

(19)日本国特許庁（ J P ）

公開特許公報（ A ）

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 209890

(P2002 - 209890A)

(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

テームト* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

G 0 6 T 1/00

290

G 0 6 T 1/00

290

D

5 B 0 5 7

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 - 6058(P2001 - 6058)

(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

(22)出願日 平成13年1月15日(2001.1.15)

(72)発明者 小川 英二

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 ターム (参考) 4C301 BB13 EE10 GB03 GB09 JB06

JC20 KK17 LL02

5B057 AA09 BA05 BA26 CA08 CA12

CA16 CB08 CB13 CB16 CD05

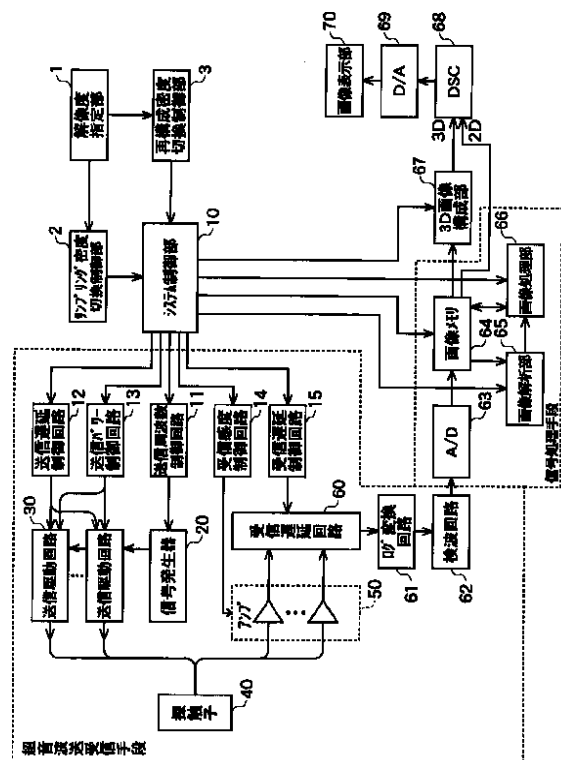
CD14 CE08

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 3次元画像の解像度を切り換えることにより、3次元画像の表示までに要する時間を必要に応じて調節できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波送受信手段11～62と、信号処理手段63～66と、信号処理手段が生成した画像データに基づいて3次元画像データを再構成する3次元画像構成手段67と、超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度と3次元画像の再構成における画像データの再構成密度との内の少なくとも一方を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えるために用いる解像度指定手段1と、これに従って超音波送受信手段又は3次元画像構成手段を制御する制御手段2～10と、画像表示手段70とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に超音波を送信し、被検体から反射された超音波を受信して検出信号に変換する超音波送受信手段と、
前記超音波送受信手段から出力された検出信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段と、
前記信号処理手段が生成した画像データに基づいて3次元画像データを再構成する3次元画像構成手段と、
超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度と3次元画像の再構成における画像データの再構成密度との内の少なくとも一方を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えるために用いる解像度指定手段と、
前記解像度指定手段によって指定されたサンプリング密度に従って前記超音波送受信手段を制御し、又は、前記解像度指定手段によって指定された再構成密度に従って前記3次元画像構成手段を制御する制御手段と、
前記3次元画像構成手段において再構成された3次元画像データに基づいて画像を表示する画像表示手段と、を具備する超音波診断装置。

