

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-94224

(P2010-94224A)

(43) 公開日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-266352 (P2008-266352)
(22) 出願日 平成20年10月15日(2008.10.15)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

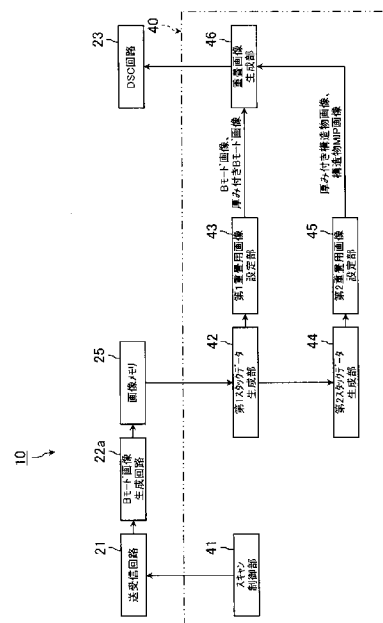
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像診断装置において、超音波画像による診断の精度を向上すること。

【解決手段】超音波画像診断装置10は、被検体内の三次元領域に対して送信された超音波の反射波に基づくエコー信号を基に、Bモード画像に基づく第1三次元データを生成する第1三次元データ生成部42と、第1三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第1画像群を構成する各第1画像を基に、第1重畳用画像を設定する第1重畳用画像設定部43と、第1三次元データから微小構造物成分を抽出することで第2三次元データを生成する第2三次元データ生成部44と、第2三次元データに含まれ、第1画像群の間隔と同等間隔にて所要方向に対して離散的な第2画像群を構成する各第2画像を基に、第2重畳用画像を設定する第2重畳用画像設定部45と、第1重畳用画像及び第2重畳用画像を重畳することで重畳画像を生成する重畳画像生成部46と、重畳画像を表示装置に表示させるDSC回路23と、を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の三次元領域に対して超音波を送信し、前記超音波の反射波をエコー信号として受信する超音波プローブと、
前記エコー信号を基に、Bモード画像に基づく第1三次元データを生成する第1三次元データ生成部と、
前記第1三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第1画像群を構成する各第1画像を基に、第1重畳用画像を設定する第1重畳用画像設定部と、
前記第1三次元データから微小構造物成分を抽出することで第2三次元データを生成する第2三次元データ生成部と、
前記第2三次元データに含まれ、前記第1画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第2画像群を構成する各第2画像を基に、第2重畳用画像を設定する第2重畳用画像設定部と、
前記第1重畳用画像及び前記第2重畳用画像を重ねることによって重畳画像を生成する重畳画像生成部と、
前記重畳画像を表示する表示装置と、
を有することと特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波プローブを、機械的に揺動する一次元配列型振動素子、二次元配列型振動素子、又は、それらの複合型によって構成することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 3】

前記重畳画像生成部は、複数の前記重畳画像を生成し、前記表示装置は、前記複数の重畳画像を並列表示する構成とすることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記第1重畳用画像設定部は、前記所要方向を前記Bモード画像と直交する厚み方向とする構成とすることを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 5】

前記第2三次元データ生成部は、CFAR (constant false alarm rate) 処理、統計的類似度フィルタ及び空間ハイパスフィルタのうち少なくとも1つを用いて前記第1三次元データに含まれるスペckルパターン成分を軽減することで、前記第2三次元データを生成する構成とすることを特徴とする請求項1乃至4のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記第1重畳用画像設定部は、前記第1画像、又は、前記第1画像とその第1画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく厚み付き第1画像を前記第1重畳用画像として設定すると共に、第2重畳用画像設定部は、前記第2画像とその第2画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく厚み付き第2画像、又は、前記第2画像とその第2画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく投影画像を前記第2重畳用画像として設定する構成とすることを特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

40

【請求項 7】

前記第1重畳用画像設定部は、前記第1画像とその第1画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を加算・平均することによって前記厚み付き第1画像を生成すると共に、第2重畳用画像設定部は、前記第2画像とその第2画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を加算・平均することによって前記厚み付き第2画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項6に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

前記第1重畳用画像設定部は、前記第1画像とその第1画像から一定厚み範囲内にある画

50

像との画素毎の輝度値を重み付け加算・平均することによって前記厚み付き第 1 画像を生成すると共に、第 2 重畳用画像設定部は、前記第 2 画像とその第 2 画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を重み付け加算・平均することによって前記厚み付き第 2 画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 三次元データ生成部は、前記第 1 三次元データとして、前記 B モード画像によって構成されるスタックデータ、又は、前記スタックデータを基に補間されたボリュームデータを生成すると共に、前記第 2 三次元データ生成部は、前記第 1 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成されない場合、前記第 2 三次元データとしてスタックデータを生成する一方、前記第 1 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成された場合、ボリュームデータを生成する構成とすることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 10】

前記第 1 三次元データ生成部及び前記第 2 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成された場合、前記第 1 重畳用画像設定部及び前記第 2 重畳用画像設定部は、前記第 1 画像及び前記第 2 画像として MPR (multi-planar reconstruction) 画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 11】

被検体内の三次元領域に対して送信された超音波の反射波に基づくエコー信号を基に、B モード画像に基づく第 1 三次元データを生成する第 1 三次元データ生成部と、
前記第 1 三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第 1 画像群を構成する各第 1 画像を基に、第 1 重畳用画像を設定する第 1 重畳用画像設定部と、
前記第 1 三次元データから微小構造物成分を抽出することで第 2 三次元データを生成する第 2 三次元データ生成部と、
前記第 2 三次元データに含まれ、前記第 1 画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第 2 画像群を構成する各第 2 画像を基に、第 2 重畳用画像を設定する第 2 重畳用画像設定部と、
前記第 1 重畳用画像及び前記第 2 重畳用画像を重ねることで重畳画像を生成する重畳画像生成部と、
前記重畳画像を表示する表示装置と、
を有すること特徴とする画像処理装置。

