073507 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、互いに対向するトランスデューサを備える超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記目的を達成するために本発明による超音波診断装置は、互いに対向して超音波信号を送受信する一对のトランスデューサを備える。

50

【発明の効果】

【0006】

互いに対向するように配置されたトランスデューサを用い、対象体をトランスデューサ間に固定し、対象体がトランスデューサに密着した状態で超音波診断を実施することができる。また、対向するトランスデューサを通じてそれぞれ超音波映像を獲得することができるので、深さによる超音波映像の解像度低下を補償することができ、改善された画質の超音波映像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

図1を参照すれば、本発明の実施形態による超音波診断装置は互いに対向する一对のトランスデューサ10、20を備える。図2a及び図2bに示した通り、各トランスデューサ10、20は送信信号を超音波信号に変換して送信スキャンラインに沿って対象体に送信し、対象体から受信された超音波信号を受信信号に変換するための多数の変換素子(element)11、21を備える。各トランスデューサ10、20の変換素子11、21は線状配列(linear array)形態を有する。2つのトランスデューサ10、20の間の距離は対象体によって、診断条件に応じて任意に調節することができる。対象体は互いに対向する2つのトランスデューサ10、20の間に固定されることによって人体のような対象体の動きによる誤差を減らすことができる。

【0008】

本発明の実施形態では、2つのトランスデューサが互いに対向するように配置されているため、反射モード及び透過モードで映像を得ることができる。本発明の一実施形態による反射モードで対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて互いに対向する2つのトランスデューサ10、20からそれぞれ受信信号を獲得し、2枚の予備フレームを得ることができる。2枚の予備フレームを平均して新たなフレームを形成することができる。本発明の他の実施形態によって、互いに対向する2つのトランスデューサ10、20から多数の偏向角で超音波信号をそれぞれ送受信して獲得された受信信号から多数の予備フレームを得ることができる。同一のトランスデューサ10、20から得た受信信号から形成された多数の予備フレームを合成(compounding)、それぞれのトランスデューサに対応する2枚の予備フレームを形成することができる。2枚の予備フレームを合成して最終超音波映像を形成する。前述した実施形態のように、本発明は従来の超音波映像形成に比べ、実質的に2倍数のフレームを合成して超音波映像を形成することができるので、スペックル(specckle)を減少させたりSNR(signal-to-noise ratio)を増加させることができる。

【0009】

一方、単一変換素子を用いて超音波送信ビームを送信する場合、SNRが減少することがある。従って、SNRを増加させるために超音波送信ビームとして平面波(例、制限回折ビーム)が用いられる。本発明の実施形態によって互いに対向するトランスデューサで平面波を偏向させて超音波信号を送受信するので、トランスデューサを回さなくも良い。例えば、±10°間で1°間隔で平面波を送信すれば21枚のフレームを得ることができるのでトランスデューサを20°だけ回す効果を得ることができる。即ち、2つのトランスデューサ10、20で送受信された平面波に応答して獲得したフレームを合成集束して超音波映像を形成することができる。互いに対向する2つのトランスデューサ10、20でそれぞれ一定の送信角(1、2)で超音波信号を偏向して送信する場合、図3a~図3cに示した通り、一つのトランスデューサで示される陰影領域は反対側トランスデューサで送信される超音波信号により補償されることができ、陰影領域が減少できる。また、図3a及び図3bで図面符号'14'及び'24'はそれぞれ波面(wave front)を示す。このように、制限された範囲で進行される平面波によって映像を得ることができない部分(陰影領域)は互いに対向する2つのトランスデューサでそれぞれ送受信を行うことによって陰影領域を減少させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

一つのトランスデューサで送信された超音波送信ビームは、対象体を透過して反対側トランスデューサで受信されることができる。このように受信される超音波信号の速度及び減衰程度を測定し、これを用いた断層撮影 (tomography) 技法を用いて信号の減衰と音速映像を得ることができる。乳房の正常組織での音速は 1450 m/s であり、腫瘍での音速は 1550 m/s であるので、音速映像を通じて腫瘍有無を判断することができる。また、腫瘍での減衰が正常組織での減衰より大きく、減衰映像を通じて腫瘍有無を診断することができる。

