

(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 - 336246

(P2002 - 336246A)

(43)公開日 平成14年11月26日(2002.11.26)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	502	G 0 1 N 29/22	502 4 C 3 0 1
H 0 4 R 17/00	332	H 0 4 R 17/00	332 B 5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 142705(P2001 - 142705)
 (22)出願日 平成13年5月14日(2001.5.14)

(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 佐藤 智夫
 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)

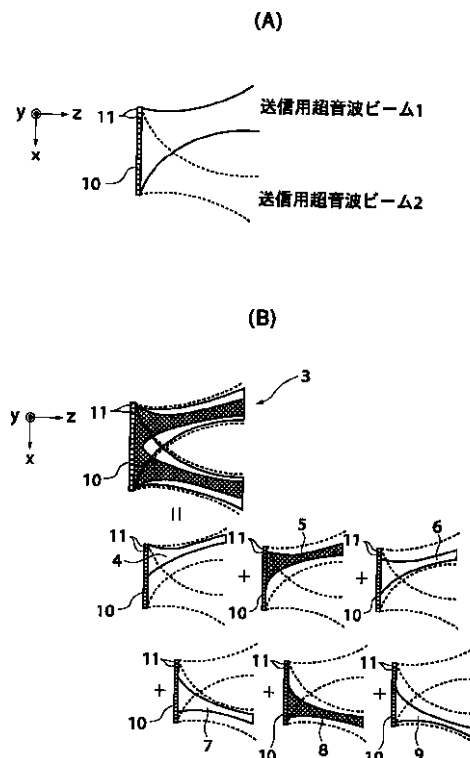
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像方法及び超音波撮像装置

(57)【要約】

【課題】 高フレームレートで画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置を提供する。

【解決手段】 超音波探触子10から同時に2つの方向に送信された超音波ビーム1、2は、被検体内の測定対象の同一深度でエコーとなって、超音波探触子10に受信される。1回の超音波ビームの送受信において、2方向に送信した超音波ビーム1、2を分離して受信することにより2つの検出信号が得られ、これら2つの検出信号を位相整合してそれぞれ3つに分割することにより、6つの画像情報を同時に得ることができる。したがって、この場合はフレームレートが6倍向上する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内の測定対象に向けて超音波ビームを走査し、該測定対象から反射されるエコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像方法であって、

前記測定対象に向けて複数の超音波ビームを同時に多方向に送信し、

送信した複数の超音波ビームの各々について受信焦点を複数形成するように、エコーを検出して得られる複数の検出信号を処理することを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項2】 前記超音波ビームを送受信する際に、複数の超音波トランスデューサ素子を備える超音波探触子を用い、

該複数の超音波トランスデューサ素子の送信タイミングを管理して、前記複数の受信焦点について得られる複数の検出信号間のクロストークが所定の値以下となるようにすることを特徴とする請求項1記載の超音波撮像方法。

【請求項3】 受信ビームフォーミング後において、受信焦点面において隣り合う超音波ビームの中心間の距離(L)が、該受信焦点面における各超音波ビームのビーム径(D)以上となるように(L > D)、前記複数の超音波トランスデューサ素子の送信タイミングを管理することを特徴とする請求項2記載の超音波撮像方法。

【請求項4】 前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-6dBとなる径で規定することを特徴とする請求項3記載の超音波撮像方法。

【請求項5】 前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-20dBとなる径で規定することを特徴とする請求項3記載の超音波撮像方法。

【請求項6】 被検体内の測定対象に向けて超音波を走査し、該測定対象から反射されるエコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像装置であって、

複数の駆動信号を供給する送信側信号処理手段と、該送信側信号処理手段から供給された駆動信号に応じて複数の超音波トランスデューサから超音波ビームを送信し、該送信した超音波ビームのエコーを検出して検出信号を出力する超音波探触子と、

