

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6222811号
(P6222811)

(45) 発行日 平成29年11月1日(2017.11.1)

(24) 登録日 平成29年10月13日(2017.10.13)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 16 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2013-118070 (P2013-118070)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成25年6月4日(2013.6.4)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2014-12129 (P2014-12129A)	(72) 発明者	姚 滄 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内
(43) 公開日	平成26年1月23日(2014.1.23)	(72) 発明者	丹羽 慎太郎 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内
審査請求日	平成28年3月18日(2016.3.18)	(72) 発明者	川岸 哲也 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内
(31) 優先権主張番号	特願2012-128247 (P2012-128247)		
(32) 優先日	平成24年6月5日(2012.6.5)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数種類の超音波画像データが表示用画像データとして設定され、前記表示用画像データを表示する際の時間の割合が種類ごとに設定された設定情報を取得する取得部と、

前記設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを時系列に沿って生成する画像生成部と、

前記設定情報に設定された割合で単位時間内に前記複数種類の超音波画像データを順々に表示させる処理を繰り返す制御を行う制御部と、

を備え、

前記制御部は、表示される同一種類の超音波画像データにおいて、当該同一種類の超音波画像データとは異なる種類の超音波画像データの表示頻度に応じた表示時刻に対応する生成時刻の超音波画像データが存在しない場合の表示用画像データとして、当該表示時刻の前後で表示される2つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する、超音波診断装置。

【請求項2】

前記設定情報で設定された複数種類の超音波画像データは、同一種類の信号処理が行なわれた反射波信号から生成可能な複数種類の超音波画像データを含む、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記制御部は、前記設定情報で設定された時間の割合により表示させる超音波画像デー

10

20

タの種類を切り替えることで、表示部の同一表示領域において、前記画像生成部が生成した複数種類の超音波画像データを動画表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、表示部の複数の表示領域それぞれに表示させる超音波画像データの種類の割り振り、前記画像生成部が生成した複数種類の超音波画像データそれぞれを、前記複数の表示領域それぞれにおいて種類別に並列して動画表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを、種類別に設定された頻度により、時系列に沿って並行して生成し、

10

前記制御部は、前記画像生成部が並列して生成した複数種類の超音波画像データから、前記設定情報で割合が設定された種類に該当する超音波画像データであり、生成頻度に応じた表示時刻に該当する生成時刻の超音波画像データを順次選択し、選択した超音波画像データを表示部に順次表示するように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記設定情報で設定された割合に応じて生成処理を行なう超音波画像データの種類の順次切り替えながら、前記設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを、種類別に設定された頻度により時系列に沿って生成し、

前記制御部は、前記画像生成部が生成した超音波画像データを生成順に表示部に表示するように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記制御部は、前記画像生成部が生成した複数種類の超音波画像データを種類別に割り振って、記憶部の複数の記憶領域それぞれに生成順で格納させるように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、前記画像生成部が生成した複数種類の超音波画像データを、記憶部の同一の記憶領域に生成順で格納させるように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記表示部で表示される超音波画像データの種類が切り替わる間の表示用画像データとして、当該種類が切り替わる時刻の前後で表示される 2 つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記設定情報で表示用画像データとして設定される複数種類の超音波画像データは、反射波信号に対して、信号振幅特徴抽出処理、強度特徴抽出処理、周波数特徴抽出処理、空間相関特徴抽出処理及び時間相関特徴抽出処理の少なくとも 1 つを行なったデータから前記画像生成部が生成可能な種類の超音波画像データであり、

前記同一種類の信号処理は、前記強度特徴抽出処理を含む信号処理である、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

40

前記制御部は、前記設定情報が変更された場合、変更後の設定情報に基づく表示制御を行なう、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像生成部は、前記設定情報に設定された割合で前記単位時間内に前記複数種類の超音波画像データを順々に生成する処理を繰り返す、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記設定情報を操作者から受け付ける入力部を備える、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

複数種類の医用画像データが表示用画像データとして設定され、前記医用画像データを

50

表示する際の時間の割合が種類ごとに設定された設定情報を取得する取得部と、

前記設定情報に設定された割合で単位時間内に前記複数種類の医用画像データを順々に表示させる処理を繰り返す制御を行う制御部と、

を備え、

前記制御部は、表示される同一種類の医用画像データにおいて、当該同一種類の医用画像データとは異なる種類の医用画像データの表示頻度に応じた表示時刻に対応する生成時刻の医用画像データが存在しない場合の表示用画像データとして、当該表示時刻の前後で表示される2つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する、画像処理装置。