【 0 0 1 1 】

一方、従来の超音波断層撮影は、水を媒介として対象体の映像を得ることによって水による超音波信号の屈折で歪曲された映像を得ることがある。しかし、本発明の実施形態では水を媒介とせず、トランスデューサを人体に直接接触することによって、水中で超音波診断を実施する場合のように水と対象体の境界で超音波屈折の影響を減少させることによって映像の解像度を向上させることができる。

10

【 0 0 1 2 】

通常、用いられる 7 MHz 超音波信号は乳房 (breast) などの組織を通過する時に減衰が大きく示される。従って、トランスデューサから送信された後、対象体組織を通過することによって相当量の超音波信号が減衰されてトランスデューサに戻ってくるので、超音波映像の形成に寄与する反射超音波信号 (ultrasound echo signal) の強度が相対的に弱い。本発明の実施形態によって互いに対向するトランスデューサを用いてそれぞれに対応するフレームを得てこれを合成して最終超音波映像を得ることによって対象体の深さによる超音波信号の減衰を補償することができる。

20

【 0 0 1 3 】

前述した合成集束以外にも、双方向画素基盤集束 (Bidirectional Pixel Based Focusing) で超音波映像を形成することができるのはもちろん、本発明の実施形態によってトランスデューサ 10、20 を用いた多様な集束方法が用いられる。

【 0 0 1 4 】

本発明の実施形態によって対向するトランスデューサ間に対象体が置かれた状態で2つのトランスデューサ間の間隔を微細に調節して対象体に圧縮を加えることができる。即ち、互いに対向する2つのトランスデューサ間の距離に基づいて圧縮率を変化させて圧縮による対象体の変化を測定して変形率映像 (strain image) を形成することができる。また、2つのトランスデューサ間の距離に基づいて対象体に加えられる圧力の大きさを間接的に算出することによって、圧縮による対象体の変化を容易に把握することができる。

30

【 0 0 1 5 】

図4は、本発明の他の実施形態によって2つのトランスデューサ 10、20 及び2つのトランスデューサ 10、20 のそれぞれの両端から延びた拡張接触部 12、22 を備えるトランスデューサを備える。拡張接触部 12、22 は対象体に圧力を加えることができる板 (plate) で具現できる。図5a及び図5bに示した通り、拡張接触部 11、12 は変形率映像の形成時に乳房のような対象体 (Ob) に圧力が加えられる時、2トランスデューサ 10、20 の両端部に広がった対象体 (Ob) 部分に均一に圧力を加える。従って、手で対象体に圧力を加える触診 (palpation) より均一の力で全ての領域で対象体を圧縮することができ、良好な変形率映像を得ることができる。

40

【 0 0 1 6 】

図6は、互いに対向する2つのトランスデューサ 10、20 の軸方向に対象体を圧縮して得た弾性映像 (変形率映像) F1、F2、F3、F4 を示し、図7は圧縮された弾性映像を再び圧縮率の逆数で与えられる比率で展開して対象体の動きを報償した弾性映像 F11、F12、F13、F14 を示す概略図である。2つのトランスデューサ 10、20 間の距離を調節しながら得た多数の弾性映像を平均することにより、計算誤差を減少させる

50

ことができ、Bモードなどの映像と同様に互いに対向するトランスデューサで受信された超音波信号により、送受信時毎に2枚の弾性映像を得ることができる。

【0017】

図8は、本発明の実施形態によって互いに対向するトランスデューサ110、120を備える超音波診断装置を示す。互いに対向するトランスデューサ110、120は送信信号を超音波信号に変換して送信スキャンラインに沿って対象体に送信し、対象体から受信された超音波信号を受信信号に変換するための多数の変換素子を備える。送信ビームフォーマ(*transmitting beam former*)130は、トランスデューサ110、120に一つの超音波映像フレームを得るための超音波送信(以下、1回の超音波送信という)に参加する多数変換素子別に時間遅延が反映された送信信号を提供する。受信ビームフォーマ140は各変換素子から入力される受信信号を一定のレート(*rate*)でサンプリングしてデジタル信号に変換し、毎回送信ごとに各変換素子の受信信号から得られたデジタル信号に基づいて送信スキャンライン別受信信号を形成し、多数送信スキャンライン別受信信号を集束遅延して各変換素子に対応する受信データを形成する。格納部150は、トランスデューサ110、120の送信スキャンライン別受信信号と各変換素子別受信データを区分して格納する。デジタル信号処理部(*digital signal processor*、*DSP*)160は受信データに基づいてB、CまたはDモード(*mode*)を表現するための映像データを形成する。デジタルスキャン変換部(*digital scan converter*)170は映像データをディスプレイフォーマットに合うようにスキャン変換する。ディスプレイ部180はスキャン変換された映像データに基づいて超音波映像をディスプレイする。

