

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/057092

発行日 平成20年6月5日(2008.6.5)

(43) 国際公開日 平成18年6月1日(2006.6.1)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号	特願2006-547646 (P2006-547646)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/013153	(74) 代理人	110000350 ボレール特許業務法人
(22) 国際出願日	平成17年7月15日(2005.7.15)	(72) 発明者	梅村 晋一郎 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(31) 優先権主張番号	特願2004-338592 (P2004-338592)	(72) 発明者	東 隆 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(32) 優先日	平成16年11月24日(2004.11.24)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

送信感度の等しいマルチビーム送受信を可能とする送信ビームを形成することができる超音波撮像技術を提供する。

超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段が、方位方向について送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波するよう構成する。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、方位方向について送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けにより、方位方向で送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。 10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、前記送信口径の重み付けは、ガウス関数をもとに、前記局所焦点距離の制御は、ローレンツ関数をもとに、それぞれ構成したことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面が非円筒面状もしくは非球面状を形成するように、前記送信口径を構成する各超音波素子を駆動する駆動信号の遅延時間を制御する遅延時間重みと、複数の焦点距離の位置の各焦点面に複数の焦点を形成するように、前記各超音波素子を駆動する駆動信号の符号付き振幅を制御する振幅重みとを用いて、前記超音波パルス信号を送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。 20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面は、前記送信口径の中央部の曲率が前記中央部以外の部分の曲率よりも大きくなるように制御されてなることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、各ピークの深度方向での軌跡が、実質的に直線をなす前記超音波パルス信号は、リニア走査の場合には、平行な直線群、セクタ走査の場合には、撮像範囲の一端に共通の交点をもつ放射状の直線群、コンベクス走査の場合には、撮像範囲外に共通の交点をもつ放射状の直線群となることを特徴とする超音波撮像装置。 30

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波される超音波パルス信号は、前記超音波素子アレイが、1次元アレイである場合には、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい4個の送受信ビームを形成し、前記超音波素子アレイが、2次元アレイである場合には、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい16個の送受信ビームを形成し得ることを特徴とする超音波撮像装置。 40

【請求項 8】

超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けにより、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい少なくとも4個以上のピークを有し、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装 50

置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、前記送信口径の重み付けは、ガウス関数をもとに、前記局所焦点距離の制御は、ローレンツ関数をもとに、それぞれ構成したことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、各ピークの深度方向での軌跡が、実質的に直線をなす前記超音波パルス信号は、リニア走査の場合には、平行な直線群、セクタ走査の場合には、撮像範囲の一端に共通の交点をもつ放射状の直線群、コンベクス走査の場合には、撮像範囲外に共通の交点をもつ放射状の直線群となることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を生体等の被検査体に対して送受信することにより、その内部を撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体に対してパルス状超音波を送受信し、その内部を撮像するパルスエコー法による超音波診断装置は、X線CTやMRIとともに医療診断に広く用いられている。X線CTやMRIなど他の画像診断モダリティにない超音波診断の最大の特長は、リアルタイム画像表示を可能とする撮像速度の高さにある。すなわち、ヒト視覚の時間分解能、およそ30msごとに画像更新可能な撮像速度の高さである。さらに、低速再生により心臓の弁の動きを診断することを目的に、15msごとに画像取得する時間分解能を実現することすら可能である。

20

【0003】

一方、パルスエコー法による空間分解能のうち、深さ方向の距離分解能は、超音波パルスが反射物との間を往復するのに要する時間の分解能により得られる。生体中の超音波の伝播速度は、水中とほぼ等しく1500m/sであるので、超音波周波数が数MHz以上であれば、1 μ s程度の時間分解能により1mm程度の距離分解能を容易に得ることができる。

30

【0004】

他方、これに直交する方向の空間分解能、すなわち方位分解能は、送信または受信波をフォーカスすることにより得られる。超音波波長の数倍以下の方位分解能を得るには、Fナンバーが1にせまるほどの強いフォーカスが必要である。カメラの場合の被写界深度にあたる焦域深度は、その結果、数波長と小さくなってしまふ。これは、超音波の往復伝播時間1 μ s程度に相当するが、近年の著しい高速電子回路技術の進歩によって、超音波がこの距離を伝播する間に受信焦点距離を変化させることが可能となった。これが、所謂、ダイナミックフォーカス技術である（例えば、特許文献1参照）。

【0005】

【特許文献1】新超音波医学、第1巻、医用超音波の基礎、2000年5月15日、第40～41頁

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したリアルタイム受信のダイナミックフォーカス技術により、受信については、常にフォーカスの合った撮像が実現できるようになったが、送信フォーカスの問題は、電子回路の高速化だけでは解決できない。