該超音波探触子から出力された複数の検出信号を増幅し、該増幅された複数の検出信号に基づいて前記測定対象の画像情報を得る受信側信号処理手段と、

前記複数の超音波トランスデューサから前記測定対象に向けて複数の超音波ビームを同時に多方向に送信するように前記送信側信号処理手段を制御し、エコーを検出して得られる複数の検出信号を処理して、送信した複数の超音波ビームの各々について受信焦点を複数形成するように、前記受信側信号処理手段を制御する制御手段と、*50

*を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項7】 前記複数の受信焦点について得られる複数の検出信号間のクロストークが所定の値以下となるように、前記制御手段が前記送信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項6記載の超音波撮像装置。

【請求項8】 受信ビームフォーミング後において、受信焦点面において隣り合う超音波ビームの中心間の距離(L)が、該受信焦点面における各超音波ビームのビーム径(D)以上となるように(L > D)、前記制御手段が前記送信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項7記載の超音波撮像装置。

【請求項9】 前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-6dBとなる径で規定するように、前記制御手段が前記送信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項8記載の超音波撮像方法。

【請求項10】 前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-20dBとなる径で規定するように、前記制御手段が前記送信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項8記載の超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を用いて生体内臓器の診断や非破壊検査を行うための超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。特に、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】超音波診断装置や工業用の探傷装置等の超音波撮像装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子が用いられる。超音波探触子を備える超音波撮像装置においては、複数の超音波を合波して形成した音線で被検体を走査することにより、被検体に関する画像情報が得られる。そして、この画像情報に基づき、被検体の2次元又は3次元領域の画像が再現される。

【0003】このような超音波撮像装置において、超音波探触子で超音波ビームを送受信する方法として、以下(1)、(2)に述べる方式が知られている(一例として神田浩・佐々木明・杉山隆司著『デジタル超音波技術』、臨床放射線 臨時増刊号、Vol. 43、No. 11、pp1248-1252(1998)参照)。

【0004】(1)1方向超音波ビーム送信-エコー分割受信方式

図5(A)は従来の超音波ビームの送信状態の一例を説明するための模式図であり、図5(B)は同超音波ビームの受信状態の一例を説明するための模式図である。こ

の方式によれば、送信部に接続された複数のパルサ（図示されず）から供給される駆動信号に基づいて、超音波探触子100に含まれている複数の超音波トランスデューサ102のそれぞれから、超音波パルスが間欠的に送信される。この超音波パルスは、図5(A)に示すように、超音波探触子100から被検体（図示されず）に向けて送信され、順に伝播して超音波ビーム101を形成する。超音波ビーム101は、近距離では進行するほど次第に狭くなっていき、焦点Fで最も狭くなり、その後は次第に太くなっていく。この超音波ビームが被検体

10 含まれている反射体に当たるとエコーが反射され、図5(B)に示すように、このエコーが超音波探触子100によって受信される。超音波探触子100に含まれている複数の超音波トランスデューサ102から出力される検出信号は、受信部に接続された複数の位相整合演算手段（図示されず）によって所望の遅延が与えられた後に加算され、受信した超音波ビームごとの検出信号が得られる。この例では、3つの受信超音波ビーム103、104及び105が示されている。

【0005】(2)多方向超音波ビーム送信 - エコー非

20 分割受信方式

図6は、従来の超音波ビームの送受信状態の他の例を説明するための模式図である。この方式によれば、超音波探触子100に複数種類の駆動信号が供給される。そのために、複数組のパルサ（図示されず）から、超音波探触子100に含まれる複数の超音波トランスデューサ102に、同時に複数種類の駆動信号が供給される。例えば、図6に示すように、1組のエレメントにA系パルスとB系パルスの2組のタイミングパルスを印加し、超音波ビームAと超音波ビームBの両方を発生する。なお、