10

20

【0018】

本発明の実施形態でトランスデューサ移動部190は、互いに対向するトランスデューサ110、120のうち少なくともいずれか一つを移動させる。圧力判断部195はトランスデューサ110、120間の距離に基づいて対象体に加えられる圧力の大きさを判断する。*DSP*160は圧力判断部195で判断された圧力の大きさに基づいて弾性映像データを形成する。デジタルスキャン変換部170は映像データを弾性映像データをディスプレイフォーマットに合うようにスキャン変換し、ディスプレイ部180はスキャン変換された弾性映像データに基づいて弾性映像をディスプレイする。

30

【0019】

図9は、他の実施形態による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。図9に示された超音波診断システムは、図8に示された超音波診断システムの全ての構成要素に回転角算出部196をさらに備える。トランスデューサ移動部190は、図10a~図10cに示した通り、同一平面上でトランスデューサ10、20を回転させる。回転角算出部196は、トランスデューサ10、20の回転角を算出する。

【0020】

図10a~10cを参照すれば、2トランスデューサ間に対象体が置かれた状態で、少なくとも一つのトランスデューサを回転軸AX1を中心に回転させていくつかの断面の映像200、201、202、203を得ることができる。多数の断面の映像をトランスデューサの回転角(θ)を考慮して合成することによって3Dの映像を構成することができる。回転角を微細に調節して、合成される3D映像の解像度を調節することができる。また、乳房のような対象体(*ob*)内部組織のボリュームを測定することができる。ガン組織のように詳細な観察が必要な場合、常に均等な回転角でトランスデューサを回転するのではなく、特定領域についてさらに微細な回転角を適用することによって関心領域でさらに高い解像度の合成映像を構成するので診断に役立つ。

40

【0021】

図11は、一つのトランスデューサ10を固定してもう一つのトランスデューサを回転して多数の超音波断面映像を形成する例を示す。図11を参照すれば、一つのトランスデューサ20を回転して多数の超音波断面映像20a、20b、20cを得ることができる。デジタル信号処理部160は多数の超音波断面映像を合成して3次元超音波映像を形成

50

することができる。

【0022】

2つのトランスデューサ間に対象体が置かれた状態で少なくとも一つのトランスデューサを対象体の表面に沿って移動させ、いくつかの断面の超音波映像を得ることができる。例えば、図12に示した通り、トランスデューサ10を固定させた状態でもう一つのトランスデューサ20を対象体(図示せず)の表面に沿って回転させ、多数の超音波映像断面204、205、206、207、208を得ることができる。この時、トランスデューサ10は回転軸AX2を基準に移動するようになり、移動する程度に応じて観察することができる対象体の範囲が広がる。基準映像204に対するトランスデューサの回転角4を考慮し、多数の超音波断面映像を合成することによって3D映像を具現することができる。トランスデューサ中の一つ20は、基準映像204を中心に移動角4の大きさが変化しながら移動し、もう一つのトランスデューサ10は扇状に移動するトランスデューサと互いに対向するように小さな角で移動して超音波映像を得ることができる。

10

【0023】

図13は、本発明の他の実施形態による2対のトランスデューサを示す概略図である。図13に示した通り、一对の追加アレイトランスデューサ30、40是一对のアレイトランスデューサ10、20に追加して備えられる。一对のアレイトランスデューサ30、40は互いに対向するアレイトランスデューサ10、20と類似して配置できる。追加アレイトランスデューサ30、40はアレイトランスデューサ10、20に直角に配列されるように構成することができる。4つのトランスデューサが用いられるため4つの映像フレームを獲得することができ、これを合成して超音波映像を獲得する場合、良好な画質の超音波映像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の一実施形態による対向する一对のトランスデューサを示す概略図である。

