

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5060141号

(P5060141)

(45) 発行日 平成24年10月31日 (2012. 10. 31)

(24) 登録日 平成24年8月10日 (2012. 8. 10)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-58899 (P2007-58899)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年3月8日 (2007. 3. 8)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-220415 (P2008-220415A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年9月25日 (2008. 9. 25)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年2月26日 (2010. 2. 26)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を超音波走査し、超音波画像を取得する超音波診断装置において、
2次元的に配列された振動素子を用いて断層像に垂直方向に薄厚な音場を形成しながら、
被検体を3次元的に走査することによって、前記薄厚な音場と略平行な方向に対して前記被検体の複数の断層像を取得する取得手段と、

前記複数の断層像の輝度情報を用いて、2次元断層像を再構成する再構成手段とを具備し、

前記2次元断層像は、前記複数の断層像について対応する各画素の輝度について統計処理を行い、その結果に基づいて検出された特異輝度を有する代表輝度値を画素値として構成された画像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記2次元画像における前記代表輝度値は、前記特異輝度が検出されない場合、前記複数の断層像のうちいずれか一つの断層像において対応する座標位置の画素の輝度であること、

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2次元画像における前記代表輝度値は、前記特異輝度が検出されない場合、前記複数の断層像について対応する座標位置の複数の画素の輝度の平均値であること、

を特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記統計処理による特異輝度の検出は、前記複数の断層像について対応する座標位置における複数の画素の輝度値の平均値と標準偏差とに基づくこと、
を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記振動素子の 2 次元配列の構成は、1. 2 5 次元乃至 1. 7 5 次元アレイであり、
前記取得手段は、電子遅延回路又は機械式揺動機構により、前記振動素子により、前記被検体を 3 次元的に走査す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 6】

前記 2 次元断層像の関心領域内の画像は、前記複数の断層像について対応する各画素の輝度について前記統計処理を行い、その結果に基づいて検出された特異輝度を有する代表輝度値を画素値として構成された画像であり、

前記 2 次元断層像の関心領域外の画像は、前記複数の断層像のうちいずれか一つの断層像の関心領域外の画像を用いること

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 2 次元断層像を表示する表示手段を更に具備す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、組織のエコー信号から、生体臓器等の中の微小な構造物を抽出し、表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。それに加え、システムの規模が X 線、C T、M R I など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行うことができるなどの利点を備えている。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断は X 線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

このような超音波診断の一つに、乳がんの早期診断がある。乳房組織においては、乳癌の徴候として微小石灰化が発生するケースが多いことが知られている。微小石灰化病変は 1 個あるいは数個が局所に散在する。石灰は生体組織に比べ硬いため、超音波をよく反射するため画像上高輝度となることが期待されるが、数百ミクロン程度であっても画像の中から目視で抽出するのは難しいと言われている。この理由は以下の通りである。

【0004】

微小石灰化は明らかに大きな超音波の反射が起こっているにも関わらず、受信信号では検出されにくい理由を、図 6 を参照して説明する。超音波の音場は、図 6 (a) のように断層面に垂直な方向（以下、「スライス方向」と称する）に厚さを持っており、この厚み分の反射信号が 1 断面の 1 つの画素を形成することになる。つまり、超音波断層像と呼んでいるものは、厳密にはスライス方向に厚みを持つボリウム情報の投影像であるともいえる。ここで、石灰化のような微小構造物 5 1（以下、「石灰化構造物」とも称する）と、組織境界のような幅の広い構造物 5 2（以下、「組織境界」とも称する）が存在している場合において、石灰化構造物 5 1 は、組織境界 5 2 に比べて音響インピーダンスの差すなわちエコーが数倍高いと仮定する。