20

30

【請求項 12】

前記重畳画像生成部は、複数の前記重畳画像を生成し、前記表示装置は、前記複数の重畳画像を並列表示する構成とすることを特徴とする請求項 11 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記第 1 重畳用画像設定部は、前記所要方向を前記 B モード画像と直交する厚み方向とする構成とすることを特徴とする請求項 11 又は 12 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記第 2 三次元データ生成部は、CFAR 処理、統計的類似度フィルタ及び空間ハイパスフィルタのうち少なくとも 1 つを用いて前記第 1 三次元データに含まれるスペckルパターン成分を軽減することで、前記第 2 三次元データを生成する構成とすることを特徴とする請求項 11 乃至 13 のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 15】

前記第 1 重畳用画像設定部は、前記第 1 画像、又は、前記第 1 画像とその第 1 画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく厚み付き第 1 画像を前記第 1 重畳用画像として設定すると共に、第 2 重畳用画像設定部は、前記第 2 画像とその第 2 画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく厚み付き第 2 画像、又は、前記第 2 画像とその第 2 画像から一定厚み範囲内にある画像に基づく投影画像を前記第 2 重畳用画像として設定する構成とすることを特徴とする請求項 11 乃至 14 のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。

50

【請求項 16】

前記第 1 重畳用画像設定部は、前記第 1 画像とその第 1 画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を加算・平均することによって前記厚み付き第 1 画像を生成すると共に、第 2 重畳用画像設定部は、前記第 2 画像とその第 2 画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を加算・平均することによって前記厚み付き第 2 画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項 15 に記載の画像処理装置。

【請求項 17】

前記第 1 重畳用画像設定部は、前記第 1 画像とその第 1 画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を重み付け加算・平均することによって前記厚み付き第 1 画像を生成すると共に、第 2 重畳用画像設定部は、前記第 2 画像とその第 2 画像から一定厚み範囲内にある画像との画素毎の輝度値を重み付け加算・平均することによって前記厚み付き第 2 画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項 15 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 18】

前記第 1 三次元データ生成部は、前記第 1 三次元データとして、前記 B モード画像によって構成されるスタックデータ、又は、前記スタックデータを基に補間されたボリュームデータを生成すると共に、前記第 2 三次元データ生成部は、前記第 1 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成されない場合、前記第 2 三次元データとしてスタックデータを生成する一方、前記第 1 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成された場合、ボリュームデータを生成する構成とすることを特徴とする請求項 11 乃至 17 のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。

20

【請求項 19】

前記第 1 三次元データ生成部及び前記第 2 三次元データ生成部によって前記ボリュームデータが生成された場合、前記第 1 重畳用画像設定部及び前記第 2 重畳用画像設定部は、前記第 1 画像及び前記第 2 画像として MPR 画像を生成する構成とすることを特徴とする請求項 18 に記載の画像処理装置。

【請求項 20】

コンピュータに、

超音波プローブに、被検体内の三次元領域に対して超音波を送信させ、前記超音波の反射波をエコー信号として受信させる機能と、

前記エコー信号を基に、B モード画像に基づく第 1 三次元データを生成する機能と、

30

前記第 1 三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第 1 画像群を構成する各第 1 画像を基に、第 1 重畳用画像を設定する機能と、

前記第 1 三次元データから微小構造物成分を抽出することで第 2 三次元データを生成する機能と、

前記第 2 三次元データに含まれ、前記第 1 画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第 2 画像群を構成する各第 2 画像を基に、第 2 重畳用画像を設定する機能と、

前記第 1 重畳用画像及び前記第 2 重畳用画像を重ねることで重畳画像を生成する機能と、

前記重畳画像を表示させる機能と、

40

を実現させること特徴とする超音波画像診断支援プログラム。

【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、生体臓器中の微小な構造物を抽出して表示する超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波画像診断は、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

50

行なうことができる。この他、システムの規模がX線診断装置、X線CT (computerized tomography) 装置、MRI (magnetic resonance imaging) 装置等の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なえるなど簡便な診断手法であると言える。超音波画像診断において用いられる超音波画像診断装置は、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、超音波画像診断はX線を用いる装置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】

超音波画像診断装置では、4Dプローブを利用して空間的に収集されたデータの連続した断面を一度に見るために、連続した領域の断面を多断面表示するマルチビュー表示、MPR (multi-planar reconstruction) 表示という方法が知られている。また、微細な病変もできるだけ表示できるように、表示断面近傍の情報を平均処理して厚み付きの画像を表示する表示方法もある。

【0004】

なお、本発明に関連する技術として、以下のような文献が開示されている。

【特許文献1】特開2007-268155号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

マルチビュー表示によると、空間的に収集したデータの関心領域の連続性を視認することはできるが、(1) 収集した信号に基づくBモード画像の全てを見ることはできないこと、(2) 微細な病変は、表示されるBモード画像間のBモード画像上にあること、もあり、病変を見落とす虞がある、という問題があった。

【0006】

また、従来の画像の厚み付き表示は、ある空間の情報を組み込んだ画像にはなるが、平均処理であるため、微細な構造物は明瞭に描出することができず、診断精度に限界があった。

【0007】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、超音波画像による診断の精度を向上できる超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波画像診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体内の三次元領域に対して超音波を送信し、前記超音波の反射波をエコー信号として受信する超音波プローブと、前記エコー信号を基に、Bモード画像に基づく第1三次元データを生成する第1三次元データ生成部と、前記第1三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第1画像群を構成する各第1画像を基に、第1重畳用画像を設定する第1重畳用画像設定部と、前記第1三次元データから微小構造物成分を抽出することで第2三次元データを生成する第2三次元データ生成部と、前記第2三次元データに含まれ、前記第1画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第2画像群を構成する各第2画像を基に、第2重畳用画像を設定する第2重畳用画像設定部と、前記第1重畳用画像及び前記第2重畳用画像を重ねることで重畳画像を生成する重畳画像生成部と、前記重畳画像を表示する表示装置と、を有する。

【0009】

本発明に係る画像処理装置は、上述した課題を解決するために、被検体内の三次元領域に対して送信された超音波の反射波に基づくエコー信号を基に、Bモード画像に基づく第1三次元データを生成する第1三次元データ生成部と、前記第1三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第1画像群を構成する各第1画像を基に、第1重畳用画像を設