30 A系パルスとB系パルスとが重なる場合には、共通パルスとなる。これらの超音波ビームA、Bは、被検体（図示されず）に向けて同時に多方向（この例では2方向）に送信される。

【0006】ところで、近年、よりフレームレートが高く、分解能を向上できる超音波診断方法あるいは装置が求められている。本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであって、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置を

40 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】上記の課題を解決するため、本発明の超音波撮像方法は、被検体内の測定対象に向けて超音波ビームを走査し、該測定対象から反射されるエコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像方法であって、前記測定対象に向けて複数の超音波ビームを同時に多方向に送信し、送信した複数の超音波ビームの各々について受信焦点を複数形成するように、エコーを検出して得られる

複数の検出信号を処理することを特徴とする。本発明によれば、単位時間当たりの超音波ビームの送受信回数が増加し、高フレームレートの撮像を行うことができる。

【0008】本発明の超音波撮像方法においては、前記超音波ビームを送受信する際に、複数の超音波トランスデューサ素子を備える超音波探触子を用い、該複数の超音波トランスデューサ素子の送信タイミングを管理して、前記複数の受信焦点について得られる複数の検出信号間のクロストークが所定の値以下となるようにすることができる。複数の検出信号間のクロストークを所定の値以下とすることで、分解能の高い画像情報を得ることができる。

【0009】また、本発明の超音波撮像方法においては、受信ビームフォーミング後において、受信焦点面において隣り合う超音波ビームの中心間の距離(L)が、該受信焦点面における各超音波ビームのビーム径(D)以上となるように(L > D)、前記複数の超音波トランスデューサ素子の送信タイミングを管理することができる。この場合、複数の検出信号間のクロストークをより確実に軽減することができ、分解能の向上がより確実になる。

【0010】ここで、前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-6dBとなる径で規定してもよい。さらに望ましくは、前記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-20dBとなる径で規定してもよい。この場合、複数の検出信号間のクロストークをより一層確実に軽減することができ、分解能の向上がより確実になる。

【0011】本発明の超音波撮像装置は、被検体内の測定対象に向けて超音波を走査し、該測定対象から反射されるエコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像装置であって、複数の駆動信号を供給する送信側信号処理手段と、該送信側信号処理手段から供給された駆動信号に応じて複数の超音波トランスデューサから超音波ビームを送信し、該送信した超音波ビームのエコーを検出して検出信号を出力する超音波探触子と、該超音波探触子から出力された複数の検出信号を増幅し、該増幅された複数の検出信号に基づいて前記測定対象の画像情報を得る受信側信号処理手段と、前記複数の超音波トランスデューサから前記測定対象に向けて複数の超音波ビームを同時に多方向に送信するように前記送信側信号処理手段を制御し、エコーを検出して得られる複数の検出信号を処理して、送信した複数の超音波ビームの各々について受信焦点を複数形成するように、前記受信側信号処理手段を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする。

【0012】本発明の超音波撮像装置においては、前記複数の受信焦点について得られる複数の検出信号間のクロストークが所定の値以下となるように、前記制御手

段が前記送信側信号処理手段を制御するものとする
ことができる。

【0013】また、本発明の超音波撮像装置におい
ては、受信ビームフォーミング後において、受信焦点面
において隣り合う超音波ビームの中心間の距離(L)が、
該受信焦点面における各超音波ビームのビーム径(D)
以上となるように(L>D)、前記制御手段が前記送信
側信号処理手段を制御するものとする
ことができる。

【0014】ここで、前記ビーム径(D)を、受信ビ
ームフォーミング後における超音波の音圧がピークの-6
dBとなる径で規定してもよい。さらに望ましくは、前
記ビーム径(D)を、受信ビームフォーミング後におけ
る超音波の音圧がピークの-20dBとなる径で規定し
てもよい。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しつつ本発明の
実施の形態について説明する。図1は、本発明の一実施
の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すブロック
図である。この超音波撮像装置は、例えば、人体等の診
察用の超音波診断装置や工業用の探傷装置として用いら
れる。