【0007】

送信フォーカスでは、物理的に波面を形成する必要がある。従って、方位分解能を優先

50

してFナンバーが1にせまるほどの強いフォーカスを用いたのでは、撮像面 1mm^2 あたり1回程度の多数回の送信が必要となる。これでは、リアルタイム撮像が不可能になってしまうので、現在の超音波診断装置では、方位分解能をある程度犠牲にして、フォーカスをあまり絞らない大きなFナンバーの送信を行っている。これにより、1つの送信ビームの伝播する領域の撮像を基本的に1回の送信により行う構成として、撮像速度を確保している。このような構成では、受信フォーカスによる方位分解能が送信フォーカスによる方位分解能よりもはるかに高くなる。そこで、図1のように、1つの送信ビームについて、2つの送受信ビームを形成すれば、2倍高い撮像速度を実現できる。

【0008】

さらに、1つの送信ビームに1つの受信ビームを配する場合の4倍の撮像速度を実現するためには、図2のように、1つの送信ビームについて4つの受信ビームを配する試みが考えられる。図1の構成では、2つの受信ビームの感度が等しいのに対し、図2の構成では、送信ビームの中央に近い2つの受信ビームと、中央から遠い2つの受信ビームの感度との間に、差を生じてしまう。画像表示ダイナミックレンジに比べて送受信S/N比に余裕があれば、受信感度を調整することにより、両者の送受信感度を等しくすることができる。

【0009】

ところが、生体深部撮像時のように送受信S/N比に余裕がなく、ノイズが画像表示され得る条件では、送受信感度の差が画像に表れてしまう。すなわち、送信ビームの中央から遠い2つの受信ビームのノイズレベルが、中央に近い2つの受信ビームより高く、画像全体として縞状にノイズが表示されてしまうという問題を生ずる。

【0010】

そこで、本発明は、上述のような現状を鑑み、送受信感度の等しいマルチビーム送受信を可能とする送信ビームを形成することができる超音波撮像技術を提供することを目的とする。

【0011】

送受信感度の等しい4つの受信ビームを形成することを可能とする送信ビームとしては、図3(a)に示すように、2つのローブをもつ送信ビームを形成する方法が考えられる。このような送信ビーム形成方法は、集束超音波治療のスループットを飛躍的に向上させるスプリットフォーカス方式として知られている(参照文献: *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 29, No. 4, pp. 591-599)。この方式では、送信口径を2分割し、それぞれの口径へ位相を反転させることにより得られる正負反対符号の送信信号を供給することによって分割口径それぞれを駆動する。このようにすることにより、焦点面上に、図3(b)に示すような中心軸に関して点対称をなす正負の音圧分布が形成され、超音波強度分布として、図3(a)に示したような中心軸に関して線対称をなす2つのローブが形成される。

【0012】

しかしながら、この方式をそのまま採用しても、上記課題を解決することはできない。すなわち、プローブから一定距離の各深度において送信感度が等しい4点について、プローブからの距離を変化させたときの軌跡を求めると、図4の等高線図中に実線で示したように、焦点距離付近でくびれたX形状の曲線が2重になった形状になってしまう。一定の2次元または3次元領域を効率的に走査して撮像する目的には、このようなくびれた曲線状の走査線群は、極めて不適當である。すなわち、このような送信音場は、送信焦点距離付近だけであれば、等送信感度の送受信点を方位方向に4点同時に形成する目的で使用できるが、撮像目的深度全体を走査するには、それに適した直線状の等送信感度の送受信ビームが形成できないので極めて不適當である。

【0013】

一方、ビーム幅がプローブからの距離によらずほぼ一定な送信ビームを形成する方法として、1次元アレイを用いて非円筒面または非球面形状の送信波面を形成する際、送信ビーム幅をほぼ一定とするよう送信波面を最適化する方法が知られている(参照文献: *Proc*

eedings of 2002 IEEE Ultrasonics Symposium, vol. 2, pp. 1721-1724)。これは、送信口径上の局所焦点距離を、送信口径中央部では短く、送信口径端部では長く設定し、その長さを徐々に変化させること、言い換えれば、送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面が、送信口径の中央部の曲率が中央部以外の部分の曲率よりも大きくなるように制御すること、により実現する方法である。

【0014】

局所焦点距離を送信口径上徐々に変化させる考え方は、様々あり得るが、以下に一例を示す。送信ビーム幅をプローブからの近焦点距離 f_0 から遠焦点距離 f_1 まで、ほぼ一定としたいとする。このとき、送信口径上の座標を、送信口径上中央より距離を口径の一端までの距離で正規化した値 x で表すとき、 x における局所焦点距離 $f(x)$ が、

10

【0015】

【数1】

$$f(x) = f_1 - \left(\frac{1+\alpha}{1+\alpha x^2} - 1 \right) \frac{f_1 - f_0}{\alpha} \quad (1)$$