10

20

30

40

50

定する第 1 重畳用画像設定部と、前記第 1 三次元データから微小構造物成分を抽出することで第 2 三次元データを生成する第 2 三次元データ生成部と、前記第 2 三次元データに含まれ、前記第 1 画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第 2 画像群を構成する各第 2 画像を基に、第 2 重畳用画像を設定する第 2 重畳用画像設定部と、前記第 1 重畳用画像及び前記第 2 重畳用画像を重ねることによって重畳画像を生成する重畳画像生成部と、前記重畳画像を表示する表示装置と、を有する。

【0010】

本発明に係る超音波画像診断支援プログラムは、上述した課題を解決するために、コンピュータに、超音波プローブに、被検体内の三次元領域に対して超音波を送信させ、前記超音波の反射波をエコー信号として受信させる機能と、前記エコー信号を基に、Bモード画像に基づく第 1 三次元データを生成する機能と、前記第 1 三次元データに含まれ、所要方向に対して離散的な第 1 画像群を構成する各第 1 画像を基に、第 1 重畳用画像を設定する機能と、前記第 1 三次元データから微小構造物成分を抽出することで第 2 三次元データを生成する機能と、前記第 2 三次元データに含まれ、前記第 1 画像群の間隔と同等間隔にて前記所要方向に対して離散的な第 2 画像群を構成する各第 2 画像を基に、第 2 重畳用画像を設定する機能と、前記第 1 重畳用画像及び前記第 2 重畳用画像を重ねることによって重畳画像を生成する機能と、前記重畳画像を表示させる機能と、を実現させる。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明に係る超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムによると、超音波画像による診断の精度を向上できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明に係る超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。なお、本実施形態の超音波画像診断装置における技術的手法は、被検体としての患者の乳房、肝臓及び脾臓等の臓器を検査対象とする場合に有効である。第 1 実施形態の超音波画像診断装置においては説明を具体的とするため、検査対象を乳房としている。

【0013】

図 1 は、第 1 実施形態の超音波画像診断装置のハードウェア構成を示す概略図である。

30

【0014】

図 1 は、第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 を示している。その超音波画像診断装置 10 は、超音波プローブ 11、装置本体 12、ディスプレイ 13 及び操作パネル 14 を具備している。

【0015】

超音波プローブ 11 は、超音波送受信回路 21 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体 P からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有している。超音波プローブ 11 から被検体 P 内の三次元領域に対して超音波が送信されると、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 11 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を依存して、周波数偏移を受ける。超音波プローブ 11 の位置情報は、収集されるデータと共に随時内部記憶装置 29 に送られる。

40

【0016】

超音波プローブ 11 としては、例えば、機械式三次元プローブ及び二次元プローブ（マトリクスアレイプローブ）等が挙げられる。機械式三次元プローブは、X 軸方向（アジマス方向）のみに多数（例えば、100 乃至 200 個）配列された圧電振動子群を機械的に

50

揺動可能なプローブであるか、X軸方向に多数、Y軸方向（エレベーション方向）に少数（例えば、3個）配列された圧電振動子群を機械的に揺動可能なプローブである。また、二次元プローブは、X軸方向及びY軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

【0017】

超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをX軸方向に収束してZ軸方向（深さ方向）に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y軸方向に1個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点のZ軸方向の位置に応じてY軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式三次元プローブを用いて被検体Pを含む三次元領域を順次スキャンする場合、圧電振動子群を揺動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の二次元面をスキャンする。

10

【0018】

超音波プローブ11が二次元プローブである場合、超音波パルスをX軸方向及びY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X軸方向及びY軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。二次元プローブを用いて三次元領域を順次スキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面をY軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の二次元面をスキャンする。

20

【0019】

装置本体12は、送受信回路21、二次元データ生成回路2二次元SC(digital scan converter)回路23、表示画像生成回路24、画像メモリ25、CPU(central processing unit)26、内部記憶装置27、IF(interface)28及び外部記憶装置29を備える。なお、第1実施形態では、送受信回路21、信号処理回路2二次元SC回路23及び表示画像生成回路24は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

30

【0020】

送受信回路21は、図示しない送信部及び受信部を設ける。送信部は、図示しないパルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。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、送信遅延回路は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、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、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

40

【0021】

なお、送受信回路21の送信部は、CPU26の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0022】

送受信回路21の受信部は、図示しないアンプ、受信遅延回路、A/D(analog to digital)変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ11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。受信遅延回路は、ア

50

ンプによって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。A/D変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0023】

二次元データ生成回路22は、Bモード画像生成回路22a及びドプラモード画像生成回路22bを有する。Bモード画像生成回路22aは、送受信回路21の受信部から出力されるエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるスキャン断面に関するBモード画像（ラスタデータ）を生成する。また、ドプラモード画像生成回路22bは、送受信回路21の受信部から出力されるエコー信号を基に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、分散及びパワー等の血流情報を含む、スキャン断面に関するドプラモード画像（ラスタデータ）を生成する。

10

【0024】

DS C回路23は、二次元データ生成回路22から出力される超音波スキャンによる走査線信号列のラスタデータを、テレビ等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する。

【0025】

表示画像生成回路24は、D/A (digital to analog) 変換回路等によって構成される。表示画像生成回路24は、DS C回路23から出力されるBモード画像や血流画像と各種パラメータとを合成してアナログ変換することで表示画像データを生成する。また、表示画像生成回路24は、CPU26から出力される後述する重畳画像と各種パラメータとを合成してアナログ変換することで表示画像データを生成する。

20

【0026】

画像メモリ25は、二次元データ生成回路22から出力される三次元領域に関するBモード画像及びドプラモード画像をRAWデータとして記憶する。

【0027】

CPU26は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路 (LSI) の構成をもつ制御装置である。CPU26は、内部記憶装置27に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、CPU26は、外部記憶装置29に記憶しているプログラム、ネットワークNから転送されIF28で受信されて外部記憶装置29にインストールされたプログラムを、内部記憶装置27にロードして実行する機能を有する。

30

【0028】

内部記憶装置27は、ROM (read only memory) 及びRAM (random access memory) 等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置27は、IPL (initial program loading)、BIOS (basic input/output system) 及びデータを記憶したり、CPU26のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