【請求項15】

10

前記制御部は、種類別に予め設定された頻度で時系列に沿って生成された前記複数種類の医用画像データから、前記設定情報で割合が設定された種類に該当する医用画像データであり、生成頻度に応じた表示時刻に該当する生成時刻の医用画像データを順次選択し、選択した医用画像データを表示部に順次表示するように制御する、請求項14に記載の画像処理装置。

【請求項16】

前記制御部は、前記設定情報が変更された場合、変更後の設定情報に基づく表示制御を行なう、請求項14に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波の送受信を行なう超音波プローブを用いて、被検体に対して超音波を送信し、当該被検体の内部組織で反射された超音波の反射波を受信する。そして、超音波診断装置は、反射波信号（受信信号）に基づいて、超音波画像を生成する。超音波診断装置は、超音波の送受信方式や受信信号の処理方法を様々な種類（モード）で行なうことで、異なる性質の超音波画像を生成することができる。

【0003】

30

例えば、超音波診断装置は、Bモードでは、受信信号の強度が輝度の違いで表現されるBモード画像を生成する。Bモード画像は、観察対象となる組織の構造の特徴を操作者が把握するために用いられる。また、例えば、超音波診断装置は、ドプラモードでは、送信信号と受信信号との周波数変化を利用して、カラードップラー画像やパワードップラー画像等を生成する。カラードップラー画像やパワードップラー画像は、観察対象の移動体（例えば、血流等）の速度情報の特徴を操作者が把握するために用いられる。

【0004】

また、例えば、超音波診断装置は、エラストモードでは、受信信号に対して、「自己相関法」や「相互相関法」等を行なって観察対象の硬さ（弾性率）を計測し、計測結果を画像化した画像（以下、弾性画像）を生成する。弾性画像は、観察対象となる腫瘍性病変部位等の硬さを操作者が把握するために用いられる。

40

【0005】

また、上記のモード以外にも、超音波診断装置が実行可能なモードとしては、例えば、Bモード画像から、観察対象となる組織内で生じた微細な石灰化を抽出し、抽出した微細石灰化をBモード画像に重畳した画像を生成するモードがある。かかる画像は、微細石灰化が強調された画像（以下、石灰化強調画像）となる。また、超音波診断装置が実行可能なモードとしては、例えば、受信信号の信号振幅分布のレイリー分布（Rayleigh distribution）からの逸脱度（分散値）を統計フィルタ処理により求め、かかる分散値を画像化するモードがある。かかるモードは、「ASQ（acoustic structure quantification）モード」とも呼ばれ、ASQモードで生成される画像（以下、統計解析画像）は、例え

50

ば組織の繊維化の程度等、観察対象となる組織性状を操作者が把握するために用いられる。

【0006】

ここで、超音波検査では、一般的に、複数のモードの中で、最初に1つのモードの画像が撮影される。或いは、超音波検査では、2つのモードの撮影を同時に行なって、2つのモードの画像を並列表示したり、重畳表示したりする場合もある。そして、最初に撮影されたモードの画像を用いた検査所見や、予め決められた検査ルーチンにより、操作者は、別のモードの撮影を手動で切り替えて行なう。

【0007】

しかし、上述した従来の超音波検査では、複数モードの撮影の切り替えが手動で行なわれるため、操作者の負担が大きい。例えば、モードの切り替えが手動で行なわれるため、ある疾患の画像診断を行なう上で最適なモードの画像の撮影が行なわれないといった場合もある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-296495号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、超音波検査で診断に必要な情報を一括して簡易に取得することができる超音波診断装置及び画像処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、画像生成部と、制御部とを備える。取得部は、複数種類の超音波画像データが表示用画像データとして設定され、前記表示用画像データを表示する際の時間の割合が種類ごとに設定された設定情報を取得する。画像生成部は、前記設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを時系列に沿って生成する。前記制御部は、前記設定情報に設定された割合で単位時間内に前記複数種類の超音波画像データを順々に表示させる処理を繰り返す制御を行なう。前記制御部は、表示される同一種類の超音波画像データにおいて、当該同一種類の超音波画像データとは異なる種類の超音波画像データの表示頻度に応じた表示時刻に対応する生成時刻の超音波画像データが存在しない場合の表示用画像データとして、当該表示時刻の前後で表示される2つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、本実施形態に係る超音波診断装置が生成する超音波画像データの種類の一例を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態に係る設定情報により実行される処理の概略図である。