【0016】

のようなローレンツ共鳴型の関数として変化するように制御する。図5には、近焦点距離 $f_0 = 40 \text{ mm}$ 、遠焦点距離 $f_1 = 160 \text{ mm}$ の場合について、 $f(x)$ と、それにより形成される超音波周波数 3 MHz の送信音場を示した。また、送信口径上につけたガウス関数型の重みも同時に示した。伝播方向の広い範囲にわたって幅の様な主ローブが形成されている。しかしながら、幅は深さ方向に一様であっても、1つの深度におけるビームの断面は図2のようになり、等送信感度の点は2点しか得られない。従って、この方式も、そのまま採用するだけでは、上記課題を解決することはできない。

20

【課題を解決するための手段】

【0017】

そこで、上記目的を達成するために、本発明では、かかる方式を発展させ、スプリット・フォーカス方式の技術をとり入れることにより、送信感度が等しく撮像走査線に適合した直線状の送受信ビームを、1次元トランスデューサアレイによる2次元撮像の場合には4本、2次元トランスデューサアレイによる3次元撮像の場合には16本、同時に形成

30

【0018】

以下、本発明による超音波撮像装置の代表的な構成例を列挙する。

【0019】

(1) 超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、方位方向について送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする。

40

【0020】

(2) 超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けと、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい少なくとも4個以上のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする。

50

【0021】

(3) 前記構成の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けと、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、方位方向で送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする。

【0022】

(4) 前記構成の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面が非円筒面状もしくは非球面状を形成するように、前記送信口径を構成する各超音波素子を駆動する駆動信号の遅延時間を制御する遅延時間重みと、複数の焦点距離の位置の各焦点面に複数の焦点を形成するように、前記各超音波素子を駆動する駆動信号の符号付き振幅を制御する振幅重みとを用いて、前記超音波パルス信号を送波するよう構成されていることを特徴とする。

10

【0023】

通常の1点にフォーカスされた超音波音場についても、焦点面上の音場が容易に求められるのに比べて、焦点面からはずれた場所の音場の解析は容易でないが、本発明による音場は、単純な1つの焦点距離を持つわけではないので、その解析はすべての場所において困難である。そこで、後述する実施例において、数値計算により音場を求め、目的に適した送信音場が、本発明により形成可能であることを、以下、図面を用いて詳述する。

【発明の効果】

20

【0024】

本発明によれば、送信感度の等しいマルチビーム送受信を可能とする送信ビームを形成することができる超音波診断装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

図6は、パルスエコー法を基本とする超音波診断装置に本発明を適用した装置の典型的な構成を示すブロック図である。

【0026】

送受信シークエンス制御部6では、高速撮像に適した送信感度の等しい複数の送信ビームを送信するか、特定の焦点距離付近のみで良好な分解能とS/N比をもつ送信ビームを送信するかを選択する。その選択に基づき、送信フォーカス遅延・重みデータ選択部4では、対応する送信フォーカス遅延データと波形重みデータとが、送信フォーカス遅延・重みデータメモリ5から選択される。

30

【0027】

送信フォーカス遅延・重みデータメモリ5には、例えば、3次元リニア走査用(5-1)、3次元セクタ走査用(5-2)、2次元リニア走査用(5-3)、2次元セクタ走査用(5-4)などの送信フォーカス遅延・重みデータが予め記録されており、その中の1組のデータが送信フォーカス遅延・重みデータ選択部4により選択される。

【0028】

送信ビームフォーマ3は、そのデータに基づき、送信波形に対応した符号付き振幅を与えられた送波信号を制御されたタイミングで、超音波トランスデューサアレイ(超音波探触子)1を構成する素子群から素子選択切替スイッチ群2により選択された各素子へ供給してそれらの素子を駆動する。これにより、指向性をもった送信波面が生体内へ送信される。

40

【0029】

このようにして超音波探触子1から生体へ送り出された送信超音波パルスは、生体組織によって反射され、その一部が再び超音波探触子1に戻って来て、これを構成する各素子で受信される。各受信信号のうち、素子選択切替スイッチ群2により選択された素子の各信号は、受波ビームフォーマ10に入力される。

【0030】

50

受波ビームフォーマ10では、各素子からの入力信号をプリアンプにより増幅の後、A/D変換し、一旦、メモリに蓄える。より詳細には、プリアンプの直後に、送信からの経過時間に従って増幅率が漸増するよう制御されたTGCアンプを通した後、A/D変換するのが一般的である。これは、生体中を伝播する超音波が、伝播距離にほぼ比例して減衰するのに対応して、受信信号の振幅が、送信からの経過時間にほぼ比例して減少するのを補償して、A/D変換器入り口における信号振幅の大きさを一定の範囲に保つための処理である。これにより、A/D変換における振幅量子化による信号ダイナミックレンジの低下を防ぐ。さらに、これに加えて、A/D変換の前に帯域制限フィルタを通すことにより、A/D変換における時間軸量子化によるエイリアシングを防ぐことができるのは、周知の通りである。