【0005】

もしスライス方向に重畳される音場の厚さが十分薄ければ、図 6 (b) に示すような石

10

20

30

40

50

灰化構造物 5 1 と組織境界 5 2 との信号比が得られることが予想され、B モード輝度画像としても弁別可能となる。しかしながら、通常の超音波診断装置においては、スライス音場の厚みは、微小石灰化に比べて厚いため、図 6 (c) に示すように受信音場は微小石灰化以外の低振幅部分との平均値として得られる。このため、石灰化構造物 5 1 と組織境界 5 2 との信号レベルが、同程度になってしまう。このことより、スライス方向の厚さを薄くする技術が、微小石灰化の視認性を向上させると考えられる。

【0006】

このような薄いスライス音場を実現するために、プローブ振動素子を 2 次元化し、スライス方向にも焦点を結ぶような方式が考えられている。例えば、慣例的に 1. 25 D アレイ、1. 5 D アレイ、1. 75 D アレイ、あるいは 2 D アレイ、と呼ばれるものは、スライス方向にも複数の振動素子を配列し、薄いスライス音場の実現が可能となっている。なお、上記のうち、三次元操舵が可能なものは 1. 75 D アレイと 2 D アレイであり、それ以外は、3 次元データ取得は目的とされない。例えば、1. 25 D アレイの代表例として、スライス方向に配列された振動素子の、誘電率もしくは整合層などの物理定数を、配列ごとに変化させることで、電子的遅延を与えなくとも、重み付き送受信が可能で薄スライス音場が実現できる技術が開示されている（特許文献 1 参照）。

10

【0007】

しかし、この薄スライス音場の形成は、上述の通り微小石灰化の検出能を向上させるが、その一方で、構造のスライス方向の連続性が減るため粗雑感が増大する。さらに、薄スライス音場の場合は、ターゲットが音場から微小にずれた場合であっても、診断画像から外れてしまうため、検出能が向上しても、検査中に実際に微小構造物を探索することは逆に困難になってしまう危険性もある。

20

【0008】

また、通常 1 枚の断層像には、組織構造とは別に、スペックルパタンと呼ばれる点状の模様が描画されることが知られている。これは、超音波パルスの分解能以下のレベルで存在する無数の散乱体からのエコーによるいわゆる干渉縞であり、各点の輝度が構造の情報を持たないことは、超音波診断の基礎事項として知られている。このスペックルパタンを平滑化して、組織構造を強調することにより、組織構造のコントラスト比を向上させるために、ポリウムコンパウンドと称する技術が開示されている（特許文献 2 参照）。このポリウムコンパウンドは、スペックル低減のための一手法であって、上述の 1. 75 D アレイ、2 D アレイ、もしくは機械的に揺動させた 1 D アレイを用いて、スライス方向に複数の断層像を取得し、その後、前記複数の断層像から、平均値処理、最大値処理、あるいは最小値処理などのレンダリング処理により、新たな断層像を再構成する技術である。このポリウムコンパウンドにより、各断面によって干渉が変化するため、スペックルパタンは平滑化され、組織構造が強調される結果となる。つまり、組織構造のコントラスト比が向上する。

30

【0009】

しかし、ポリウムコンパウンドの目的は、スペックルの低減であり、比較的大きな組織構造の視認性向上には寄与し、薄スライス音場のような粗雑感は低減するが、視認しにくい微小石灰化などの視認性向上には寄与しないか、あるいはむしろ視認性の低下につながるという問題がある。

40

【特許文献 1】特開 2003-9288 号公報

【特許文献 2】米国特許第 6、450、962 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、例えば乳癌検診において見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することが可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

50

本発明の一局面に係る超音波診断装置は、２次元的に配列された振動素子を用いて断層像に垂直方向に薄厚な音場を形成しながら、被検体を３次元的に走査することによって、前記薄厚な音場と略平行な方向に対して前記被検体の複数の断層像を取得する取得手段と、前記複数の断層像の輝度情報を用いて、２次元断層像を再構成する再構成手段とを具備し、前記２次元断層像は、前記複数の断層像について対応する各画素の輝度について統計処理を行い、その結果に基づいて検出された特異輝度を有する代表輝度値を画素値として構成された画像であることを特徴とする。本発明は、装置に限らず、装置で実現される方法やプログラムの発明としても成立する。