40

【0029】

IF28は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF28は、操作パネル14、病院基幹のLAN (local area network) 等のネットワークN、外部記憶装置29及び操作パネル14等に関するインターフェースである。装置本体12によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF28によって、ネットワークNを介して他の装置に転送可能である。

【0030】

外部記憶装置29は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置 (図示しない) に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置29は、

50

装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（operating system）等も含まれる）を記憶する機能を有する。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 14 によって行なうことができる GUI を提供させることもできる。

【0031】

内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、本発明に係る超音波画像診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報（患者 ID（identification）及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータを格納している。また、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、必要に応じて、画像メモリ 25 に一時的に記憶される三次元空間のデータの保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 に記憶されたデータは、IF 28 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっている。

【0032】

ディスプレイ 13 は、液晶ディスプレイや CRT（cathode ray tube）等によって構成される。ディスプレイ 13 は、表示画像生成回路 24 からのビデオ信号としての表示画像データに基づく B モード画像及びドブラモード画像や後述する重畳画像を、種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に動画像として表示する。

【0033】

操作パネル 14 は、トラックボール 14a、各種スイッチ 14b、ボタン 14c、マウス 14d 及びキーボード 14e 等によって構成される。操作パネル 14 は、装置本体 12 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、例えば、関心領域（ROI：region of interest）の設定指示、画質条件設定指示等を装置本体 12 に入力する機能を有する。ユーザは、操作パネル 14 を介して、超音波プローブ 11 から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート及びスキャン領域や、受信条件等を装置本体 12 に入力することができる。

【0034】

図 2 は、第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 の機能を示すブロック図である。

【0035】

CPU 26（図 1 に図示）がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置 10 は、画像処理装置 40 として機能する。画像処理装置 40 は、スキャン制御部 41、第 1 スタックデータ生成部 42、第 1 重畳用画像設定部 43、第 2 スタックデータ生成部 44、第 2 重畳用画像設定部 45 及び重畳画像生成部 46 から成る。なお、超音波画像診断装置 10 を構成する画像処理装置 40 は、ソフトウェア的に機能するものとして説明するが、超音波画像診断装置 10 にハードウェア的に備えられるものであってもよい。

【0036】

スキャン制御部 41 は、被検体 P を含む三次元領域に対して超音波パルスを順次送信するように送受信回路 21 を制御する機能と、超音波パルスに対応するエコーを受信するように送受信回路 21 を制御する機能とを有する。

【0037】

第 1 スタックデータ生成部 42 は、スキャン制御部 41 による制御によって画像メモリ 25 に記憶された B モード画像（厚みなし B モード画像）を配列して、三次元データとしての第 1 スタックデータを生成する機能を有する。

【0038】

第 1 重畳用画像設定部 43 は、第 1 スタックデータ生成部 42 によって生成された第 1 スタックデータに基づき、重畳画像生成部 46 による重畳処理の一方の画像である第 1 重畳用画像を設定する機能を有する。

【0039】

具体的には、第 1 重畳用画像設定部 43 は、第 1 スタックデータ生成部 42 によって生成された第 1 スタックデータを基に、第 1 スタックデータを構成する全 B モード画像群から選択される略等間隔の離散的な B モード画像群を第 1 重畳用画像群として設定する。ま

10

20

30

40

50

た、第1重畳用画像設定部43は、全Bモード画像群から選択される離散的なBモード画像群を構成する各Bモード画像と、そのBモード画像から一定の厚み範囲内にあるBモード画像との輝度値を画素毎に加算（重み付け加算）・平均することで厚み付きBモード画像を生成し、厚み付きBモード画像群を第1重畳用画像群として設定する。なお、厚み範囲は操作者によって指定されることができる。

【0040】

図3(A)、(B)は、離散的なBモード画像群と厚み付きBモード画像群との厚み方向成分の差異を説明するための図である。図3(A)は、離散的なBモード画像群の厚み方向成分とそれらの表示画像との一例を示す概念図である。図3(B)は、厚み付きBモード画像群の厚み方向成分とそれらの表示画像との一例を示す概念図である。

10

【0041】

図3(A)に示すように、厚みがなく、かつ、離散的なBモード画像群 B_n ($n = 1, 2, \dots$)の表示によると、被検体P内の全ての微小構造物Oを表示画像上に表すことは困難である。一方、図3(B)に示すように、厚み d ($d =$ 離散的なBモード画像群間の距離)分の情報をもつ厚み付きBモード画像群 B_{dn} によると、被検体P内の殆ど全ての微小構造物Oを表示することができる。

【0042】

図4は、厚み付きBモード画像群 B_{dn} によるマルチビュー表示（従来の表示）の一例を示す図である。

【0043】

図4は、厚み d (図3(B)に図示)の8つの厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} の各表示画像と、厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} にそれぞれ相当する厚み位置 $d1$ 乃至 $d8$ を表した表示画像（左上に図示）とを示している。厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} は、厚み方向で連続的な複数のBモード画像群を画素毎に加算・平均することでそれぞれ生成されている。よって、図4に示すマルチビュー表示によると、厚み方向で離散的なBモード画像群によるマルチビュー表示とは異なり、三次元領域における厚み方向の殆ど全ての情報を表示することができる。したがって、図4に示すように、厚み位置 $d3$ 乃至 $d5$ に相当する厚み付きBモード画像群 B_{d3} 乃至 B_{d5} の各表示画像には、厚み方向で離散的なBモード画像群（図3(A)に図示）に表れ難い微小構造物Oが表れる。

30

【0044】

また、厚み付きBモード画像 B_{d3} 乃至 B_{d5} は、厚み方向で連続的な複数のBモード画像群を画素毎に加算・平均することでそれぞれ生成されている。よって、図4に示すマルチビュー表示によると、厚み付きBモード画像 B_{d3} 乃至 B_{d5} の各表示画像にそれぞれ表れる微小構造物Oは、周囲との輝度値の差が小さくなるためにぼやけてしまう欠点がある。

【0045】

また、図2に示す第2スタックデータ生成部44は、第1スタックデータ生成部42によって生成された第1スタックデータを基に、三次元データとしての第2スタックデータを生成する機能を有する。