10

【0031】

受波指向性を得るためには、一旦、メモリに蓄えられた各素子の受波信号に、各素子の位置に応じた一種の遅延を与えた後に互いに加算して収束効果を得る必要がある。各素子の信号に与えるべき遅延時間の最適値は、受波焦点距離により変化する。また、良好なパルスエコー像を得るための受波焦点距離の最適値は、送信からの経過時間と音速に比例して長くなる。従って、各素子の信号に与える遅延時間を送信からの経過時間に応じて変化させるダイナミックフォーカス受信方式を用いることが望ましい。この方式は、各素子の受波信号を一旦メモリに書き込んでから再び読み出して互いに加算する構成であれば、読み出し時あるいは書き込み時の制御により、比較的容易に実現することができる。

【0032】

20

受波ビームフォーマ10の出力信号からは、フィルタ11を通過後、包絡線信号検出器12において、包絡線信号が検出され、これを対数的に圧縮して表示信号とする。これをスキャンコンバータ13で2次元像あるいは場合によっては3次元像に変換し、CRTあるいは場合によっては液晶による表示器14に表示する。

【0033】

本構成の超音波診断装置を用いて形成される本発明の送信音場の例を、以下に示す。

【0034】

図7は、1次元アレイトランスデューサを用いてリニア走査用に形成した送信音場である。本例では、送信口径重みは、図中に示したようにガウス関数を1回微分した形の重みを用いた。この重み関数 $w(x)$ は、アレイ上座標 x に関し、規格化定数を除いて

30

【0035】

【数2】

$$w(x) = x \exp(-\beta x^2) \quad (2)$$

【0036】

とあらわすことができる。

【0037】

非円筒面状の送信波面を形成するため、局所焦点距離は、図中に示したように、図5の場合と同様に、送信口径中央部では40mmとし、口径の端へ向けてローレンツ共鳴関数型に徐々に伸ばして、送信口径両端では160mmとした。焦点距離は、本例では、(1)

40

【0038】

送信口径重みの拡がりを決める微分ガウス関数のパラメータ β と局所焦点距離の変化の傾向を決めるローレンツ共鳴関数のパラメータ α との組み合わせをチューニングすることにより、図中点線で示したように距離40mmから140mmにわたって、リニア走査の走査線に平行な2つのローブを形成することができた。このように走査線に平行な2つのローブを形成することによって、図3を用いて説明したように、送信感度の等しい4本の送受信走査線を得ることができる。

【0039】

図8は、1次元アレイトランスデューサを用いてセクタ走査用に形成した送信音場であ

50

る。送信口径重みと局所焦点距離は、図中に示したように、図7の場合と同様、それぞれ、微分ガウス関数とローレンツ共鳴関数状に変化させた。送信口径重みの拡がりを決める微分ガウス関数のパラメータ β と局所焦点距離の変化の傾向を決めるローレンツ共鳴関数のパラメータ α との組み合わせをチューニングすることにより、図中点線で示したように距離50mmから180mmにわたって、セクタ走査の走査線に平行な、一定角度をなす2つのローブを形成することができた。これにより、送信感度の等しい4本のセクタ走査用の走査線を得ることができる。

【0040】

なお、ここでは省略するが、コンベクス走査の走査線配列はリニア走査とセクタ走査の中間にあたるので、送信口径重みと局所焦点距離をチューニングすることにより、コンベクス走査の走査線に平行なローブをもつ送信ビームを形成できることはいうまでもない。また、上述の実施例では、送信口径の重み付けはガウス関数をもとに、前記局所焦点距離の制御はローレンツ関数をもとに、それぞれ構成したが、本発明では、これらに限定されないことはいうまでもない。

【0041】

図9と図10は、2次元アレイトランスデューサを用いてセクタ走査用に形成した送信音場である。送信口径重みは、図7および図8の場合と基本的に考え方は同じであるが、ガウス関数を1回微分した形の重みの積をとった形の関数を用いた。この重み関数 $w(x, y)$ は、アレイ上の座標を x および y とするとき、規格化定数を除いて

【0042】

【数3】

$$w(x, y) = x y \exp(-\beta_1 x^2 - \beta_2 y^2) \quad (3)$$

【0043】

とあらわすことができる。局所焦点距離も、図7および図8の場合と同様に、ローレンツ共鳴関数の形に変化させた。この関数は、アレイ上の座標 x および y の関数として、

【0044】

【数4】

$$f(x, y) = f_1 - \left(\frac{1 + \alpha_1 + \alpha_2}{1 + \alpha_1 x^2 + \alpha_2 y^2} - 1 \right) \frac{f_1 - f_0}{\alpha_1 + \alpha_2} \quad (4)$$

【0045】

とあらわすことができる。

【0046】

送信口径重みの拡がりを決める微分ガウス関数のパラメータ β_1 、 β_2 と局所焦点距離の変化の傾向を決めるローレンツ共鳴関数のパラメータ α_1 、 α_2 との組み合わせをチューニングすることにより、距離50mmから180mmにわたって、セクタ走査の走査線に平行な、一定角度をなす4本のローブを形成できることを数値計算シミュレーションにより確認した。3次元音場を2次元図により示すことは困難なので、ここでは省略した。