【図2a】一对のトランスデューサを用いた超音波信号送受信例(その1)を示す概略図である。

【図2b】一对のトランスデューサを用いた超音波信号送受信例(その2)を示す概略図である。

30

【図3a】一对のトランスデューサを用いた合成集束を説明するための概略図(その1)である。

【図3b】一对のトランスデューサを用いた合成集束を説明するための概略図(その2)である。

【図3c】一对のトランスデューサを用いた合成集束を説明するための概略図(その3)である。

【図4】本発明の他の実施形態による対向する一对のトランスデューサを示す概略図である。

【図5a】本発明の実施形態による一对のトランスデューサを用いた弾性映像形成時に圧力による対象体の変化を示す概略図(その1)である。

40

【図5b】本発明の実施形態による一对のトランスデューサを用いた弾性映像形成時に圧力による対象体の変化を示す概略図(その2)である。

【図6】弾性映像形成例(その1)を示す概略図である。

【図7】弾性映像形成例(その2)を示す概略図である。

【図8】本発明の実施形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の他の実施形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図10a】トランスデューサを回転させて超音波断面映像を獲得する例を示す例示図(その1)である。

【図10b】トランスデューサを回転させて超音波断面映像を獲得する例を示す例示図(その2)である。

50

【図10c】トランスデューサを回転させて超音波断面映像を獲得する例を示す例示図（その3）である。

【図11】一つのトランスデューサのみを回転する例を示す例示図である。

【図12】一つのトランスデューサが他のトランスデューサを基準に回転する例を示す例示図である。

【図13】本発明の他の実施形態によって一対の追加トランスデューサを備えた例を示す例示図である。

【符号の説明】

【0025】

10, 20, 110, 120 トランスデューサ

130 送信ビームフォーマ

140 受信ビームフォーマ

150 格納部

160 DSP

170 DSC

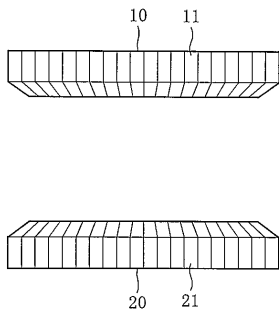
180 ディスプレイ部

190 トランスデューサ移動部

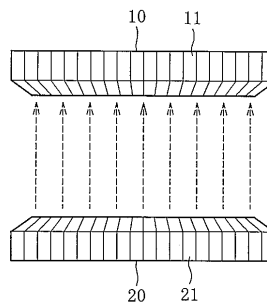
195 圧力判断部

196 回転角算出部

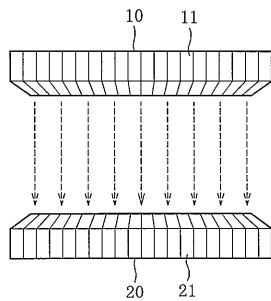
【図1】



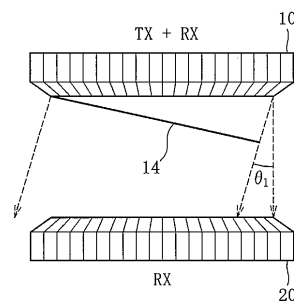
【図2b】



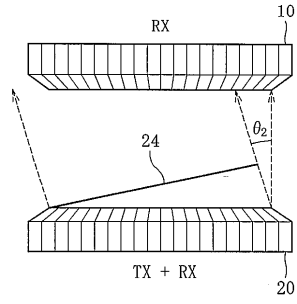
【図2a】