【0016】図1に示すように、この超音波撮像装置
は、被検体に当接させて用いられる超音波探触子10を
備えている。図1に示す超音波探触子10は、超音波の
送受信機能を有する複数個($N \times N = N^2$ 個)の超音波
トランスデューサ11が、N行N列の2次元マトリッ
クス状に配列されたもの(いわゆる2次元アレイトラン
スデューサ)である。超音波トランスデューサ11とし
ては、例えば、PZTやPVDfを材料とする圧電素子
や、微細な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)又はファイバ
ブラッググレーティング等によって構成することができ
る。なお、この例では2次元アレイトランスデューサを
用いているが、これ以外に、1次元、又は、1.5次元
等のアレイトランスデューサを用いることもできる。

【0017】 N^2 個の超音波トランスデューサ11に
は、それぞれに対応して N^2 個のパルス12、及び、レ
シーバ14が接続されている。各パルス12は、後述す
るシステム制御部20に内蔵された発火タイミングコン
トローラ25の出力信号に基づき励振して、超音波探触
子10の各超音波トランスデューサ11に駆動信号を入
力する。各超音波トランスデューサ11は、パルス12
から入力された駆動信号に基づいて超音波パルスを受
信し、被検体から反射された超音波パルスを受信し
て検出信号を出力する。これらのパルスは、高い繰り
返し周期(例えば3MHz~10MHz)で連続的に駆
動信号を出力できる高速パルスである。

【0018】各レシーバ14は、プリアンプ15、TGC
(Time Gain Compensation: タイムゲインコンペン
セーション)増幅器16及びA/D変換器17を備えてい
50

る。各超音波トランスデューサ11から出力された検出
信号は、それぞれに対応した N^2 個のプリアンプ15及
びTGC増幅器16においてアナログ処理を施される。
このアナログ処理により、これらの検出信号のレベル
が、A/D変換器17の入力信号レベルに整合される。
TGC増幅器16から出力されたアナログ信号は、A/
D変換器17によってそれぞれデジタル化される。

【0019】各パルス12及びレシーバ14は、超音波
撮像装置のシステム全体を制御するシステム制御部20
に接続されている。各パルス12は、上述したようにシ
ステム制御部20に内蔵された発火タイミングコント
ローラ25に接続されている。発火タイミングコント
ローラ25は、各パルス12を励振するための信号を出力す
る。この発火タイミングコントローラ25は、この例で
は電子回路であるが、パターンジェネレータ等であって
もよい。この発火タイミングコントローラ25により、
超音波探触子10から送信された超音波ビームの最大撮
像深度からのエコーの到達時間内に、複数方向に向けて
超音波ビームを送信するための発火タイミングの管理が
可能となる。

【0020】各レシーバ14は、システム制御部20に
内蔵されたメモリ21に接続されている。各レシーバ1
4のA/D変換器17から出力された検出データは、メ
モリ21で一旦記憶された後、位相整合演算部22に入
力される。位相整合演算部22は、図1では1個のプロ
ックで示されているが、受信焦点の数に対応して複数の
系統が設けられている。各系統は、シフトレジスタ遅延
線やデジタル微小遅延器若しくはソフトウエア又はこれ
らの組み合わせによって、各超音波トランスデューサ1
1から出力される検出信号に基づいて得られた検出デー
タに所望の遅延を与えることにより、超音波探触子10
に含まれる一連の超音波トランスデューサ11を用いて
得られた複数の検出データにおける位相の整合を行う。
そして、これらの検出データをデジタル加算する。この
ようにして、受信ビームフォーミングが行われる。複数
の系統を有する位相整合演算部22を用いることによ
り、被検体内の複数の方向に関する受信フォーカスを同
時に達成することができる。