【0047】

図9は、2次元アレイトランスデューサを用いた3次元撮像を行う場合に、セクタ走査用送信ビームの距離80mmにおける4本のローブの超音波強度分布を示す。また、このセクタ走査用送信ビームの対角線方向の断面について、伝播距離方向の超音波強度分布を距離の関数として、図10に示す。

【0048】

図11は、2次元アレイトランスデューサを用いた3次元撮像を行う場合に形成される4本のローブと16本の等送信感度送受信ビームの位置関係を示す図である。このように、4本のローブを形成することができると、図11の送信感度等高線図上に示したように、送信感度が実質的に等しい16本のセクタ走査用の走査線を得ることができる。このよ

うな等送信感度マルチビーム送受信を可能とする送信ビームは、撮像の高速性が特に要求される心臓などの3次元超音波撮像に、特に適したものである。

【0049】

以上詳述したように、本発明によれば、1次元アレイプローブを用いる2次元撮像において、1つの送信ビームについて送信感度の等しい4つの送受信ビームを形成し得る送信ビームを形成することができ、さらに、2次元アレイプローブを用いる3次元撮像においては、1つの送信ビームについて送信感度の等しい16個の送受信ビームを形成し得る送信ビームを形成し、3次元撮像に要求される高速画像データ取得を実現できる。

【産業上の利用可能性】

【0050】

10

本発明による超音波撮像技術は、高画質を維持しながら、超音波撮像の特長である高速性をさらに強調することを可能にするものであり、特に、高速性が要求される心臓などの3次元撮像には、きわめて適する。従って、本発明の医療ならびに工業における意義は大きいといえることができる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】従来の送信ビームと2本の送受信ビームの位置関係を示す図。

【図2】従来の送信ビームと4本の送受信ビームの位置関係を示す図。

【図3】スプリット・フォーカス技術による送信ビームと4本の送受信ビームの位置関係を示す図。

20

【図4】スプリット・フォーカス技術による送信ビームの超音波強度分布を示す図。

【図5】非円筒面フォーカス技術による送信ビームの超音波強度分布を示す図。

【図6】本発明の一実施例になる超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図7】本発明によるリニア走査用送信ビームの超音波強度分布（送信口径重みと局所焦点距離を含む）を示す図。

【図8】本発明のセクタ走査用送信ビームの超音波強度分布（送信口径重みと局所焦点距離を含む）を示す図。

【図9】本発明による2次元アレイトランスデューサを用いた3次元撮像を行う場合に、セクタ走査用送信ビームの距離80mmにおける超音波強度分布を示す図。

【図10】本発明による2次元アレイトランスデューサを用いた3次元撮像を行う場合に、セクタ走査用送信ビームの対角線断面における伝播距離方向の超音波強度分布を示す図。

30

【図11】本発明による2次元アレイトランスデューサを用いた3次元撮像を行う場合に形成される4本のローブと16本の等送信感度送受信ビームの位置関係を示す図。

【符号の説明】

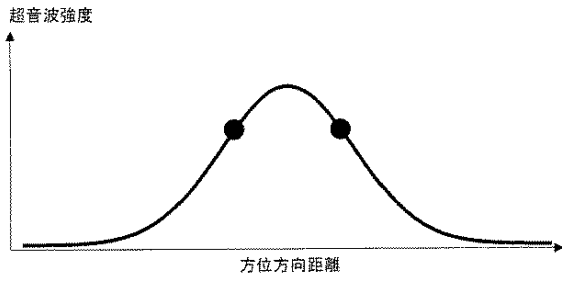
【0052】

1…超音波トランスデューサアレイ、2…素子選択切替スイッチ群、3…送信ビームフォーマ、4…送信フォーカス遅延・重みデータ選択部、5…送信フォーカス遅延・重みデータメモリ、10…受波ビームフォーマ、11…フィルタ、12…包絡線信号検出器、13…スキャンコンバータ、14…表示器。