40

【0046】

第2スタックデータ生成部44は、微小構造物成分の孤立性、連続性及び周囲との輝度の差異等のうち少なくとも一つの情報を基に、第1スタックデータ生成部42によって生成された第1スタックデータを構成する全Bモード画像群からスペックルパターンをそれぞれ除去して微小石灰化部分等の微小構造物成分を抽出し、微小構造物成分を含む微小構造物成分が抽出された複数の構造物画像群をそれぞれ生成することで、全構造物画像群によって構成される三次元データとしての第2スタックデータを生成する機能を有する。

【0047】

ここで、微小構造物の抽出機能において、一箇所に局在する微小構造物と、乳腺等に代表される三次元的に一定の範囲で連続する構造を持つ連続構造物とは、その空間分布の形

50

態において本質的に大きく異なる。この点に着目し、第2スタックデータ生成部44は、例えば乳房、肝臓及び脾臓等の診断において空間分布の形態に基づいて両者を区別し、微小構造物が積極的に抽出された第2スタックデータを生成するものである。

【0048】

なお、第1実施形態においては説明を具体的にするために、第1スタックデータを構成する全Bモード画像群からそれぞれスペックルパターンをそれぞれ除去するための手法としてCFAR (constant false alarm rate) 処理を採用する。しかしながら、スペックルパターンを除去するための手法はCFAR処理に限定されるものではない。例えば、スペックルパターンを除去するための手法は、異なる方向からの送受信信号を重畳させてスペックルパターンを平滑化させる空間コンバウンド法や、統計的性質を利用してスペックルパターンを除去する統計的類似度フィルタ法等の種々の方法を採用することができる。また、CFAR処理という用語はレーダ分野において用いられるものであり、第1実施形態ではその関連性により説明を具体的にするため、便宜上「CFAR」という語句を用いている。しかしながら、レーダ分野で用いられる方法、又は統計量を厳密に使用したものに限定されるものではない。また、微小構造物の抽出機能を用いた処理（微小構造物抽出処理）は、第1スタックデータをその対象とする。

10

【0049】

図5及び図6は、CFAR処理の対象とする第1スタックデータの構成を説明するための図である。

【0050】

20

図5及び図6に示す第1スタックデータは、 $Y = 0$ を中心として厚み方向（Y軸方向）に連続する前後6列のBモード画像群によって構成されている。また、図5及び図6では、各Bモード画像を構成する画素群のうち通常画素の位置を白色で表し、注目する注目画素 P_i の位置を黒色で表し、また、注目画素 P_i の近傍に位置し後述する（1）の平均処理に用いられる画素（近傍画素）を斜線で表している。なお、図5及び図6に示したような近傍画素のパターンは「カーネル」と呼ばれる。また、第1実施形態のように三次元的に定義されたカーネルを用いたCFAR処理は、「三次元CFAR処理」と呼ばれる。

【0051】

CFAR処理は、例えば次の（1）、（2）の手順によって実行される。

【0052】

30

（1）注目画素 P_i の近傍画素の輝度平均値を求める。（2）注目画素 P_i の画素値から、得られた平均値を引いた値を注目画素 P_i の位置に対する演算結果 K_i と定義して内部記憶装置27等の記憶装置に記憶する。この演算処理を、全ての注目画素 P_i について実行する。

【0053】

以上述べた微小構造物の抽出処理では、一つの注目画素 P_i について、同一のBモード画像上の近傍画素のみならず、厚さ方向に関する近傍画素をも基準として、その画素値を決定している。一般に、乳腺等の連続構造物は厚さ方向をも含めて三次元的に分布する一方、微小石灰化部分に代表される微小構造物は、局在した領域にしか分布していない。従って、同一のBモード画像上の近傍画素のみならず厚さ方向をも含めた三次元的なカーネルパターンを採用することで、三次元的連続性を持つ高輝度画素を取捨選択することができる。

40

【0054】

また、図2に示す第2重畳用画像設定部45は、第2スタックデータ生成部44によって生成された第2スタックデータに基づき、重畳画像生成部46による重畳処理の他方の画像である第2重畳用画像を設定する機能を有する。

【0055】

具体的には、第2重畳用画像設定部45は、第2スタックデータ生成部44によって生成された第2スタックデータを基に、第2スタックデータを構成する全構造物画像群から選択される、第1重畳用画像群の間隔と同等間隔の離散的な構造物画像群を生成する。そ

50

して、第2重畳用画像設定部45は、構造物画像群を構成する各構造物画像と、その構造物画像から一定の厚み範囲内にある構造物画像との輝度値を画素毎に加算（重み付け加算）・平均することで厚み付き構造物画像を生成し、厚み付き構造物画像群を第2重畳用画像群として設定する。また、第2重畳用画像設定部45は、離散的な構造物画像群を構成する各構造物画像と、その構造物画像から一定の厚み範囲内にある構造物画像との輝度値から構造物MIP（maximum intensity projection）画像を生成し、構造物MIP画像群を第2重畳用画像群として設定する。

【0056】

図7は、厚み付き構造物画像群によるマルチビュー表示の一例を示す図である。

【0057】

10

図7は、厚み d （図3（B）に図示）の8つの厚み付き構造物画像群 O_{d1} 乃至 O_{d8} の各表示画像と、厚み付き構造物画像群 O_{d1} 乃至 O_{d8} にそれぞれ相当する厚み位置 $d1$ 乃至 $d8$ を表した表示画像（左上に図示）とを示している。厚み付き構造物画像群 O_{d1} 乃至 O_{d8} は、厚み方向で連続的な複数の構造物画像群を画素毎に加算・平均することでそれぞれ生成されている。よって、図7に示すマルチビュー表示によると、厚み方向で離散的な構造物画像群によるマルチビュー表示とは異なり、三次元領域内における厚み方向の殆ど全ての情報を表示することができる。したがって、図7に示すように、厚み位置 $d3$ 乃至 $d5$ に相当する厚み付き構造物画像群 O_{d3} 乃至 O_{d5} の各表示画像には、厚み方向で離散的な構造物画像群には表れ難い微小構造物が表れる。