【0021】位相整合演算部22から出力されたデー
タは、表示画像演算部23に入力される。この表示画像演
算部23では、位相整合演算部22からのデータに対し
て、検出波形の検波や、画像データへの変換や、所定の
画像処理を施した後、走査フォーマットの変換を行う。
これにより、音線データ空間の画像データが物理空間の
画像データに変換される。さらに、表示画像演算部23
は、複数枚の断層データから、ある体積についてのデー
タであるボクセルデータ(voxel data)を生成し、3次
元画像の表示を行う演算も行う。

【0022】表示画像演算部23は、モニタ30に接続
されている。このモニタ30は、表示画像演算部23で

走査フォーマットが変換された画像データを、D/A変換によってアナログ信号に変換して表示する。

【0023】次に、図1の超音波撮像装置の動作について説明する。図2(A)は本発明の超音波撮像装置から2つの超音波ビームを送信した状態を説明するための模式図であり、図2(B)は同超音波ビームのエコーを受信した状態を説明するための模式図である。図3(A)は本発明の超音波撮像装置から1つの超音波ビームを送信した状態を説明するための模式図であり、図3(B)は図3(A)の焦点面を模式的に示す平面図である。図4(A)は本発明の超音波撮像装置の超音波ビーム形状の一例を示す図であり、図4(B)は同超音波ビーム形状の断面図である。

【0024】図1に示すシステム制御部20で制御される発火タイミングコントローラ25の制御に基づき、複数のパルサ12から超音波探触子10の超音波トランスデューサ11へ、高い繰り返し周期(例えば3MHz~10MHz)で連続的に駆動信号が出力される。この際、 N^2 個の超音波トランスデューサ11の全てから超音波パルスを送信してもよいし、これら N^2 個のうちのいくつかに限定して超音波パルスを送信してもよい。本実施の形態において、超音波パルスは、2組の超音波トランスデューサから被検体内の測定対象に向けて位相をずらして出力される。

【0025】例えば、図2(A)に模式的に示すように、位相をずらして出力された超音波パルスは、順に伝播して2つの送信超音波ビーム1(右上側)、2(右下側)を形成する。1本の超音波ビームは、図3(A)に模式的に示すように、近距離では進行するほど次第に狭くなっていき、焦点Fで最も狭くなり、その後は次第に太くなっていく。なお、この際、操作者は、超音波ビームの焦点Fが被検体内の測定対象に当たるように、超音波探触子10を適宜操作する。

【0026】超音波探触子10から同時に2つの方向に送信された超音波ビーム1、2は、被検体内の測定対象によって反射され、エコーとなって超音波探触子10に受信される。このエコーは、図2(B)上段に符号3で示すように、超音波探触子10に受信される時点では複数のエコーが重なり合った状態となっているが、同時に2つの方向に送信した超音波ビーム1、2の各々について、超音波トランスデューサ11に接続された複数のレシーバ14が、それぞれの検出信号を受信する。

【0027】受信されたエコーの検出信号は、レシーバ14内のプリアンプ15及びTGC増幅器16においてアナログ処理を施され、これらの検出信号のレベルが、A/D変換器17の入力信号レベルに整合される。次いで、TGC増幅器16から出力されたアナログ信号は、A/D変換器17によってそれぞれデジタル化され、メモリ21で一旦記憶された後、位相整合演算部22に並列に入力される。

【0028】位相整合演算部22では、検出データに所望の遅延を与えることで、超音波探触子10の一連の超音波トランスデューサ11で得られた複数の検出データの位相の整合を行う。すなわち、まず各超音波ビーム1、2の各々について形成した複数の受信焦点からの検出データに、受信焦点の数に対応した複数の所望の遅延を与える。次いで、これらの遅延が与えられた出力を、それぞれデジタル加算する。すると、図2(B)下段に示すように、超音波ビーム1についての位相整合で3つのエコー4、5及び6が得られ、超音波ビーム2についての位相整合で3つのエコー7、8及び9が得られる。