【発明の効果】

【００１２】

10

本発明によれば、見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行うものとする。また、各実施形態においては説明の便宜上、診断対象は乳房であるとする。しかしながら、これに限定されることなく、本発明は、乳房の他肝臓、脾臓等の所定の臓器にも適用可能である。

【００１４】

20

図１は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置１の概略構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置１０は、超音波プローブ１２と、入力装置１３と、モニター１４と、超音波送信ユニット２１と、超音波受信ユニット２２と、Ｂモード処理ユニット２３と、ドプラ処理ユニット２４と、画像演算ユニット２５と、シネメモリ２６と、画像合成部２７と、制御プロセッサ（ＣＰＵ）２８と、内部記憶部２９と、インタフェース部３０と、画像処理部３１とを備えている。

【００１５】

超音波プローブ１２は、超音波送信ユニット２１からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換するための複数の圧電振動子（不図示）を有している。超音波プローブ１２から被検体Ｐに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１２に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。またこの超音波プローブ１２の筐体には、機械的に振動子を揺動することが可能なモーターが具備される場合もある。超音波プローブ１２の構成は、例えば、特許文献１に記載されている。

30

【００１６】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体１１にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置１３の終了ボタンやＦＲＥＥＺＥボタンを操作すると、超音波の送受信が終了し、又は超音波診断装置は一時停止状態となる。

40

【００１７】

モニター１４は、スキャンコンバータ画像演算ユニット２５からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【００１８】

超音波送信ユニット２１は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、チャ

50

ンネル毎に超音波をビーム状に集束し、且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ12に駆動パルスを印加する。なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0019】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換し、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。その後、加算器は、遅延されたデジタル信号の加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【0020】

Bモード処理ユニット23は、超音波送信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、詳細は後述する画像演算ユニット25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

20

【0021】

ドプラ処理ユニット24は、超音波受信ユニット22から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像演算ユニット25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター14にカラー表示される。

【0022】

画像演算ユニット25は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像演算ユニット25は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像演算ユニット25に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

30

【0023】

3次元ボリューム情報も基本的には同様にして、被検体内の異なる断面を次々に走査して得られた受信信号が、画像演算ユニット25に送られる。画像演算ユニット25は、超音波スキャンの走査線信号列を、3次的に配置されたボリュームデータとすると共に、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大輝度投影(MIP)など、あるいは鳥瞰図または透視図などの、2次元平面へ投影するための画像処理が施され、画像合成部27に送られる。

40

【0024】

シネメモリ26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ26に記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0025】

画像合成部27は、画像演算ユニット25又は画像処理部31から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター14に出力する。

【0026】

制御プロセッサ28は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装

50

置本体の動作を制御する。制御プロセッサ28は、内部記憶部29から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

内部記憶部29は、後述のスキームシーケンス、画像生成、及び表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、CFAR処理制御プログラム、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、シネメモリ26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部29のデータは、インタフェース部30を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0027】

インタフェース部30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0028】

上記のように構成された本発明の詳細について、説明する。本実施形態では、「薄スライス音場」と「3次元走査による複数の断層像」を取得することが必要条件であることからまず、超音波プローブ12の詳細について説明する。

超音波プローブ12は、アレイ変換器の方式によって、主に以下の種類に分類できる。

- (1) 1Dアレイ（方位角操舵だけの単一行）
- (2) 1.25Dアレイ（仰角次元の電子合焦なしの多重行）
- (3) 1.5Dアレイ（電子合焦されるが、仰角次元に操舵されない）
- (4) 1.75Dアレイ（制限された三次元操舵を伴う大きなピッチ・アレイ）
- (5) 2Dアレイ（広範な三次元操舵を伴う微細ピッチ・アレイ）