【請求項2】 前記信号処理手段が、前記超音波送受信手段から出力された検出信号に基づいて複数の断面画像データを生成し、
前記3次元画像構成手段が、前記信号処理手段が生成した複数の断面画像データに基づいて3次元画像データを再構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記制御手段が、各々の断面画像データにおけるデータ密度を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記制御手段が、断面画像データの断面数を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項5】 前記制御手段が、3次元画像を構成する3次元ボクセルデータの密度を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記超音波送受信手段が、2次元状に配列された複数の超音波検出素子であって、印加される超音波に基づいて、光源から入射された光を変調する前記複数の超音波検出素子を含むことを特徴とする請求項1～5のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信し、受信した超音波が有する情報から得られる3次元画像に基づいて医療診断を行うための超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】3次元画像を作成して表示することができる超音波診断装置としては、デューク(Duke)大学のシュテフェン W. スミス(Stephen W. Smith)等による論文「高速超音波立体撮像システム-第1部:トランスデューサ設計及びビーム操作(High-Speed Ultrasound Volumetric Imaging System-Part I: Transducer Design and Beam Steering)」(IEEE超音波、フェロエレクトロニクス、周波数制御会報第38巻第2号1991年3月)に記載されているように、2次元超音波トランスデューサアレイを用いて複数の断層画像を取得し、これらの断層画像に基づいて、3次元画像データを再構成して表示するものが知られていた。このように2次元超音波トランスデューサアレイを用いることにより、3次元画像データを高速に取得することができ、しかも位置ずれが生じることも少ない。また、2次元超音波トランスデューサアレイの送受信面と平行な断面画像も得ることができるという特徴を有している。

【0003】ところで、このような超音波撮像システムによって得られる3次元画像の解像度は、超音波の送受信によってサンプリングされる被測定点の密度や、3次元画像を再構成する際に用いられる画像データの密度によって決定される。上記論文に記載されている超音波撮像システムにおいては、超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度や、画像を再構成する際に用いられる画像データの密度が一定であり、従って、一定の解像度を有する3次元画像しか得られなかった。

【0004】しかしながら、特に3次元画像の場合には、高画質を得るために大量のデータを扱う必要があり、超音波の送受信を開始してから3次元画像の表示までに要する時間は膨大なものになってしまう。一方、撮像範囲の確認等のように、高画質は不要であるが早急に撮像画面を確認したい場合も存在する。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、3次元画像の解像度を切り換えることにより、3次元画像の表示までに要する時間を必要に応じて調節できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

【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診断装置は、被検体に超音波を送信し、被検体から反射された超音波を受信して検出信号に変換する超音波送受信手段と、超音波送受信手段から出力された検出信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段と、信号処理手段が生成した画像データに基づいて3次元画像データを再構成する3次元画像構成手段と、超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度と3次元画像の再構成における画像データの再構

成密度との内の少なくとも一方を変化させることにより 3 次元画像の解像度を切り換えるために用いる解像度指定手段と、解像度指定手段によって指定されたサンプリング密度に従って超音波送受信手段を制御し、又は、解像度指定手段によって指定された再構成密度に従って 3 次元画像構成手段を制御する制御手段と、3 次元画像構成手段において再構成された 3 次元画像データに基づいて画像を表示する画像表示手段とを具備する。

【0007】上記構成によれば、超音波の送受信によってサンプリングされる被測定点のサンプリング密度と 3 次元画像を再構成する際に用いられる画像データの再構成密度との内の少なくとも一方を変化させることにより 3 次元画像の解像度を切り換えることができるので、3 次元画像の表示までに要する時間を必要に応じて調節できる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面に基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、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 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 10 と、システム制御部 10 の制御の下で超音波送受信部における超音波の送受信条件の制御を行う送信周波数制御回路 11、送信遅延制御回路 12、送信パワー制御回路 13、受信感度制御回路 14、受信遅延制御回路 15 とを含んでいる。

【0009】また、システム制御部 10 には、サンプリング密度切換制御部 2 と、再構成密度切換制御部 3 とが接続されている。サンプリング密度切換制御部 2 は、解像度指定部 1 を用いた指定に従って、超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度を制御する。この指定は、サンプリング密度、解像度、撮像時間等の様々なパラメータを用いて行うことができる。また、再構成密度切換制御部 3 は、解像度指定部 1 を用いた指定に従って、3 次元画像の再構成に用いられる画像データの再構成密度を制御する。この指定は、再構成密度、解像度、画像構成時間等の様々なパラメータを用いて行うことができる。

【0010】一般的には、通常は解像度を低くして超音波の送受信から 3 次元画像の表示までを高速で行い、高い解像度が必要なときのみ超音波の送受信における被測定点のサンプリング密度及び 3 次元画像の再構成に用いられる画像データの再構成密度を高くすることが、効率的で望ましい。