【0029】このため、1回の超音波ビームの送受信で得られる画像情報は、2方向に送信した超音波ビーム1、2についてのエコーを検出して得られる2種類の検出信号に対して、それぞれ3種類の位相整合を施して3つに分割するので、

$$(\text{送信方向}) \times (\text{エコー分割数}) = 2 \times 3 = 6$$

となる。すなわち、1回の超音波ビームの送受信によって、6つの画像情報を得ることができ、この場合はフレームレートが6倍向上する。

【0030】このとき、受信ビームフォーミング後の超音波ビームの受信焦点面におけるビーム径をDとし、これらの超音波ビームの受信焦点における中心間の距離をLとしたとき、これらの寸法が、

$$L \geq D$$

を満たすように、システム制御部20が発火タイミングコントローラ25を制御する。より具体的には、図4(A)に示すように、2つの受信超音波ビームP1、P2の音圧ピーク値から少なくとも6dB下がった位置、さらに望ましくは音圧ピーク値から20dB以上下がった位置において、2つの超音波ビームP1、P2の分布が重なるように、発火タイミングコントローラ25が発火タイミングを管理する。超音波ビームの径を、超音波の音圧がピークの-6dB又は-20dBとなる径と規定すると、図4(B)に示すように、2つの超音波ビームP1、P2の断面半径rの和よりも中心間の距離Lが大きいか等しくなり、両ビームP1、P2が分離される。したがって、2つの方向から反射されたエコーを受信フォーカスで分離した際のクロストークが軽減される。

【0031】位相整合演算部22のデータは表示画像演算部23に入力され、ここで検出波形の検波や、画像データへの変換や、所定の画像処理を施した後、走査フォーマットの変換が施される。これにより、音線データ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。さらに、表示画像演算部23は、複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ(voxel data)を生成し、3次元画像の表示を行う演算も行う。表示画像演算部23の演算処理結果は、モニター30でアナログ信号に変換した後に画像表示される。

【0032】なお、上記の説明では、超音波ビームを2つの方向に同時に送信するものとして説明したが、より多くの複数の方向に同時に送信することも勿論可能である。

【0033】このように、本発明の超音波撮像装置によれば、複数の超音波ビームを同時に多方向に送信することで、単位時間当たりの超音波ビームの送受信回数が増加し、高フレームレートの撮像を行うことができる。さらに、受信時における複数の受信焦点についての超音波ビームの分布が、超音波ビームの音圧ピーク値から少なくとも6dB下がった位置、望ましくはピーク値から20dB以上下がった位置において重なるように発火タイミングを管理することで、送信する複数の超音波ビーム間のクロストークが軽減され、分解能の高い画像情報を得ることができる。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができる。

【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撮像装置の主要構成を示すブロック図である。

【図2】図2(A)は本発明の超音波撮像装置から2つの超音波ビームを送信した状態を説明するための模式図であり、図2(B)は同超音波ビームのエコーを受信した状態を説明するための模式図である。