【0058】

20

また、厚み付き構造物画像群 O_{d3} 乃至 O_{d5} は、厚み方向で連続的な複数の構造物画像群を画素毎に加算・平均することでそれぞれ生成されている。よって、厚み付き構造物画像群 O_{d3} 乃至 O_{d5} の表示画像にそれぞれ表れる微小構造物は、周囲との輝度値の差が大きいために鮮明に表示される。

【0059】

さらに、図2に示す重畳画像生成部46は、第1スタックデータを基に生成された離散的なBモード画像群又は厚み付きBモード画像群と、第2スタックデータを基に生成された厚み付き構造物画像群又は構造物MIP画像群とのそれぞれの組み合わせを基に、厚み位置毎に重畳処理する機能を有する。重畳画像生成部46は、第1例として、離散的なBモード画像群と、厚み付き構造物画像群（図7に示す厚み付き構造物画像 O_{d1} 等）とを重畳処理する。重畳データセット生成部46は、第2例として、離散的なBモード画像群と、構造物MIP画像群とを重畳処理する。重畳画像生成部46は、第3例として、厚み付きBモード画像群（図4に示す厚み付きBモード画像 B_{d1} 等）と、厚み付き構造物画像群（図7に示す厚み付き構造物画像 O_{d1} 等）とを重畳処理する。また、重畳画像生成部46は、第4例として、厚み付きBモード画像群（図4に示す厚み付きBモード画像 B_{d1} 等）と、構造物MIP画像群とを重畳処理する。重畳画像生成部46によって生成された重畳画像は、DSC回路23を介してディスプレイ13上にマルチビュー表示される。

30

【0060】

図8は、図4に示す厚み付きBモード画像群と、図7に示す厚み付き構造物画像群とが厚み位置毎に重畳された重畳画像群によるマルチビュー表示の一例を示す図である。

40

【0061】

図8は、図4に示す厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} に、図7に示す厚み付き構造物画像群 O_{d1} 乃至 O_{d8} を厚み位置毎にそれぞれ重畳した8つの重畳画像群 F_{d1} 乃至 F_{d8} （上記の第3例）の各表示画像と、重畳画像群 F_{d1} 乃至 F_{d8} にそれぞれ相当する厚み位置 $d1$ 乃至 $d8$ を表した表示画像（左上に図示）とを示している。

【0062】

図4に示すような厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} の各表示画像の表示と比較して、厚み付きBモード画像群 B_{d1} 乃至 B_{d8} に、図7に示すような厚み付き構造物画像群 O_{d1} 乃至 O_{d8} が厚み位置毎にそれぞれ重畳された重畳画像群 F_{d1} 乃至 F_{d8} の

50

表示画像の表示を行なうことで、微小構造物の鮮明に表示できる。

【0063】

なお、離散的なBモード画像群に、図7に示す厚み付き構造物画像 O_{d1} 乃至 O_{d8} が厚み位置毎に重畳された重畳画像群(上記の第1例)によるマルチビュー表示や、離散的なBモード画像群に、構造物MIP画像群が厚み位置毎に重畳された重畳画像群(上記の第2例)によるマルチビュー表示や、厚み付きBモード画像群に、構造物MIP画像群が厚み位置毎に重畳された重畳画像群(上記の第4例)によるマルチビュー表示についても、図8に示す表示例と同等のものとなる。

【0064】

第1実施形態の超音波画像診断装置10によると、第1スタックデータに基づく情報に、微小構造物が抽出された第2スタックデータに基づく情報を重畳表示することで微小構造物の表示を鮮明に表示できるので、超音波画像による診断の精度を向上できる。

【0065】

図9は、第2実施形態の超音波画像診断装置10Aの機能を示すブロック図である。なお、第2実施形態の超音波画像診断装置10Aのハードウェア構成は、図1に示す第1実施形態の超音波画像診断装置10と同様であるので説明を省略する。

【0066】

CPU26(図1に図示)がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置10Aは、画像処理装置40Aとして機能する。画像処理装置40Aは、スキャン制御部41、第1スタックデータ生成部42、第1重畳用画像設定部43A、第2重畳用画像設定部45A、重畳画像生成部46、第1ボリュームデータ生成部47及び第2ボリュームデータ生成部48から成る。なお、超音波画像診断装置10Aを構成する画像処理装置40Aは、ソフトウェア的に機能するものとして説明するが、超音波画像診断装置10Aにハードウェア的に備えられるものであってもよい。

【0067】

第1ボリュームデータ生成部47は、第1スタックデータ生成部42によって生成された第1スタックデータに対して補間処理等を施して、スキャン断面に関するBモード画像群と非スキャン断面に関するBモード画像群(補間データ)とからなる三次元データとしての第1ボリュームデータを生成する機能を有する。

【0068】

第1重畳用画像設定部43Aは、第1ボリュームデータ生成部47によって生成された第1ボリュームデータに基づき、重畳画像生成部46による重畳処理の一方の画像である第1重畳用画像を設定する機能を有する。

【0069】

具体的には、第1重畳用画像設定部43Aは、第1ボリュームデータ生成部47によって生成された第1ボリュームデータを基に、第1ボリュームデータを構成する全Bモード画像群から選択される略等間隔の離散的なBモード画像群を第1重畳用画像群として設定する。また、第1重畳用画像設定部43Aは、全Bモード画像群から選択される離散的なBモード画像群を構成する各Bモード画像と、そのBモード画像から一定の厚み範囲内にあるBモード画像との輝度値を画素毎に加算(重み付け加算)・平均することで厚み付きBモード画像を生成し、厚み付きBモード画像群を第1重畳用画像群として設定する。なお、厚み範囲は操作者によって指定されることができる。

【0070】

第2ボリュームデータ生成部48は、微小構造物成分の孤立性、連続性及び周囲との輝度の差異等のうち少なくとも一つの情報を基に、第1ボリュームデータ生成部47によって生成された第1ボリュームデータを構成する全Bモード画像群からスペckルパターンをそれぞれ除去して微小石灰化部分等の微小構造物成分を抽出し、微小構造物成分を含む微小構造物成分が抽出された複数の構造物画像群をそれぞれ生成することで、全構造物画像群によって構成される三次元データとしての第2ボリュームデータを生成する機能を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