【0011】超音波を送受信するために、本実施形態に係る超音波診断装置は、送信のために用いる信号を発生する信号発生器 20 と、この信号を増幅すると共に必要な遅延時間を与えて駆動信号として出力する複数の送信駆動回路 30 と、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検出信号を出力する探触子 40 と、これらの検出信号を増幅する複数のアンプ 50 と、検出信号に必要な遅延時間を与える受信遅延回路 60 と、検出信号の対数変換を行うログ (log) 変換回路 61 と、検出信号の検波を行う検波回路 62 とを含んでいる。

【0012】探触子 40 は、複数の超音波トランスデューサにより構成される 1 次元又は 2 次元の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 PVD F 等の圧電素子を用いても良いし、受信用に光検出方式の 2 次元センサアレイを用いても良い。なお、光検出方式の 2 次元センサアレイについては後で詳しく説明する。

【0013】送信系回路において、送信周波数制御回路 11 は、信号発生器 20 から出力される信号の中心周波数と周波数帯域とを制御する。また、送信遅延制御回路 12 は、複数の送信駆動回路 30 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 40 に含まれている複数の超音波トランスデューサが、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、特定の送信フォーカスを有する超音波ビームが形成される。さらに、送信パワー制御回路 13 が、複数の送信駆動回路 30 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。

【0014】受信系回路において、受信感度制御回路 14 が複数のアンプ 50 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 15 は、受信遅延回路 60 における検出信号の遅延時間を制御する。受信遅延回路 60 の出力信号は、ログ変換回路 61 において対数変換され、検波回路 62 において検波された後、A/D 変換回路 63 においてデジタル画像データに変換されて画像メモリ 64 に記憶される。

【0015】このようにして得られた画像データに対して、画像処理部 66 において画像処理が施される。画像処理としては、規格化处理、非線型階調処理、レスポンス強調処理、拡大・縮小・補間処理等が該当する。また、3 次元画像を表示するために、3 次元画像構成部 67 において、画像メモリ 64 に蓄積された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) を生成する。

【0016】さらに、DSC (デジタル・スキャンコンバータ) 68 において、セクタスキャンやリニアスキャン等の様々な走査方式によって得られた画像データを TV (テレビジョン) 信号の走査に用いる画像データに変換して、一般のモニタで観察できるようにする。また、DSC 68 において、フレームレートの調整も行われる。DSC 68 によって変換された画像データは、D/A 変換回路 69 においてアナログ信号に変換され、画

像表示部 70 に表示される。画像表示部 70 は、カラー画像の表示が可能なものであることが望ましい。なお、本実施形態においては、画像メモリ 64、画像解析部 65、画像処理部 66 を A/D 変換回路 63 と DSC 68 との間に設けることにより規格化段階におけるデータ量を低減しているが、これらを DSC 68 と D/A 変換回路 69 との間に設けても良い。

【0017】次に、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。送信系回路においては、送信周波数制御回路 11 が、信号発生器 20 が発生する信号の中心周波数及び周波数帯域を制御し、送信遅延制御回路 12 が、送信駆動回路 30 における駆動信号の遅延時間を制御し、送信パワー制御回路 13 が、送信駆動回路 30 が出力する駆動信号の振幅を制御する。また、受信系回路においては、受信感度制御回路 14 が、アンプ 50 のゲインを制御し、受信遅延制御回路 15 が、受信遅延回路 60 における検出信号の遅延時間を制御する。このように、超音波の送信中心周波数、送信周波数帯域、送信フォーカス位置、送信パワー、受信感度等の送受信条件が設定され、その送受信条件の下で超音波の送受信が行われる。

【0018】検出信号を A/D 変換することにより得られた画像データは、フレーム単位で画像メモリ 64 に蓄積される。蓄積された画像データは、読み出された画像処理条件パラメータに従って画像処理部 66 において 1 フレームごとに画像処理された後、再度画像メモリ 64 に蓄積される。

【0019】あるいは、蓄積された画像データは、画像解析部 65 において解析されて規格化パラメータが算出され、規格化パラメータ及び画像処理条件パラメータに従って画像処理部 66 において画像処理される。この解析は、スキャン中のデータの中からあるフレームデータを抜き出して行われる。それ以降の連続するフレームにおける画像処理に関しては、算出された規格化パラメータをそのまま用いても良い。