【図4】図4は、設定情報の一例を示す図である。

【図5A】図5Aは、図4に例示する設定情報に基づく表示計画の一例を示す図(1)である。

【図5B】図5Bは、図4に例示する設定情報に基づく表示計画の一例を示す図(2)である。

【図5C】図5Cは、図4に例示する設定情報に基づく表示計画の一例を示す図(3)である。

【図6A】図6Aは、本実施形態に係る画像生成制御の一例を示す図(1)である。

【図6B】図6Bは、本実施形態に係る画像生成制御の一例を示す図(2)である。

【図7】図7は、本実施形態に係る格納制御の一例を示す図(1)である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は、本実施形態に係る格納制御の一例を示す図 (2) である。

【図 9】図 9 は、本実施形態に係る表示制御の一例を示す図 (1) である。

【図 10】図 10 は、本実施形態に係る表示制御の一例を示す図 (2) である。

【図 11】図 11 は、本実施形態に係る表示制御の一例を示す図 (3) である。

【図 12】図 12 は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【図 13 A】図 13 A は、本実施形態の第 1 変形例を説明するための図である。

【図 13 B】図 13 B は、本実施形態の第 2 変形例を説明するための図である。

【図 14 A】図 14 A は、本実施形態の第 2 変形例を説明するための図 (1) である。

【図 14 B】図 14 B は、本実施形態の第 2 変形例を説明するための図 (2) である。

【図 15】図 15 は、本実施形態の第 4 変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とを有する。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、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反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 6 】

なお、本実施形態は、超音波プローブ 1 が、被検体 P を 2 次元で走査する 1 D アレイプローブであっても、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブであっても適用可能である。メカニカル 4 D プローブは、1 D アレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて 2 次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度 (揺動角度) で揺動させることで 3 次元走査が可能である。また、2 D アレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により 3 次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2 次元走査が可能である。

【 0 0 1 7 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。なお、本実施形態に係る入力装置 3 が操作者から受け付ける設定情報については、後に詳述する。

【 0 0 1 8 】

10

20

30

40

50

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【 0 0 1 9 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 1 0 は、2 次元の反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能であり、3 次元の反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。ただし、本実施形態は、装置本体 1 0 が、2 次元データ専用の装置である場合であっても適用可能である。

【 0 0 2 0 】

装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送受信部 1 1 と、B モード処理部 1 2 と、ドブラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、制御部 1 7 と、取得部 1 8 とを有する。

【 0 0 2 1 】

送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 が行なう超音波送受信を制御する。送受信部 1 1 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、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、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【 0 0 2 2 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、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は、瞬間にその値を切り替え可能なり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。

【 0 0 2 3 】

また、送受信部 1 1 は、プリアンプ、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波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。

【 0 0 2 4 】

送受信部 1 1 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信部 1 1 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【 0 0 2 5 】

なお、送受信部 1 1 からの出力信号の形態は、R F (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【 0 0 2 6 】

Bモード処理部12及びドブラ処理部13は、超音波プローブ1が受信した反射波信号（すなわち、送受信部11が反射波信号から生成した反射波データ）に対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Bモード処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。また、ドブラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や心壁等の組織、造影剤である。

【0027】

なお、図1に例示するBモード処理部12及びドブラ処理部13は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理部12は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理部13は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

10

【0028】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

20

【0029】

また、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した1走査線上のBモードデータの時系列データから、Mモード画像データを生成することも可能である。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成したドブラデータから、操作者が設定したサンプルボリュームにおける血流や組織の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドブラ波形を生成することも可能である。

【0030】

30

ここで、画像生成部14は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部14は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部14は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成部14は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

【0031】

40

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部14が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成部14は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【0032】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部

50

14は、ドブラ処理部13が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部14は、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ(ボリュームデータ)」として生成する。

【0033】

更に、画像生成部14は、ボリュームデータをモニター2にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法(MPR: Multi Planer Reconstruction)を行なってボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング(VR: Volume Rendering)処理がある。