第 2 重畳用画像設定部 4 5 A は、第 2 ボリュームデータ生成部 4 8 によって生成された第 2 ボリュームデータに基づき、重畳画像生成部 4 6 による重畳処理の他方の画像である第 2 重畳用画像を設定する機能を有する。

【 0 0 7 2 】

具体的には、第 2 重畳用画像設定部 4 5 A は、第 2 ボリュームデータ生成部 4 8 によって生成された第 2 ボリュームデータを基に、第 2 ボリュームデータを構成する全構造物画像群から選択される、第 1 重畳用画像群の間隔と同等間隔の離散的な構造物画像群を生成する。そして、第 2 重畳用画像設定部 4 5 A は、構造物画像群を構成する各構造物画像と、その構造物画像から一定の厚み範囲内にある構造物画像との輝度値を画素毎に加算（重み付け加算）・平均することで厚み付き構造物画像を生成し、厚み付き構造物画像群を第 2 重畳用画像群として設定する。また、第 2 重畳用画像設定部 4 5 A は、離散的な構造物画像群を構成する各構造物画像と、その構造物画像から一定の厚み範囲内にある構造物画像との輝度値から構造物 M I P 画像を生成し、構造物 M I P 画像群を第 2 重畳用画像群として設定する。

【 0 0 7 3 】

なお、第 1 重畳用画像設定部 4 3 A は、第 1 ボリュームデータを基に生成される M P R 画像を B モード画像の代用とすると共に、第 2 重畳用画像設定部 4 5 A は、第 2 ボリュームデータを基に生成される M P R 画像を構造物画像の代用としてもよい。

【 0 0 7 4 】

第 2 実施形態の超音波画像診断装置 1 0 A によると、第 1 ボリュームデータに基づく情報に、微小構造物が抽出された第 2 ボリュームデータに基づく情報を重畳表示することで微小構造物の表示を鮮明に表示できるので、超音波画像による診断の精度を向上できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 5 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の超音波画像診断装置のハードウェア構成を示す概略図。

【 図 2 】 第 1 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

【 図 3 】 (A) は、離散的な B モード画像群の厚み方向成分とそれらの表示画像との一例を示す概念図、(B) は、厚み付き B モード画像群の厚み方向成分とそれらの表示画像との一例を示す概念図。

【 図 4 】 厚み付き B モード画像群 B_d_n によるマルチビュー表示（従来の表示）の一例を示す図。

【 図 5 】 C F A R 処理の対象とする第 1 三次元データの構成を説明するための図。

【 図 6 】 C F A R 処理の対象とする第 1 三次元データの構成を説明するための図。

【 図 7 】 厚み付き構造物画像群によるマルチビュー表示の一例を示す図。

【 図 8 】 図 4 に示す厚み付き B モード画像群と、図 7 に示す厚み付き構造物画像群とが厚み位置毎に重畳された重畳画像群によるマルチビュー表示の一例を示す図。

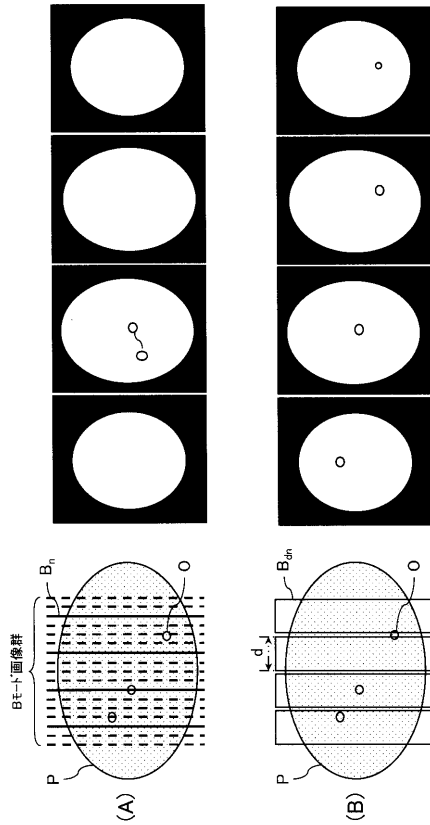
【 図 9 】 第 2 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

【 符号の説明 】

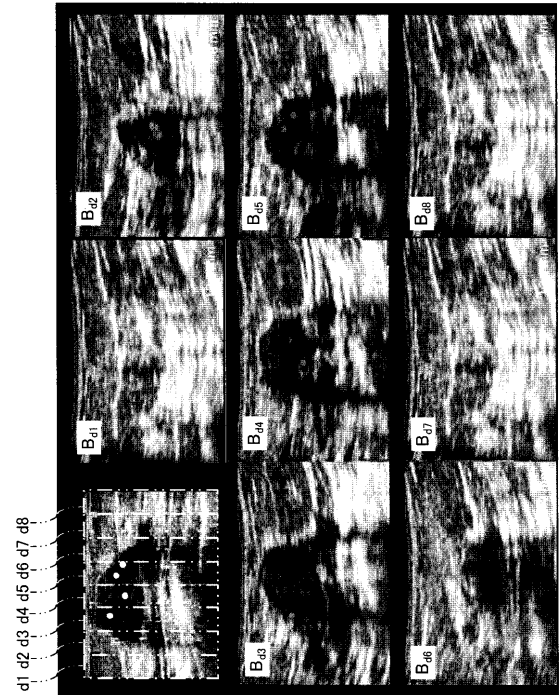
【 0 0 7 6 】

- 1 0 , 1 0 A 超音波画像診断装置
- 1 2 装置本体
- 1 3 ディスプレイ
- 1 4 操作パネル
- 4 0 , 4 0 A 画像処理装置
- 4 1 スキャン制御部
- 4 2 第 1 スタックデータ生成部
- 4 3 , 4 3 A 第 1 重畳用画像設定部
- 4 4 第 2 スタックデータ生成部
- 4 5 , 4 5 A 第 2 重畳用画像設定部