なお、「D」は「次元」を表しており、(2)から(5)のアレイは全て2次元状に配列されているので、1.5Dなどと称されるが、この表現は数学で定義されるものとは異なり、超音波診断装置分野での慣用表現である。上記のアレイのうち、薄スライス音場を形成可能なアレイは、(2)から(5)のアレイである。

【0029】

上記のようなアレイを用いて、複数の断層像を取得する場合において、断層面の位置を微小に変化させて複数の断層像を短時間で取得するための方式は、上記のアレイの中で(4)及び(5)のアレイを使用することでそのまま実現可能であるが、それ以外に、(1)～(5)のアレイを用いて、振動子を機械的に揺動させて、3次元情報を得る方法があり、このアレイをメカニカル揺動機能付きアレイと称する。本実施形態では、好適なアレイとして、「メカニカル揺動機能付き1.25Dアレイ」、もしくは「メカニカル揺動機能付き1.5Dアレイ」を用いることが好ましい。1.25Dアレイの詳細は前述したとおりである。

【0030】

上記のアレイを用いた画像の取得方法について説明する。まず、超音波プローブ12による超音波の送受波により、通常のBモードと同様の手法で断層像を1枚取得する。引き続き電子的偏向あるいは機械的揺動により、前記断層像と異なる断面の断層像を取得する。同様の操作を繰り返して、図2に示すように、3次元的な領域の情報を有する断層像群40を取得する。なお、図2は誇張して表記しているが、実際の各断層像の距離は微小である。また、実際の揺動では、各断層像の断面は厳密には平行ではないが、扇角が微小な場合にはほぼ平行であるとして考察可能である。また取得する画像の枚数は、図2では5枚としているが、好適には3～10枚程度である。

【0031】

超音波診断装置の構成図における画像合成部27において、前記取得した断層像群を1枚の画像に画像合成し、結果を1枚の断層像として表示部に表示する。この画像合成手法

10

20

30

40

50

について、例えば、下記の２つの方法がある。

【００３２】

（第１の合成方法：最大輝度投影法）

この方法では、画像合成部２７は、画像群の全ての断層像に対して、空間的に同一位置である画素に対する最大輝度を、対応する位置の画素に与えることにより、最終的な１枚の断層像として画像合成を行う。

この第１の合成方法により、ポリウムコンパウンドによるスペックル低減や組織構造平滑化の効果に加え、薄スライス音場（すなわち、薄スライス厚）の効果により、演算対象となる断面群のどの断面に微小構造物が含まれていたとしても、そのエコー信号は非常に高く検出される。更に、石灰化を捉える断面が複数であるため、超音波プローブ１２或いは被検体の多少の動きに対しても、微小構造物の検出漏れを軽減できる。

10

【００３３】

（第２の合成方法：代表輝度値法）

この方法では、画像合成部２７は、まず、図３に示すように、各断層面の対応する座標位置の画素に対して輝度解析を行う。この場合において、特異点と判断されるべき輝度（以下、「特異輝度」と称する：詳細は後述）が検出されれば、その画素の輝度を、この特異輝度を代表輝度値とする。特異輝度が検出されない場合には、全ての画素の平均輝度をその画素の代表輝度値とするか、もしくは、複数断層像のいずれかの輝度を代表輝度値とする。

【００３４】

20

図４は、本方法の一例を示した図であり、対象断層像は５枚を想定している。図４の（a）は特異輝度が検出された場合であり、図４の（b）は特異輝度が検出されない場合を示す図である。図４の（a）に示すように、特異輝度が検出された場合には、図中点線矢印で示す代表輝度値の輝度レベルを特異輝度と一致させている。図４の（b）に示すように、特異輝度が検出されない場合には、図中点線矢印で示す代表輝度値の輝度レベルは全画素の平均輝度レベルに一致させている。

【００３５】

上記の特異輝度の検出方法には種々の方式が考えられるが、数例を挙げる。

（１） 輝度のしきい値のみで判断する方法がある。特異点の輝度レベルを予め定めておき、通常、グレースケール画像は２５６階調であるので、最大輝度を２５６とした場合に、例えば、輝度レベルが２００以上の画素の輝度を特異輝度とする。そして、特異輝度が複数見つかった場合は、最大のものを採用する。