【0020】次に、超音波ビームの走査方法について詳しく説明する。超音波ビームの送信は、所定の時間間隔で繰り返し行われる。超音波ビームの方位は、送信遅延制御回路 12 の制御の下で順次変更される。これにより、被検体の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。即ち、被検体の内部において、音線 40 の方向が順次変化する。これにより、例えば、図 2 に示すような走査を行う。図 2 においては、放射点 200 から z 方向に延びる超音波ビーム（音線 202）が、扇形の 2 次元領域 206 を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャンを行う。

【0021】一方、送波及び受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成する場合には、このアパーチャを超音波トランスデューサアレイに沿って順次移動させることにより、例えば、図 3 に示す

ような走査を行うことができる。図 3 においては、放射点 200 から z 方向に延びる音線 202 を直線上の軌跡 204 に沿って平行移動させることにより、矩形形の 2 次元領域 206 を x 方向に走査し、いわゆるリニアスキャンを行う。

【0022】また、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイである場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図 4 に示すような走査を行うことができる。図 4 においては、音線 202 の放射点 200 を、発散点 208 を中心とした円弧状の軌跡 204 に沿って移動させ、扇面状の 2 次元領域 206 を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンを行う。

【0023】本実施形態においては、サンプリング密度切換制御部 2 の制御により、超音波画像の送受信における被測定点のサンプリング密度を変化させることができる。ここで、被測定点のサンプリング密度は、各々の音線 202 におけるサンプリング間隔と、音線 202 の走査間隔と、2 次元領域 206 の数（断面数）とによって決定される。

【0024】被測定点のサンプリング密度の変化について、セクタスキャンを例にとり、図 5 ～ 図 7 を参照しながら説明する。図 5 の (a) に示す各々の音線 202 におけるサンプリング間隔を、図 5 の (b) に示すように大きくすることにより、2 次元領域 206 のサンプリングデータ数を減らすことができる。ただし、この場合には、超音波の送受信に要する時間は、あまり削減されない。

【0025】一方、図 6 の (a) に示す音線 202 の走査間隔を、図 6 の (b) に示すように大きくすることにより、2 次元領域 206 のサンプリングデータ数を減らすことができる。この場合には、音線 202 の本数にほぼ比例して、超音波の送受信に要する時間を削減することができる。

【0026】また、図 7 の (a) における 2 次元領域 206 の数（断面数）を、図 7 の (b) に示すように小さくすることにより、単位体積当りのサンプリングデータ数を減らすことができる。この場合にも、断面数にほぼ比例して、超音波の送受信に要する時間を削減することができる。

【0027】本実施形態においては、これらの内の 1 つ、又は、複数を組み合わせてサンプリングデータ数を減らすことにより、超音波の送受信に要する時間を削減することができる。

【0028】また、本実施形態においては、再構成密度切換制御部 3 の制御により、超音波の送受信によって既に得られた画像データの中から 3 次元画像を構成するために用いられる画像データの密度を変更することができる。3 次元画像は、複数のボクセルに関するボクセルデ

ータによって構成されるが、図8の(a)に示すボクセルデータ212を、図6の(b)に示すように粗くすることにより、単位体積当りのボクセル数を減らすことができる。この場合にも、ボクセル数にほぼ比例して、3次元画像の再構成に要する時間を削減することができる。

【0029】次に、超音波の受信に光検出方式の2次元センサアレイを用いる場合の構成について説明する。光検出方式の2次元センサアレイとして、以下に4つの例を述べる。

(1) 光ファイバーアレイを用いた例

図9に、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た2次元センサアレイを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。図9において、光ファイバーアレイ113は、微細な光ファイバー113a、113b、113c・・・の断面を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114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)114a、114b、114c・・・又はファイ

【0030】光源111から発生した光は、分光器112を通過し、光ファイバーアレイ113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114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112に入射する。分光器112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