10

【0034】

ここで、血流の移動体情報が多点で抽出されたドブラデータ(血流ドブラデータ)から生成されるドブラ画像データは、一般的には、カラードブラ法によるカラードブラ画像データと、パワードブラ法によるパワー画像データとに大別される。カラードブラ法では、画像生成部14は、血流の方向及び血流の速度の大きさに応じて色相を変化させたカラードブラ画像データを生成する。なお、カラードブラ法では、画像生成部14は、速度情報に分散情報を組み合わせた速度分散表示を行なうためのカラードブラ画像データを生成する場合もある。また、パワードブラ法では、画像生成部14は、ドブラ信号の強度であるパワーの値に応じて、例えば、赤色系の色相や明度、或いは、彩度を変化させたパワー画像データを生成する。

20

【0035】

また、組織ドブラ法では、画像生成部14は、組織の移動体情報が多点で抽出されたドブラデータ(組織ドブラデータ)から、組織ドブラ画像データを生成する。

【0036】

このように、画像生成部14は、Bモードでは、BモードデータからBモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、カラードブラモードでは、血流ドブラデータからカラードブラ画像データを生成し、パワードブラモードでは、血流ドブラデータからパワードブラ画像データを生成する。また、画像生成部14は、組織ドブラモードでは、組織ドブラデータから組織ドブラ画像データを生成する。

30

【0037】

なお、ドブラ画像データは、通常、Bモード画像データに重畳される。送受信部11は、2次元走査や3次元走査において、1本の走査線で1回超音波ビームの送受信を行なうBモード用のスキャンと、1本の走査線で複数回超音波ビームの送受信を行なうドブラモード用のスキャンとを並行して行なう。ドブラ処理部13は、同一走査線の複数の反射波データに対して、MTIフィルタ処理、自己相関演算処理、速度・分散・パワー推定処理を行なうことで、ドブラデータを生成する。

【0038】

或いは、フレームレートやボリュームレートを向上させるために、Bモード用のスキャンと同様に、1本の走査線で1回超音波ビームの送受信を行なうことで、ドブラモード用のスキャンを行なう方法もある。かかる方法では、ドブラ処理部13は、各フレーム、又は、各ボリュームの同じ位置の複数の反射波データに対してフレーム方向、又は、ボリューム方向で、MTIフィルタ処理、自己相関演算処理、速度・分散・パワー推定処理を行なうことで、ドブラデータを生成する。

40

【0039】

更に、画像生成部14は、上記の超音波画像データの他に、様々な種類(モード)の超音波画像データを生成することができる。例えば、エラストグラフィイメージングを行なうエラストモードでは、画像生成部14は、ドブラ処理部13が信号処理を行なった反射波データ(反射波信号)から、組織の硬さ(弾性率)を画像化した画像データ(弾性画

50

像データ)を生成する。例えば、エラストモードでは、操作者は、超音波送受信を行なっている超音波プローブ1の振動子面で生体組織を圧迫して開放する。これにより、組織が変形し、組織に動きが発生する。組織の動きに関する情報は、反射波信号(反射波データ)の位相のずれとして現われる。

【0040】

エラストモードでは、例えば、ドブラ処理部13は、反射波データの位相のずれから、速度情報を算出し、速度情報の時間積分である変位を計測する。そして、ドブラ処理部13は、変位を空間的に微分することで、歪み(ストレイン)を算出する。なお、変位を計測する方法としては、「自己相関法」や、「相互相関法」、「複合自己相関法」、「ゼロ位相法」等がある。硬い生体組織ほど変形しにくいので、硬い生体組織のストレイン値は小さくなり、軟らかい生体組織のストレイン値は大きくなる。すなわち、ストレインの値は、組織の硬さ(弾性率)を示す値となる。画像生成部14は、ドブラ処理部13が算出した多点のストレインの値の大きさに応じて、色調を変化させた弾性画像データを生成する。