40

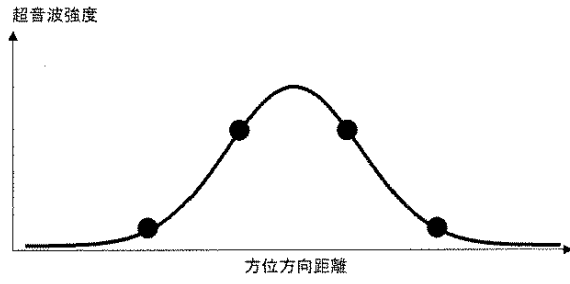
【図 1】

図 1



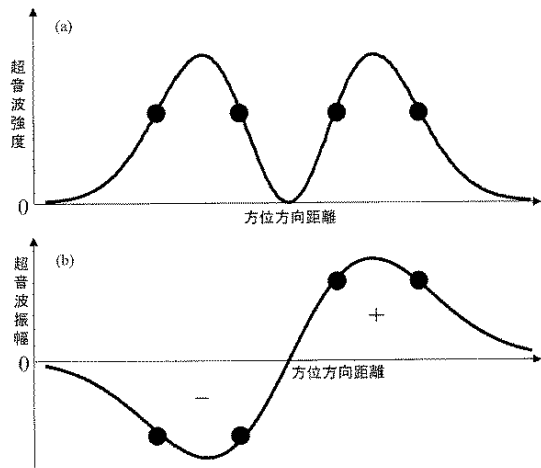
【図 2】

図2



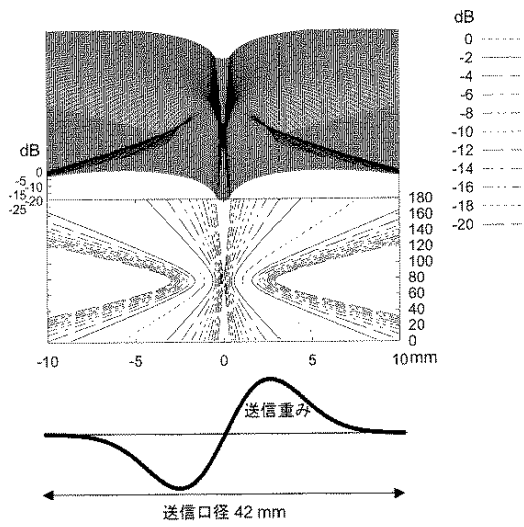
【図 3】

図3

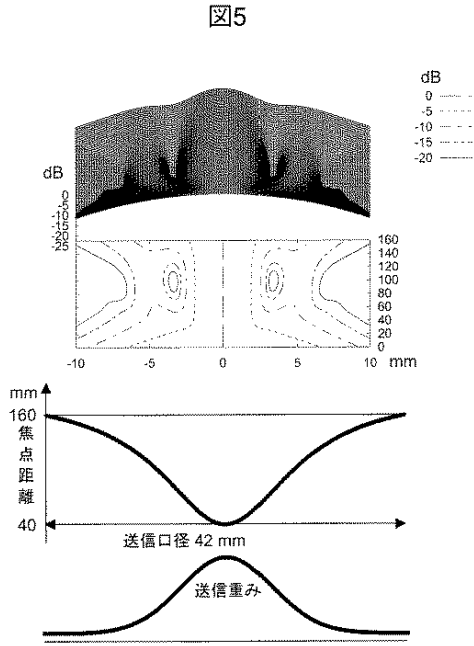


【図 4】

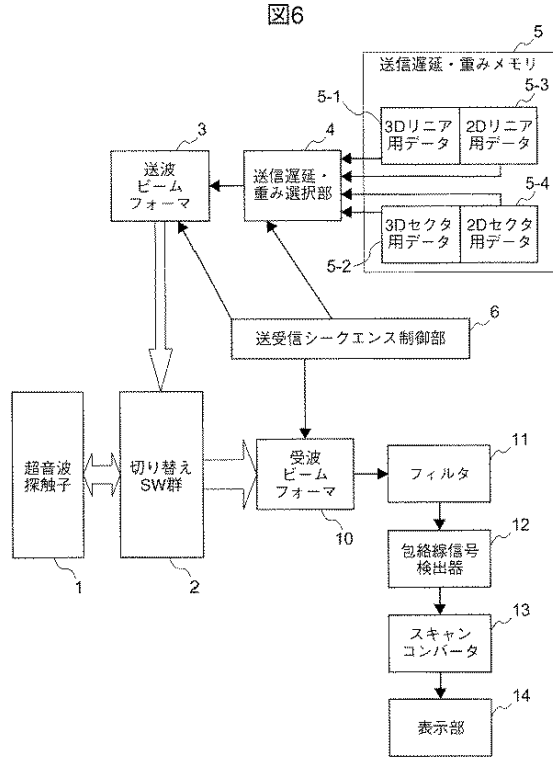
図4



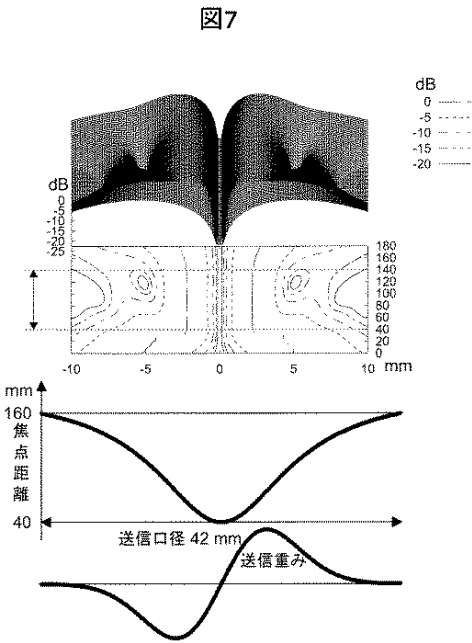
【図5】



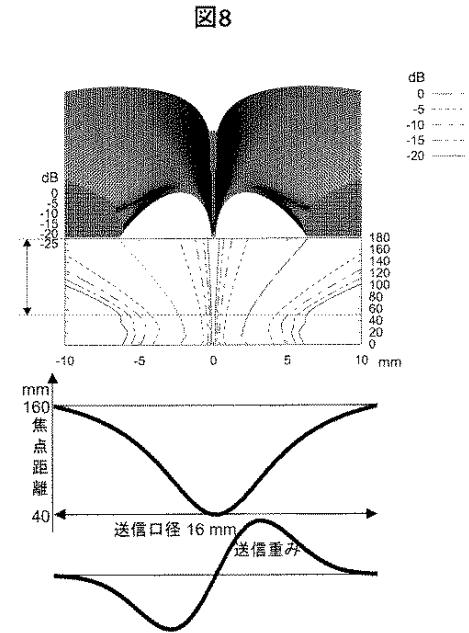
【図6】



【図7】

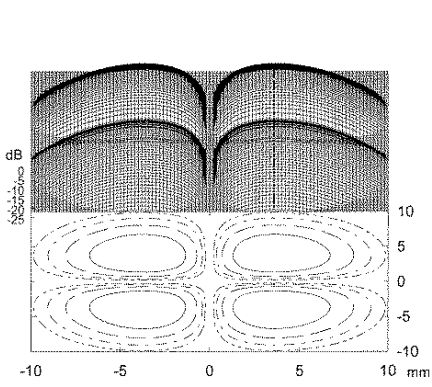


【図8】



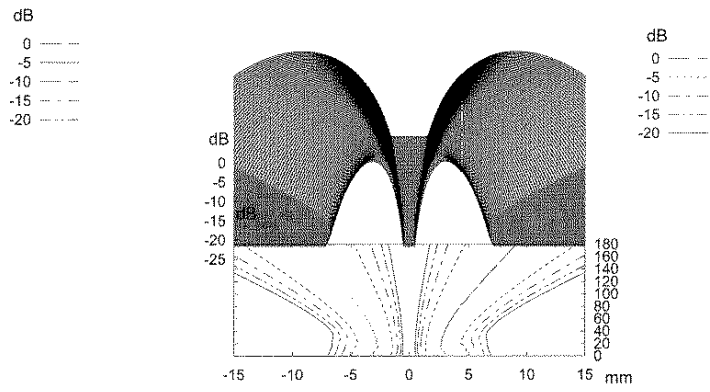
【図 9】

図9



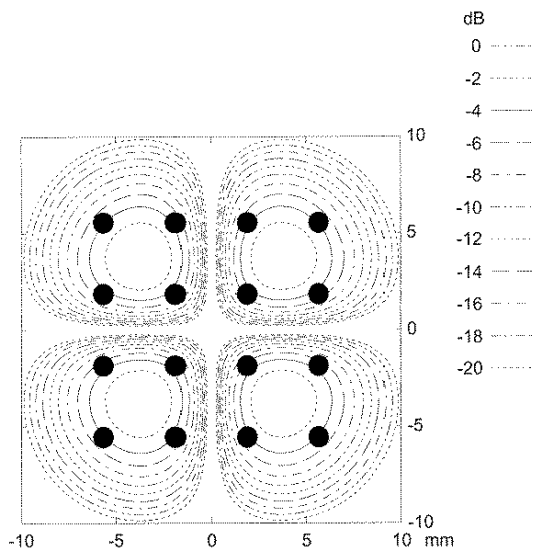
【図 10】

図10



【図 11】

図11



【手続補正書】

【提出日】平成19年9月26日(2007.9.26)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、方位方向について送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けにより、方位方向で送信強度が実質的に等しい複数のピークを有し、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、前記送波手段は、前記送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面が非円筒面状もしくは非球面状を形成するように、前記送信口径を構成する各超音波素子を駆動する駆動信号の遅延時間を制御する遅延時間重みと、複数の焦点距離の位置の各焦点面に複数の焦点を形成するように、前記各超音波素子を駆動する駆動信号の符号付き振幅を制御する振幅重みとを用いて、前記超音波パルス信号を送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項4】

請求項3に記載の超音波撮像装置において、前記送信口径から送波される前記超音波パルス信号の波面は、前記送信口径の中央部の曲率が前記中央部以外の部分の曲率よりも大きくなるように制御されてなることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項5】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、前記超音波素子アレイの送信口径から前記被検査体に送波される超音波パルス信号は、前記超音波素子アレイが、1次元アレイである場合には、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい4個の送受信ビームを形成し、前記超音波素子アレイが、2次元アレイである場合には、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい16個の送受信ビームを形成し得ることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項6】