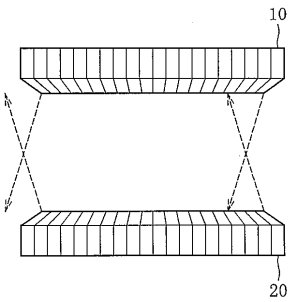
【図3a】



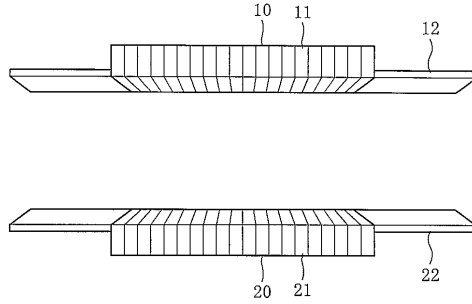
【図3b】



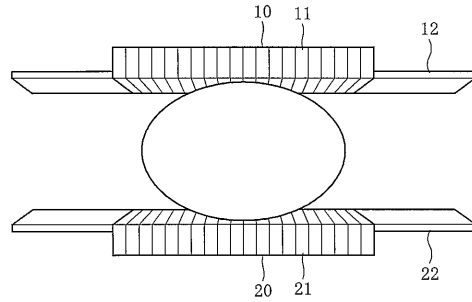
【図3c】



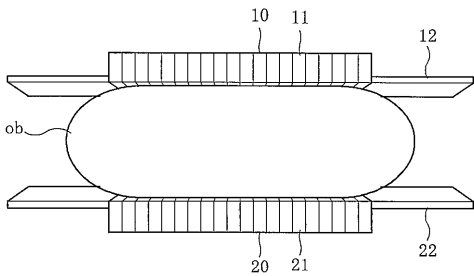
【図4】



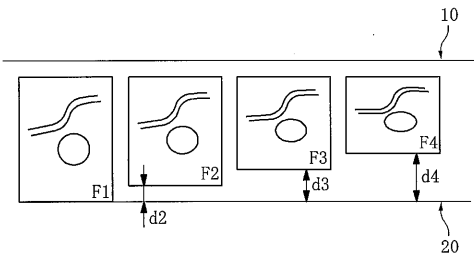
【図5a】



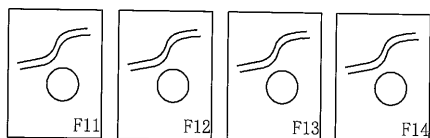
【図5b】



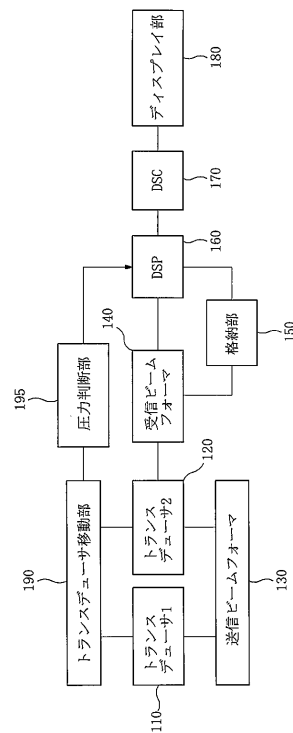
【図6】



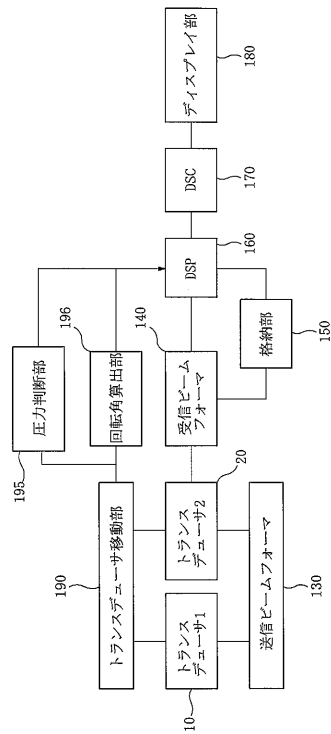
【図7】



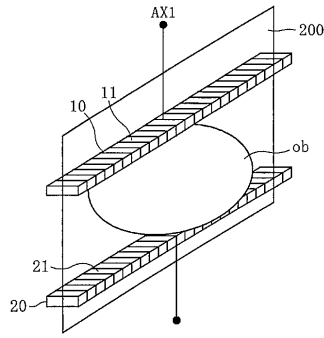
【図8】



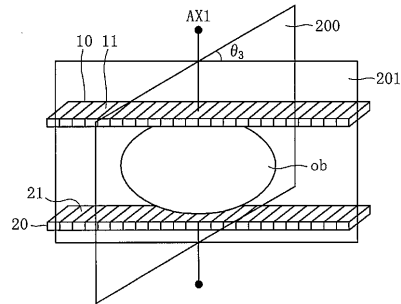
【図9】



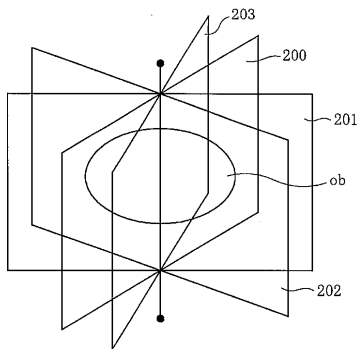
【図10a】



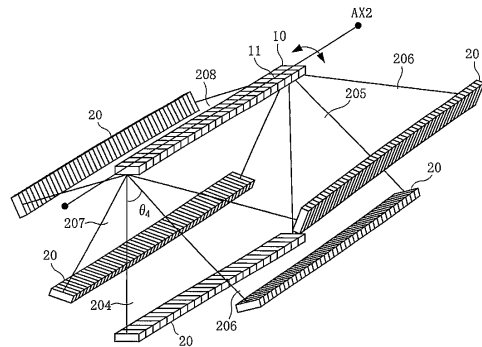
【図10b】



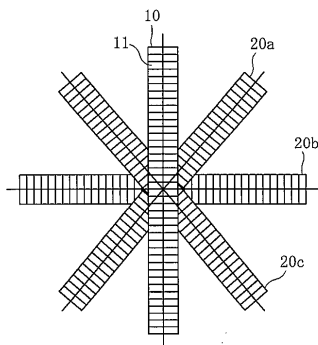
【図10c】



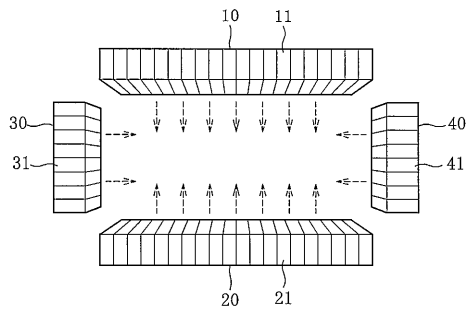
【図12】



【図11】



【図13】



フロントページの続き

- (72)発明者 チョン モク グン
大韓民国 ソウル特別市 ノウォング サンゲ 9ドン ボラムアパート 203-907
- (72)発明者 キム ヨン ギル
大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル
3階 株式会社メディソン R&Dセンター
- (72)発明者 クォン ソン ジェ
大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ トコク 2ドン 465 ウソン4チャアパート 9-6
12
- (72)発明者 ユン ラ ヨン
大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル
3階 株式会社メディソン R&Dセンター

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0034307(US, A1)
国際公開第2006/106852(WO, A1)
特開2006-255015(JP, A)
特開平04-183453(JP, A)
特開平04-282136(JP, A)
特開平05-192333(JP, A)
特開平05-237108(JP, A)