10

【0041】

なお、エラストモードでは、超音波プローブ1による圧迫及び開放で組織を変形させる方法の他に、超音波プローブ1から送信した高音圧の「Push Pulse」により組織を変形させ、組織を伝搬する横波であるせん断波(shear wave)を形成し、更に、せん断波の伝搬速度等に基づいて、組織弾性を評価する方法もある。また、エラストモードでは、せん断波を形成する方法や、用手的に組織を圧迫解放する方法の他に、例えば、拍動や横隔膜の移動によって引き起こされる組織変形を検出して弾性率を算出する方法もある。また、弾性画像データは、Bモード処理部12が信号処理を行なった反射波データ(反射波信号)から生成される場合もある。例えば、弾性画像データは、時系列に沿って生成された複数のBモード画像データ(又は、Bモードデータ)を用いたスペックルトラッキング処理により、複数の追跡点を追跡した結果から多点の変位及び歪みを算出することで、生成することもできる。

20

【0042】

また、Bモード処理部12が信号処理を行なった反射波データ(反射波信号)から生成される超音波画像データとしては、Bモード画像データ(及び弾性画像データ)の他に、石灰化強調画像データや、統計解析画像データ、高調波成分画像データ等がある。

30

【0043】

石灰化強調画像データは、石灰化強調モードで生成される超音波画像データである。以下、石灰化強調モードを、省略して「強調モード」と記載する。強調モードでは、微細石灰化の視認性を向上させるための画像処理が行なわれる。強調モードでは、Bモード画像データから、信号振幅の統計的分析により、微細石灰化に類似する斑状偽像が除去される。更に、強調モードでは、微細石灰化が高いエコー信号レベルで孤立しているという特徴に基づいて、Bモード画像データから乳腺構造のような連続した構造物が除去され、最終的に微細石灰化に該当する微小構造物が抽出される。

【0044】

そして、強調モードでは、抽出された微小構造物を白色とした画像データが生成される。そして、強調モードでは、「微小構造物を白色で描出した画像データ」と、「微小構造物を抽出したBモード画像データを青色系で描出した画像データ」と重畳させた重畳画像データが、石灰化強調画像データとして生成される。なお、微小構造物(微細石灰化)は、例えば、Bモード処理部12や画像生成部14がBモード画像データ(又は、Bモードデータ)に対してフィルタ処理を行なうことで抽出される。

40

【0045】

統計解析画像データは、「ASQ(acoustic structure quantification)モード」で生成される超音波画像データである。ASQモードでは、組織の繊維化の程度といった組織性状診断を行なうための画像処理が行なわれる。ASQモードでは、反射波データ(反射波信号)の信号振幅分布のレイリー分布(Rayleigh distribution)からの逸脱度(

50

分散値)が求められ、求めた分散値を画像化したデータが、統計解析画像データとして生成される。レイリー分布からの分散値は、例えば、Bモード処理部12や画像生成部14がBモード画像データ(又は、Bモードデータ)に対して統計的類似度フィルタ処理を行なうことで抽出される。

【0046】

なお、石灰化強調画像データや、統計解析画像データは、例えば、複数フレーム分の反射波データから生成される場合もある。

【0047】

高調波成分画像データは、コントラストハーモニックイメージング(contrast harmonic imaging: CHI)や組織ハーモニックイメージング(tissue harmonic imaging: THI)を行なうモードで生成される超音波画像データである。図1に示すBモード処理部12は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。具体的には、Bモード処理部12は、Bモードデータから、非線形信号である高調波成分のBモードデータを分離することができる。

【0048】

例えば、CHIモードでは、Bモード処理部12は、超音波造影剤が注入された被検体Pを走査した1フレーム分のBモードデータから、セカンドハーモニック(2次高調波)成分のBモードデータを分離する。そして、画像生成部14は、セカンドハーモニック成分のBモードデータから、超音波造影剤を高感度に映像化した高調波成分画像データ(造影画像データ)を生成する。

【0049】

また、例えば、THIモードでは、Bモード処理部12は、被検体Pを走査した1フレーム分のBモードデータから、セカンドハーモニック成分のBモードデータを分離する。そして、画像生成部14は、セカンドハーモニック成分のBモードデータから、サイドロープの影響が低減された高調波成分画像データを生成する。

【0050】

ここで、Bモード処理部12は、1フレーム分のBモードデータからフィルタ処理により高調波成分を抽出する。或いは、高調波成分の抽出は、超音波プローブ1が複数回送信した複数の超音波の反射波信号から生成された反射波データを用いたBモード処理部12の処理により行なわれる場合もある。