30

【００３６】

（２） 初めに対象となる画素の輝度値の平均値 μ と標準偏差 σ を求め、統計的に逸脱する輝度を特異輝度とする。例えば、輝度が $\mu + 3\sigma$ 以上の明るさの画素の輝度を特異輝度とする。

【００３７】

ここで、特異輝度あるいは平均値で新しい輝度を再生成する画像処理は、断層像の全部あるいは一部について行われ、結果的に、新しい断層像が再構成され、表示部に表示される。

40

【００３８】

干渉縞であるスペックルパターンはランダムな振幅を持つため、第１の合成方法のような最大輝度検出では、スペックルパターンの中でも山に相当する最大値が常に検出される。このため、描画性が損なわれる。本方法はこれを解消すると共に、微小石灰化とのコントラスト比もより改善する。

【００３９】

上記の説明では、表示される画像の全ての領域に上記の処理を施すような説明を行ったが、これに限らない。例えば、図５に示すように、診断画像上に関心領域（ROI）４１が設定された場合において、当該ROIのみに対して、本実施形態を適用することができる。これにより、演算処理時間の短縮を図ることができる。なお、操作者は入力装置から

50

R O I のサイズや位置を変更することが可能となっている。また、R O I 外の領域 4 2 は、前記複数得られた断層像のうち、任意の 1 枚の画像（例えば、最初（或いは最後）に取得した画像）をそのまま表示すれば良い。

【0040】

上記のように、本発明の実施形態によれば、例えば乳癌検診において見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