【図3】図3(A)は本発明の超音波撮像装置から1つの超音波ビームを送信した状態を説明するための模式図

であり、図3(B)は図3(A)の焦点面を模式的に示す平面図である。

【図4】図4(A)は本発明の超音波撮像装置の超音波ビーム形状の一例を示す図であり、図4(B)は同超音波ビーム形状の断面図である。

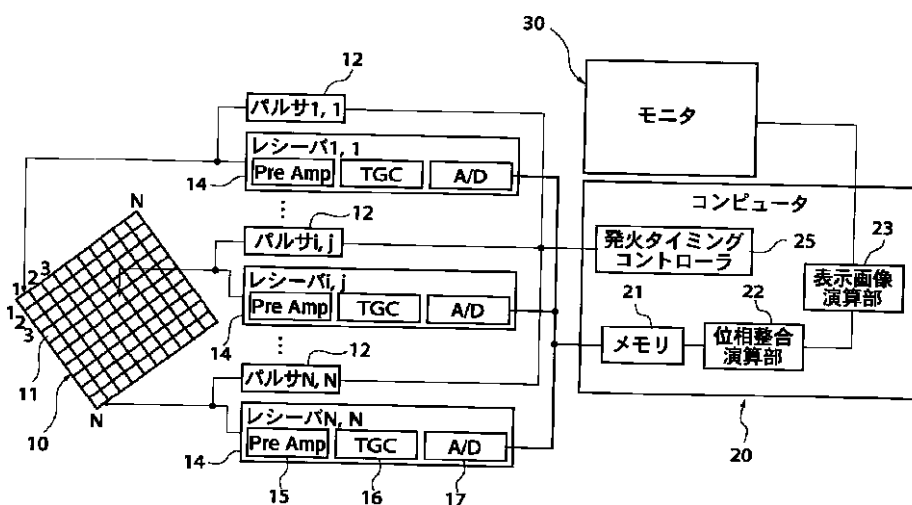
【図5】図5(A)は従来の超音波ビームの送信状態の一例を説明するための模式図であり、図5(B)は同超音波ビームの受信状態の一例を説明するための模式図である。

【図6】従来の超音波ビームの送受信状態の他の例を説明するための模式図である。

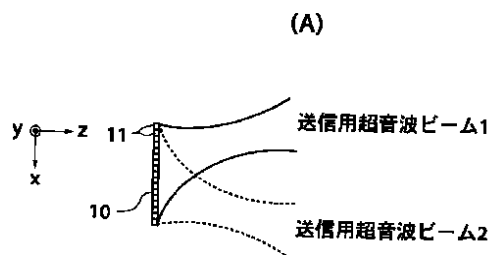
【符号の説明】

- | | | | |
|-------------|---------|----|---------------|
| 1、2 | 超音波ビーム | 3 | 重なり合ったエコー |
| 4、5、6、7、8、9 | エコー | | |
| 10 | 超音波探触子 | 11 | 超音波トランスデューサ |
| 12 | パルサ | 14 | レシーバ |
| 15 | プリアンプ | 16 | TGC増幅器 |
| 17 | A/D変換器 | 20 | システム制御部 |
| 21 | メモリ | 22 | 位相整合演算部 |
| 23 | 表示画像演算部 | 25 | 発火タイミングコントローラ |
| 30 | モニタ | | |

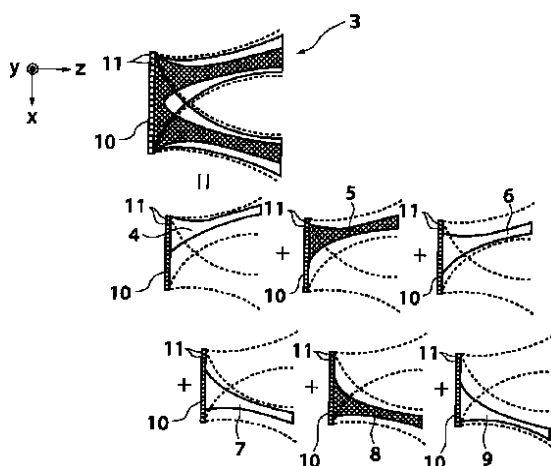
【図1】



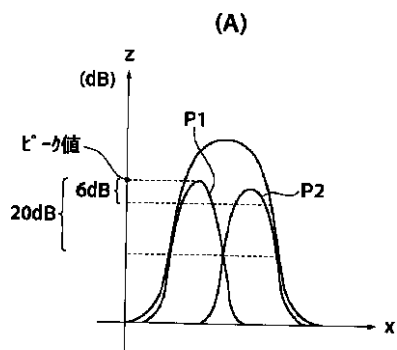
【図2】



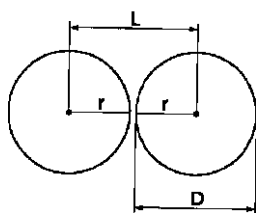
(B)