【0051】

例えば、位相変調法の1種であるパルスインバージョン法では、超音波プローブ1は、送受信部11の制御により、振幅が同じであり、位相が異なる超音波を2回送信する。具体的には、超音波プローブ1は、1回目の送信波形に対して位相が180度ずれた送信波形の超音波を2回目に送信する。これにより、送受信部11は、2つの反射波データを生成する。Bモード処理部12は、送受信部11から受信した2つの反射波データを加算することにより、「基本波成分が抑制され、セカンドハーモニック成分が2倍となったデータ」を取得することができる。

【0052】

或いは、位相変調法と振幅変調法とを組み合わせた方法では、送受信部11の制御により、超音波プローブ1は、振幅の比率が「1:2:1」となり、1回目と3回目との位相が同じであり、1回目と2回目と位相が180度ずれた超音波を3回送信する。これにより、送受信部11は、3つの反射波データを生成する。Bモード処理部12は、送受信部11から受信した3つの反射波データを加算することにより、「基本波成分が抑制され、セカンドハーモニック成分が2倍となったデータ」を取得することができる。

【0053】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波の送受信方式や受信信号の処理方式を各モードに応じて変更することで、様々な性質の超音波画像データを生成することができる。上述した内容を、図2にまとめて示す。図2は、本実施形態に係る超音波診断装置が生成する超音波画像データの種類の一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

図2に例示するように、カラードプラ画像データ、パワードプラ画像データ、組織ドプラ画像データ及び弾性画像データ等は、送受信部11が生成した反射波データに対してドプラ処理部13が信号処理を行なったデータに基づいて、画像生成部14が生成する超音波画像データである。なお、図2には図示していないが、送受信部11が生成した反射波データに対してドプラ処理部13が信号処理を行なったデータに基づいて、画像生成部14が生成する超音波画像データとしては、Bモード画像データやカラードプラ画像データにおいて操作者が設定した範囲の血流速度情報を時系列に沿ってプロットしたドプラ波形データが含まれる。例えば、パルス波(PW:Pulsed Wave)ドプラ法でドプラ波形を収集するPWモードでは、画像生成部14は、Bモード画像データに描出された血管血管内の特定の部位に操作者が設定したサンプリングゲート内の血流速度情報を示すドプラ波形データを生成する。また、例えば、連続波(CW:Continuous Wave)ドプラ法でドプラ波形を収集するCWモードでは、画像生成部14は、Bモード画像データに描出された血管を通る走査線に操作者が設定したサンプリングライン上の全ての血流速度情報を示すドプラ波形データを生成する。また、図2に例示するように、Bモード画像データ、石灰化強調画像データ、統計解析画像データ、高調波成分画像データ(及び弾性画像データ)等は、送受信部11が生成した反射波データに対してBモード処理部12が信号処理を行なったデータに基づいて、画像生成部14が生成する超音波画像データである。

10

【 0 0 5 5 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置において表示される複数種類の超音波画像データは、反射波信号(反射波データ)に対して、複数の特徴抽出処理の中の1つの特徴抽出処理、又は、複数の特徴抽出処理の中から選択された複数の特徴抽出処理を組み合わせた処理を行なったデータから画像生成部14が生成可能な種類の超音波画像データである。複数の特徴抽出処理の一例としては、例えば、包絡線検波等の「信号振幅特徴抽出処理」や、Bモードデータで輝度を割り当てるために行なわれる「強度特徴抽出処理」、ドプラ効果による周波数変化を検出するために行なわれる「周波数特徴抽出処理」が挙げられる。また、複数の特徴抽出処理の一例としては、例えば、フレーム内で相互相関を行なうための「空間相関特徴抽出処理」や、フレーム間で相互相関を行なうための「時間相関特徴抽出処理」が挙げられる。

20

【 0 0 5 6 】

ここで、Bモード処理部12が信号処理を行なったデータから画像生成部14が生成する超音波画像データ(Bモード画像データ、石灰化強調画像データ、統計解析画像データ、高調波成分画像データ等)は、強度特徴抽出処理を含む信号処理を行なったデータから画像生成部14が生成する超音波画像データである。

30

【 0 0 5 7 】

図1に戻って、画像メモリ15は、画像生成部14が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドプラ処理部13が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ15が記憶するBモードデータやドプラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部14を経由して表示用の超音波画像データとなる。