【0031】(2) 光ヘテロダイン干渉光学系を用いた例

図10に、光路差長を有する光ヘテロダイン干渉光学系を用いた2次元センサアレイを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。超音波が入射すると、レーザ共振器150の全反射ミラー151が変位し、全反射ミラー151と透過ミラー153との間隔が変化する。このとき、レーザ活性物質152の両脇に設置された2枚のミ

【0032】ここで、時間的に発振周波数が偏移する光ビームが光路差長のある光ヘテロダイン干渉光学系に入ると、元の光ヘテロダイン干渉信号の周波数を中心として、時間遅延分に相当する発振周波数の変化分だけシフトした周波数のビート信号が生じる。この周波数変調されたビート信号をアンプ171で増幅し、復調手段172で復調し、得られた復調信号を積分処理手段173で積分処理すれば、周波数の変化即ち超音波の波形を再現できる。この波形は波形表示部174に表示され、同時に波形記憶部175に記憶される。

【0033】(3) エバネセント場を用いた例

図11に、反射界面近傍のエバネセント場に存在する物体が超音波を受けて振動することによりエバネセント光の光量が変化することを利用した超音波トランスデューサを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。図11において、超音波トランスデューサは、プリズム133、間隙部134、オプティカルフラット135、及び間隙を作るためのスペーサ136より構成される。超音波がオプティカルフラット下面より入射すると、プリズム底面の全反射光の光量が超音波の音圧強度に依存して変化する。従って、レーザ共振器131とビーム拡大器132とから構成される光源130より出射される拡大されたレーザ光でプリズム底面を照射し、その全反射光強度分布を光検出器140で読み出すことにより、超音波の空間分布及び時間変化を計測する。

【0034】(4) 光検出方式の2次元センサアレイと超音波送信部とを一体化した例

光検出方式の2次元センサアレイは超音波を発信する機能を持たないため、圧電素子等を用いた超音波送信部と一体化させることにより、1つの探触子(プローブ)において超音波送受信部を形成することも考えられる。図12に、そのような探触子の一例を示す。図12においては、反射界面近傍のエバネセント光の光量がエバネセント場に存在する物体が超音波を受けて振動することにより変化することを利用した超音波トランスデューサに、超音波送信部として圧電素子(PZT)を取り付けてある。オプティカルフラット135に吸音層142を介して圧電素子(PZT)141を取り付け、音響レンズ143により集束ビームを形成する。

【0035】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、超音波の送受信によってサンプリングされる被測定点のサンプリング密度と3次元画像を再構成する際に用いられる画像データの再構成密度との内の少なくとも一方を変化させることにより3次元画像の解像度を切り換えることができるので、3次元画像の表示までに要する時間を必要に応じて調節できる。これにより、必要なときだけ高画質データを表示し、通常は撮像・処理速度を優先させる超音波診断装置を実現することが可能であり、作業の効率が大幅に向上する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置におけるセクタスキャンの例を示す図である。

【図 3】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置におけるリニアスキャンの例を示す図である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置におけるコンベックスキャンの例を示す図である。