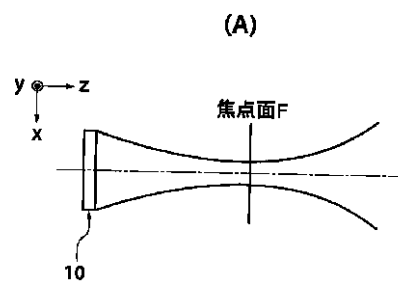
【図4】



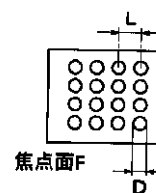
(B)



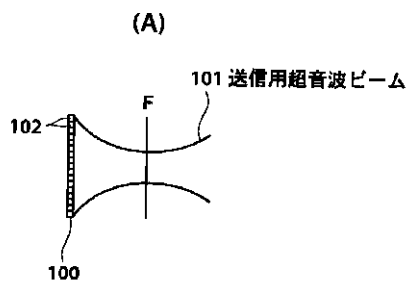
【図3】



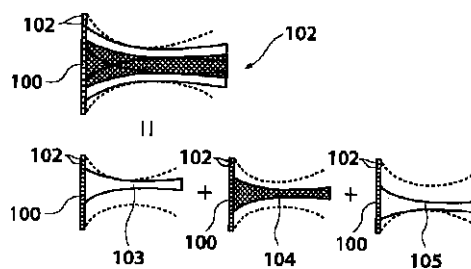
(B)



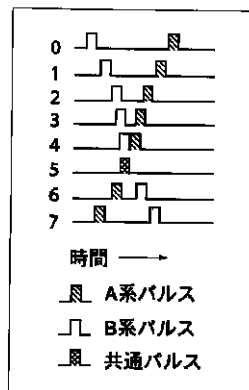
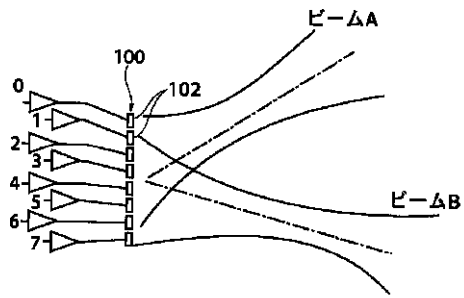
【図5】



(B)



【図6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G047 AC13 BC07 DB02 GB02 GF17
GF18 GG09 GG21 GH06
4C301 AA02 EE01 EE10 GB03 GB09
HH24 HH27 HH33 HH34 HH37
HH51 JB03 JB04 JB11 JB13
JB29 KK17
5D019 AA21 BB19 FF04

专利名称(译)	超声成像方法和超声成像设备		
公开(公告)号	JP2002336246A	公开(公告)日	2002-11-26
申请号	JP2001142705	申请日	2001-05-14
[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	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/06 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34 H04R17/00 G01N29/22		
CPC分类号	G10K11/341 G01N29/0609 G01S7/52025 G01S7/52033 G01S7/5209 G01S7/52095 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.502 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC07 2G047/DB02 2G047/GB02 2G047/GF17 2G047/GF18 2G047/GG09 2G047/GG21 2G047/GH06 4C301/AA02 4C301/EE01 4C301/EE10 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/HH24 4C301/HH27 4C301/HH33 4C301/HH34 4C301/HH37 4C301/HH51 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB11 4C301/JB13 4C301/JB29 4C301/KK17 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/FF04 4C601/EE01 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像方法和改进的超声成像设备，使得可以以高帧频获得图像信息或可以提高分辨率。 解决方案：从超声波探头10沿两个方向同时发射的超声波束1和2被超声波探头10接收为对象中相同测量深度的回波。 有待完成。 在一次超声波束的发射/接收中，通过分离和接收在两个方向上发射的超声波束1和2，可以获得两个检测信号。 通过划分，可以同时获得6个图像信息。 因此，在这种情况下，帧速率提高了6倍。