40

【 0 0 5 8 】

内部記憶部16は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部16は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部16が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。なお、外部装置は、例えば、画像診断を行なう医師が使用するPC(Personal Computer)や、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disc)等の記憶媒体、プリンター等である。

【 0 0 5 9 】

50

なお、送受信部 1 1 が生成した反射波データは、図示しないフレームバッファに一時的に保存される。また、本実施形態は、送受信部 1 1 が生成した反射波データが、画像メモリ 1 5 や内部記憶部 1 6 等に非一時的に保存されても良い。

【 0 0 6 0 】

制御部 1 7 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1、Bモード処理部 1 2、ドブラ処理部 1 3 及び画像生成部 1 4 の処理を制御する。また、制御部 1 7 は、画像メモリ 1 5 や内部記憶部 1 6 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。また、制御部 1 7 は、画像生成部 1 4 が生成した表示用の超音波画像データを内部記憶部 1 6 等に格納するように制御する。

10

【 0 0 6 1 】

取得部 1 8 は、後述する設定情報を、入力装置 3 や、図示しないインターフェースから取得する。例えば、後述する設定情報は、超音波診断装置により超音波検査を行なう操作者が入力装置 3 を用いて入力することで、取得部 1 8 が取得する情報である。或いは、例えば、以下で説明する設定情報は、超音波検査を依頼する医師が行なう検査オーダーに記載された情報として外部装置からインターフェースを介して、取得部 1 8 が取得する情報である。

【 0 0 6 2 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波検査において、上述した各種のモードにより、複数種類の超音波画像データを収集する。

20

【 0 0 6 3 】

従来、超音波検査では、一般的に、複数のモードの中で、最初に 1 つのモード（例えば、Bモード）の画像データが撮影される。或いは、従来、超音波検査では、2 つのモード（例えば、Bモード及びドブラモード）の撮影を同時に行なって、2 つのモードの画像データを並列表示したり、重畳表示したりする。そして、最初に撮影されたモードの画像を用いた検査所見や、予め決められた検査ルーチンにより、操作者は、別のモードの撮影を手動で切り替えて行なう。

【 0 0 6 4 】

しかし、上述した従来の超音波検査では、複数モードの撮影の切り替えが手動で行なわれるため、操作者の負担が大きい。例えば、モードの切り替えが手動で行なわれるため、ある疾患の画像診断を行なう上で最適なモードの画像の撮影が行なわれないといった場合もある。

30

【 0 0 6 5 】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波検査で診断に必要な情報を一括して簡易に取得するために、取得部 1 8 が、以下に説明する設定情報を取得して制御部 1 7 に通知し、制御部 1 7 が通知された設定情報を用いて画像生成部 1 4 等を制御する。

【 0 0 6 6 】

具体的には、取得部 1 8 が取得する設定情報は、複数の超音波画像データが表示用画像データとして設定された情報である。より具体的には、取得部 1 8 が取得する設定情報は、複数種類の超音波画像データが表示用画像データとして設定された情報である。ここで、表示用画像データとして設定される複数種類の超音波画像データには、同一種類の信号処理が行なわれた反射波信号（反射波データ）から生成可能な複数種類の超音波画像データが含まれる。同一種類の信号処理は、強度特徴抽出処理を含む信号処理である。

40

【 0 0 6 7 】

換言すると、表示用画像データとして設定される複数種類の超音波画像データには、Bモード処理が行なわれた反射波信号（反射波データ）から生成可能な複数種類の超音波画像データ（例えば、Bモード画像データ及び石灰化強調画像データ）が含まれる。なお、表示用画像データとして設定される複数種類の超音波画像データは、Bモード処理が行な

50

われたデータから生成可能な複数種類の超音波画像データのみであっても良い。表示用画像データは、被検体 P の画像診断を行なううえで必須であると操作者や医師が判断した複数種類の超音波画像データである。また、表示用画像データとして設定される複数種類の超音波画像データは、2次元超音波画像データであっても、3次元超音波画像データに基づく2次元画像データであっても、2次元超音波画像データ及び3次元超音波画像データに基づく2次元画像データが混在する場合であっても良い。

【0068】

更に、取得部18が取得する設定情報は、表示用画像データを表示する際の時間の割合が種類ごとに設定された情報である。設定情報は、表示用画像データとして設定された各種類の超音波画像データを表示する時間の割合が設定された情報である。