超音波素子アレイから超音波パルス信号を被検査体に送波する送波手段と、前記被検査体により反射される超音波パルスを受波する受波手段とを有し、前記被検査体内部を撮像する超音波撮像装置にあって、前記送波手段は、前記超音波素子アレイの送信口径の重み付けにより、1つの送信ビームについて方位方向で送信強度が実質的に等しい少なくとも4個以上のピークを有し、前記超音波素子アレイ上の局所焦点距離を制御することにより、各ピークの深度方向での軌跡が実質的に直線をなす超音波パルス信号を形成して、前記送信口径から前記被検査体に送波するよう構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項7】

請求項1又は6に記載の超音波撮像装置において、前記送信口径の重み付けは、ガウス

関数をもとに、前記局所焦点距離の制御は、ローレンツ関数をもとに、それぞれ構成したことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 又は 6 に記載の超音波撮像装置において、各ピークの深度方向での軌跡が、実質的に直線をなす前記超音波パルス信号は、リニア走査の場合には、平行な直線群、セクタ走査の場合には、撮像範囲の一端に共通の交点をもつ放射状の直線群、コンベクス走査の場合には、撮像範囲外に共通の交点をもつ放射状の直線群となることを特徴とする超音波撮像装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/013153
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. ⁷ A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int. Cl. ⁷ A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) ICHUSHI Web, JSTPlus (JOIS), IEEE Xplore		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-113694 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 15 April, 2004 (15.04.04), Full text; all drawings (Family: none)	1, 4-7 2, 3, 8-10
Y A	Shin'ichiro UMEMURA et al., "Hikyumen Focus ni yoru Kin'itsu Soha Beam no Keisei", Journal of Medical Ultrasonics 15 May, 2002, (15.05.02), Vol.29, special extra issue; page S208	1, 4-7 2, 3, 8-10
A	Umemura S. et al., Non-cylindrical transmission focusing for large depth of field, 2002.10.8-11, Vol.2, pages 1721 to 1724	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 08 August, 2005 (08.08.05)	Date of mailing of the international search report 23 August, 2005 (23.08.05)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/013153

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Seip, R. et al., Comparison of split-beam transducer geometries and excitation configurations for transrectal prostate HIFU treatments., Proc. IEEE Ultrason.Symp. 2001. 10.7-10 Vol.2, pages 1343 to 1346	1-10
A	Asafusa, K.et al., Ultrasound imaging system using combinational coded excitation. Proc. IEEE Ultrason.Symp. 2004.08.23-27, Vol.3, pages. 2045 to 2048	1-10
A	JP 2003-010181 A (Medison Co., Ltd.), 14 January, 2003 (14.01.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/013153									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B8/00											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2005年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2005年	日本国実用新案登録公報	1996-2005年	日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2005年										
日本国実用新案登録公報	1996-2005年										
日本国登録実用新案公報	1994-2005年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌Web JSTPlus(JOIS), IEEE Xplore											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
Y — A	J P 2004-113694 A (富士写真フイルム株式会社) 2004.04.15 全文、全図 (ファミリーなし)	1,4-7 — 2,3,8-10									
Y — A	梅村晋一郎他、非球面フォーカスによる均一送波ビームの形成、 超音波医学、2002.05.15、第29巻、増刊号、 第S208頁	1,4-7 — 2,3,8-10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 08.08.2005		国際調査報告の発送日 23.8.2005									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/013153

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	Umemura S et al., Non-cylindrical transmission focusing for large depth of field, , 2002. 10. 8-11, Vol.2, Page. 1721-1724	1-10
A	Seip, R et al., Comparison of split-beam transducer geometries and excitation configurations for transrectal prostate HIFU treatments., Proc IEEE Ultrason Symp, 2001. 10. 7-10, Vol.2, Page.1343 - 1346	1-10
A	Asafusa, K et al., Ultrasound imaging system using combinational coded excitation. Proc IEEE Ultrason Symp, 2004. 08. 23-27, Vol.3, Page.2045 - 2048	1-10
A	J P 2003-010181 A (株式会社メディソン) 2003. 01. 14 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 三和 祐一

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE08 HH27

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JPWO2006057092A1	公开(公告)日	2008-06-05
申请号	JP2006547646	申请日	2005-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	梅村晋一郎 東隆 三和祐一		
发明人	梅村 晋一郎 東 隆 三和 祐一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/5202 G01S7/52046 G01S7/5209 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH27		
优先权	2004338592 2004-11-24 JP		
其他公开文献	JP4643591B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够形成能够以相同的传输灵敏度进行多波束传输/接收的传输束的超声成像技术。被检查物体的内部具有用于将超声波脉冲信号从超声波元件阵列发送至被检查物体的波发送单元，以及用于接收被检查物体反射的超声波脉冲的波接收单元。在用于成像的超声成像设备中，透射装置具有多个在方位方向上具有基本上相同的透射强度的峰，并且在深度方向上的每个峰的轨迹基本上是直线。声波脉冲信号从超声波元件阵列的传输孔传输到要检查的对象。