【0041】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

10

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0042】

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

【図2】3次元的な領域の情報を持つ断層像群40を取得する様子を示す図である。

【図3】取得した複数断層像から代表輝度を検出する第2の合成方法を説明するための図である。

20

【図4】代表輝度検出のアルゴリズムを説明するための概念図である。

【図5】本実施形態が適用される演算領域としてのR O Iの説明図である。

【図6】従来の技術を説明するための図である。

【符号の説明】

【0043】

1…超音波診断装置

10…超音波診断装置

11…装置本体

12…超音波プローブ

13…入力装置

14…モニター

21…超音波送信ユニット

22…超音波受信ユニット

23…Bモード処理ユニット

24…ドプラ処理ユニット

25…画像演算ユニット

26…シネメモリ

27…画像合成部

28…制御プロセッサ

29…内部記憶部

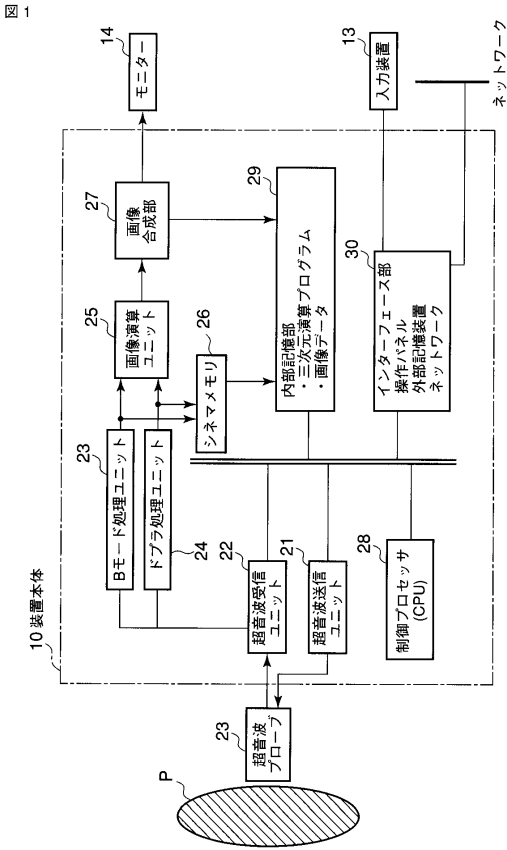
30…インタフェース部

31…画像処理部

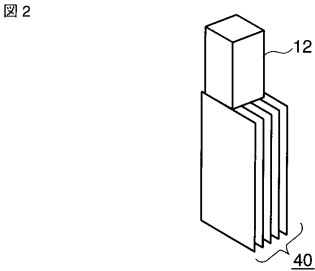
30

40

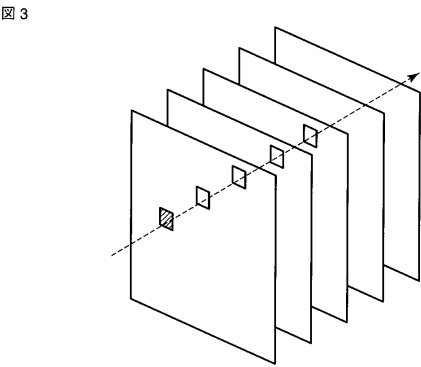
【図 1】



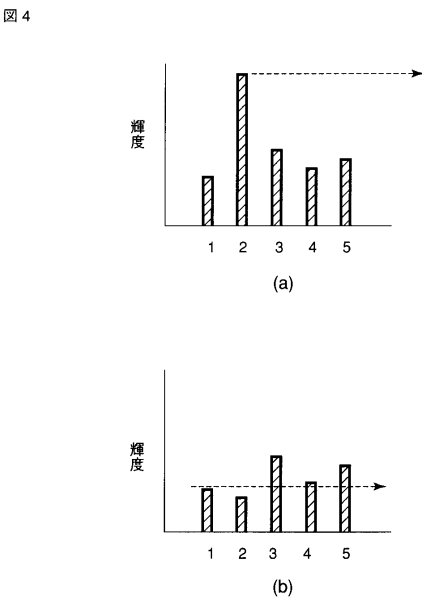
【図 2】



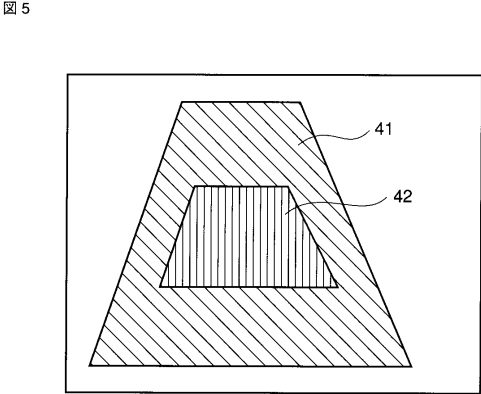
【図 3】



【図 4】

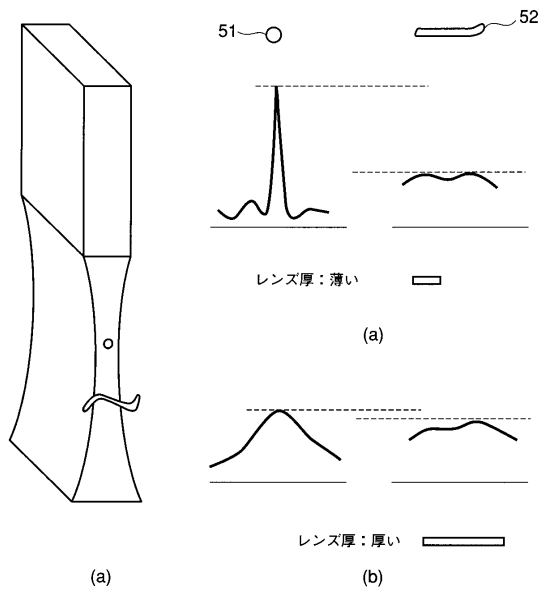


【図 5】



【図 6】

図 6



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2003-204963 (JP, A)

特開2000-116651 (JP, A)

特開2002-233527 (JP, A)

特開2000-333956 (JP, A)

特開2000-279410 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15