【図 5】セクタスキャンにおいて各々の音線におけるサ 10
ンプルング間隔を変える例を示す図である。

【図 6】セクタスキャンにおいて音線の走査間隔を変える例を示す図である。

【図 7】セクタスキャンにおいて走査を行う 2 次元領域の数（断面数）を変える例を示す図である。

【図 8】3 次元画像の再構成において単位体積当りのボクセル数を変える例を示す図である。

【図 9】本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 1 の例を示す図である。

【図 10】本発明の一実施形態において用いることがで 20
きる光検出方式の第 2 の例を示す図である。

【図 11】本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 3 の例を示す図である。

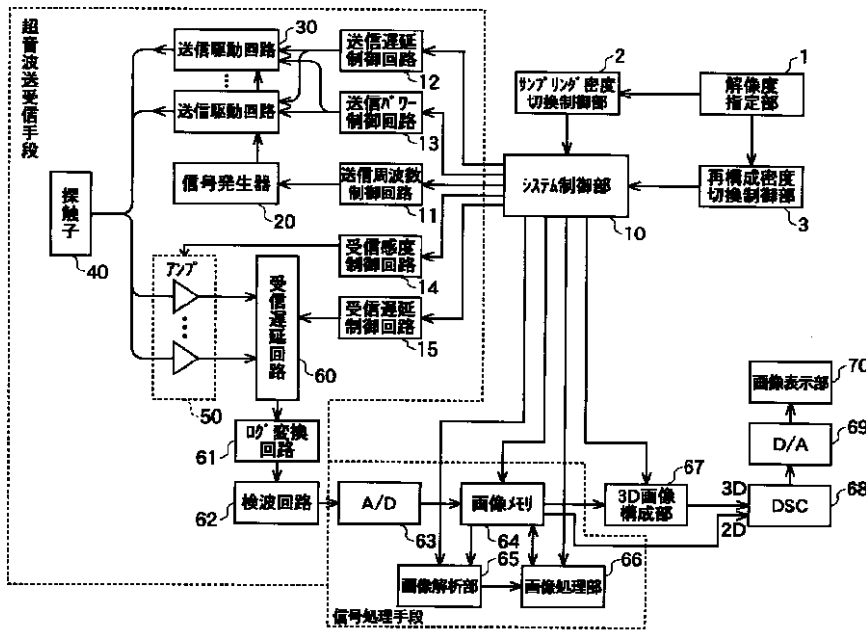
【図 12】本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 4 の例を示す図である。

【符号の説明】

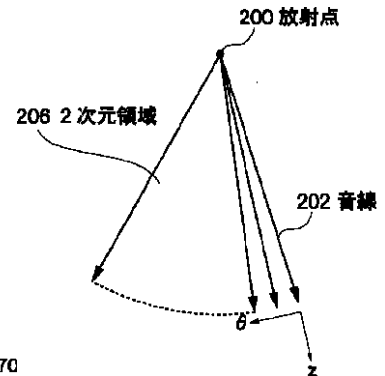
- 1 解像度指定部
- 2 サンプリング密度切換制御部
- 3 再構成密度切換制御部
- 10 システム制御部
- 11 送信周波数制御回路
- 12 送信遅延制御回路
- 13 送信パワー制御回路
- 14 受信感度制御回路
- 15 受信遅延制御回路
- 20 信号発生器
- 30 送信駆動回路
- 40 探触子（プローブ）
- 50 アンプ
- 60 受信遅延回路
- 61 ログ変換回路
- 62 検波回路
- 63 A / D 変換回路
- 64 画像メモリ

- 65 画像解析部
- 66 画像処理部
- 67 3D 画像構成部
- 68 DSC
- 69 D / A 変換回路
- 70 画像表示部
- 111、130 光源
- 112、161 分光器
- 113 光ファイバーアレイ
- 113 a、113 b、113 c、... 光ファイバー
- 114 超音波検出素子
- 114 a、114 b、114 c、... ファブリーペロー
共振器（FPR）
- 115 結像系
- 116、140、166 光検出器
- 131、150 レーザ共振器
- 132 ビーム拡大器
- 133、164 プリズム
- 134 間隙部
- 135 オプティカルフラット
- 136 スペーサ
- 141 圧電素子
- 142 吸音層
- 143 音響レンズ
- 151 全反射ミラー
- 152 レーザ活性物質
- 153 透過ミラー
- 160 干渉光学系
- 162 部分反射ミラー
- 163 周波数シフター
- 165 レンズ
- 171 アンプ
- 172 復調手段
- 173 積分処理手段
- 174 波形表示部
- 175 波形記憶部
- 200 放射点
- 202 音線
- 204 放射点の軌跡
- 206 2 次元領域
- 208 発散点
- 210 サンプリング点
- 212 ボクセル