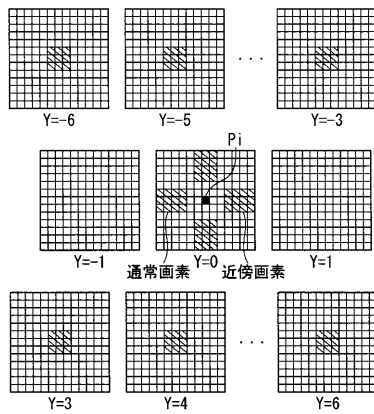
【図 3】



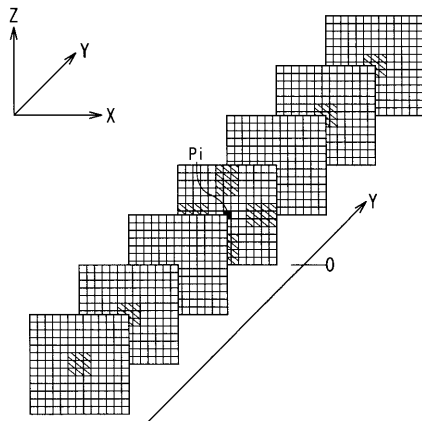
【図 4】



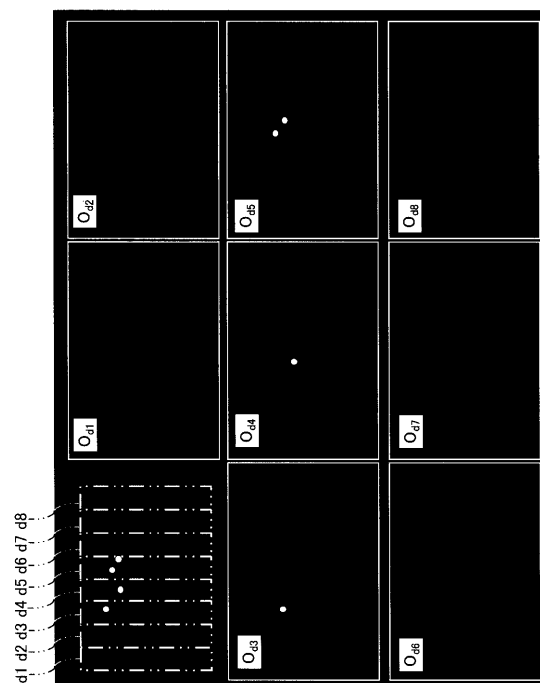
【図 5】



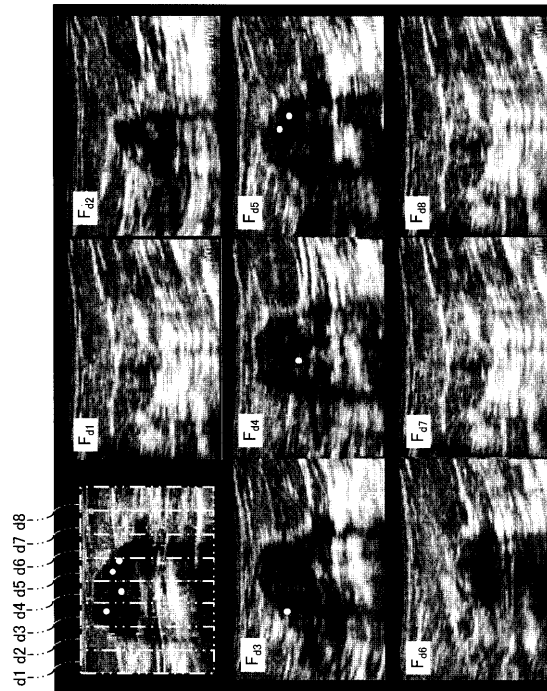
【図 6】



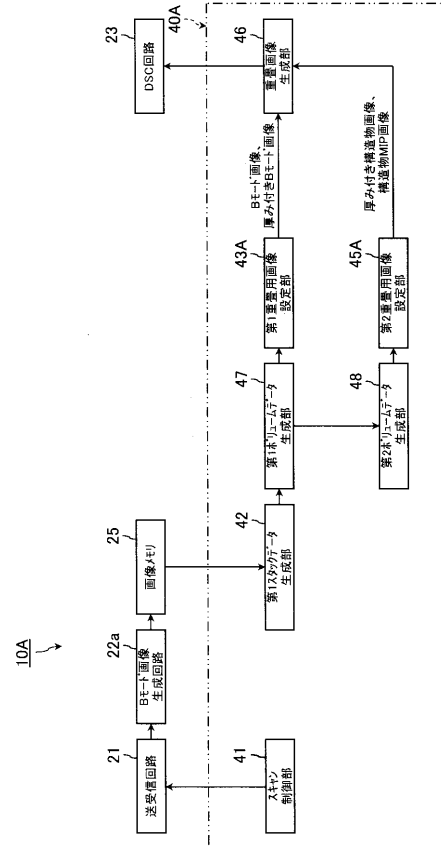
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 岡村 陽子

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE09 JC20 JC33 KK24

专利名称(译)	超声图像诊断装置，图像处理装置和超声图像诊断支持程序		
公开(公告)号	JP2010094224A	公开(公告)日	2010-04-30
申请号	JP2008266352	申请日	2008-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岡村陽子 神山直久		
发明人	岡村 陽子 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/KK24		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5449738B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声图像诊断设备中提高通过超声图像进行诊断的准确性。超声波诊断成像设备（10）基于基于回波信号的B模式图像来生成第一三维数据，该回波信号基于被传输至被检体内的三维区域的超声波的反射波。基于包括在第一三维数据中的第一三维数据生成单元42以及包括在第一三维数据中并相对于所需方向构成离散的第一图像组的每个第一图像来设置第一叠加图像。第一叠加图像设置单元43，第二三维数据生成单元44，其通过从第一三维数据和第二三维数据中提取微小的结构成分来生成第二三维数据。第二叠加图像包括第二叠加图像，该第二叠加图像基于每个第二图像而形成，该第二叠加图像形成第二图像组，该第二图像组在所需方向上以与第一图像组相同的间隔离散。显示设置单元45，通过叠加第一叠加图像和第二叠加图像来生成叠加图像的叠加图像生成单元46，以及叠加图像。DSC电路23，用于在显示装置上显示。[选择图]图2