特開昭55-002497(JP, A)
特開昭55-014066(JP, A)
特開昭60-190853(JP, A)
特開昭61-062447(JP, A)
特開2005-253827(JP, A)
特開2007-275110(JP, A)
特表2001-500394(JP, A)
特表2001-501509(JP, A)
国際公開第2006/040967(WO, A1)
米国特許出願公開第2006/0173304(US, A1)
米国特許第05566675(US, A)
独国特許出願公開第10260667(DE, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	一种超声诊断设备，具有彼此相对的换能器		
公开(公告)号	JP5371386B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2008292108	申请日	2008-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	チヨンモクグン キムヨンギル クオンソングエ ユンラヨン		
发明人	チヨン モク グン キム ヨン ギル クオン ソン ジェ ユン ラ ヨン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/15 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/54 G01S15/8918 G01S15/8929 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE17 4C601/EE05 4C601/GA03 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/JB03 4C601/JB55 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK21		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	1020070116168 2007-11-14 KR		
其他公开文献	JP2009119275A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有彼此面对的换能器的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括一对换能器10,20，它们彼此相对并发送/接收超声信号。每个换能器10,20配备有多个转换元件11,21，用于将传输信号转换为超声信号，以沿着传输扫描线将其传输到物体，并且用于转换从物体接收的超声信号。身体接收信号。物体固定在彼此面对的两个换能器10,20之间。由此，可以减少由于诸如人体的物体的运动引起的误差。

【 図 2 b 】