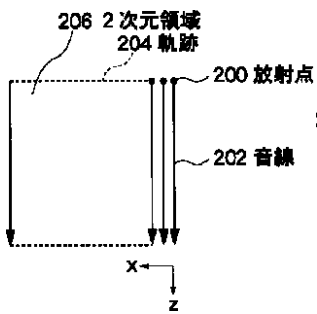
【図1】



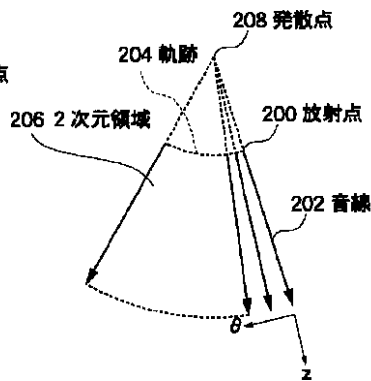
【図2】



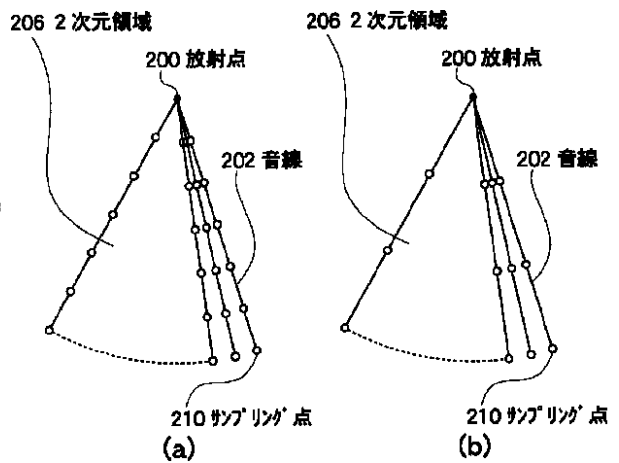
【図3】



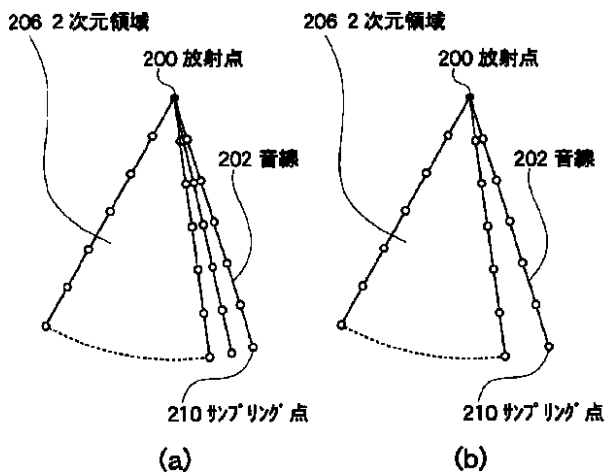
【図4】



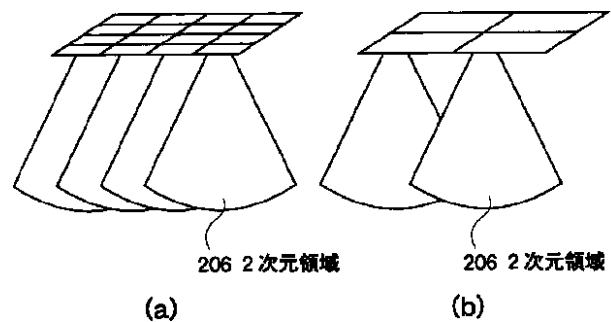
【図5】



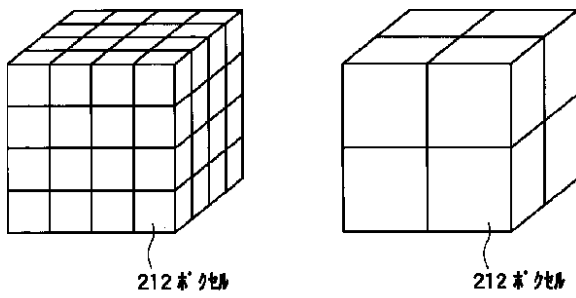
【図6】



【図7】



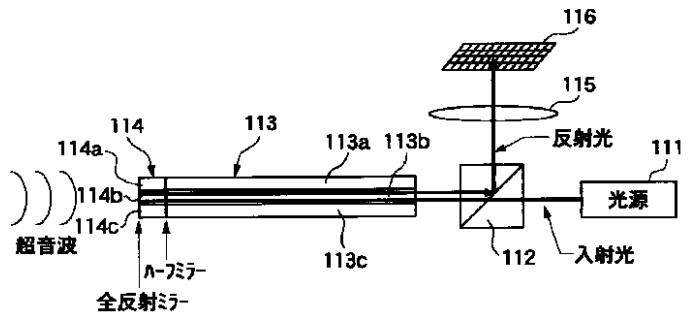
【図8】



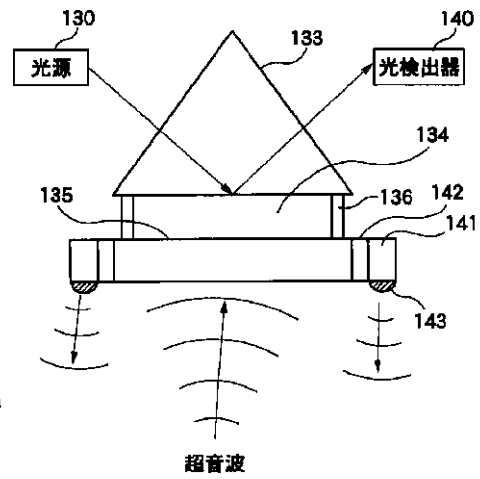
(a)

(b)

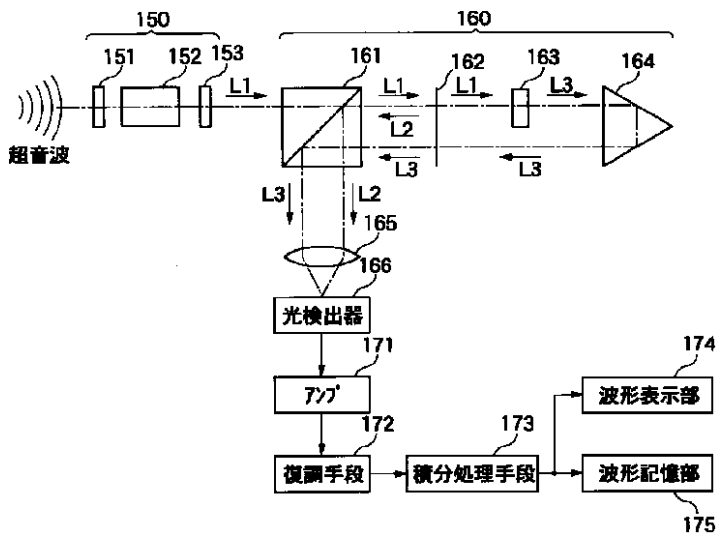
【図9】



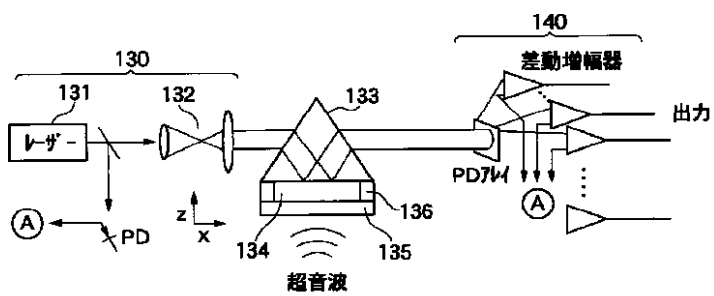
【図12】



【図10】



【図11】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002209890A	公开(公告)日	2002-07-30
申请号	JP2001006058	申请日	2001-01-15
[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	小川英二		
发明人	小川 英二		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/EE10 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/JB06 4C301/JC20 4C301/KK17 4C301/LL02 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/BA26 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CD14 5B057/CE08 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB04 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够通过切换三维图像的分辨率来调整直到显示三维图像所需的时间。 解决方案：超声波发射/接收装置11-62，信号处理装置63-66，用于基于由信号处理装置产生的图像数据重建三维图像数据的三维图像形成装置67，以及超声波。 分辨率确定装置1用于通过改变在发送和接收测量点时测量点的采样密度和在重建三维图像中的图像数据的重构密度中的至少一项来切换三维图像的分辨率， 据此，提供了用于控制超声波发送/接收装置或三维图像形成装置的控制装置2至10以及图像显示装置70。