10

【0069】

取得部18が取得した設定情報は、制御部17に通知される。そして、設定情報を受信した制御部17の制御により、画像生成部14は、設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを時系列に沿って生成する。そして、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを内部記憶部16に格納させる制御を行なう。更に、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを設定情報で設定された時間の割合によりモニタ2に表示させる制御を行なう。

【0070】

図3は、本実施形態に係る設定情報により実行される処理の概略図である。図3に例示する概略図では、操作者は、Bモード、カラードプラモード、エラストモード及び強調モードそれぞれの超音波画像データを表示用画像データとして収集すると設定している。なお、Bモードの画像データ及び強調モードの画像データは、Bモードデータを用いた画像データであり、カラードプラモードの画像データ及びエラストモードの画像データは、ドプラデータを用いた画像データである。

20

【0071】

そして、操作者は、図3に示すように、各モードをサンプリングする割合を調整するために、上述した表示時間の割合を設定する。設定情報を取得部18から受信した制御部17は、超音波送受信方式及び信号処理方式が設定されたモードに応じて変更するように、送受信部11、Bモード処理部12、ドプラ処理部13及び画像生成部14を制御する。これにより、制御部17は、図3に示すように、各モードの画像データを収集させ、収集

30

【0072】

以下、図4に示す設定情報の一例を用いて、上述した処理を詳細に説明する。図4は、設定情報の一例を示す図である。例えば、操作者は、図4に示すように、Bモード、カラードプラモード及び強調モードの3種類の超音波画像データを表示用画像データとして設定する。そして、例えば、操作者は、図4に示すように、Bモード画像データを表示する割合が「50%」であり、カラードプラモード画像データを表示する割合が「30%」であり、強調モードの石灰化強調画像データを表示する割合が「20%」であると設定する。取得部18は、図4に例示する設定情報を取得し、制御部17に送信する。制御部17は、受信した設定情報を参照して、図5A、図5B及び図5Cに例示するように、表示計画を設定する。図5A、図5B及び図5Cは、図4に例示する設定情報に基づく表示計画の一例を示す図である。

40

【0073】

まず、制御部17は、設定情報で設定された各モードを収集可能な頻度、すなわち、フレームレート (frame rate: f_r) を各モードで設定する。例えば、制御部17は、Bモードのフレームレートを「 $f_r : A$ 」として設定し、カラードプラモードのフレームレートを「 $f_r : B$ 」として設定し、強調モードのフレームレートを「 $f_r : C$ 」として設定する。また、制御部17は、設定情報で設定された各モードを表示するための単位時間を設定する。以下では、仮に、単位時間が10秒として設定された場合について説明する。

50

【 0 0 7 4 】

制御部 17 は、例えば、図 5 A に示すように、最初に、「f r : A」で収集した B モードの画像データを「5 秒間」表示し、次に、「f r : B」で収集したカラードプラモードの画像データを「3 秒間」表示し、次に、「f r : C」で収集した強調モードの画像データを「2 秒間」表示する表示計画を設定する。なお、制御部 17 が設定する表示計画では、表示開始から 10 秒間が経過した後は、再度、新たに「f r : A」で収集した B モードの画像データの表示を行なうと設定される（図 5 A の点線の矢印を参照）。

【 0 0 7 5 】

或いは、制御部 17 は、例えば、図 5 B に示すように、最初に、「f r : A」で収集した B モードの画像データを「2.5 秒間」表示し、次に、「f r : B」で収集したカラードプラモードの画像データを「1.5 秒間」表示する処理を 2 回繰り返した後に、「f r : C」で収集した強調モードの画像データを「2 秒間」表示する表示計画を設定する。なお、制御部 17 が設定する表示計画では、上記と同様に、表示開始から 10 秒間が経過した後は、再度、新たに「f r : A」で収集した B モードの画像データの表示を行なうと設定される（図 5 B の点線の矢印を参照）。

10

【 0 0 7 6 】

制御部 17 は、例えば、図 5 C に示すように、最初に、「f r : A」で収集した B モードの画像データを「2.5 秒間」表示し、次に、「f r : B」で収集したカラードプラモードの画像データを「1.5 秒間」表示し、次に、「f r : C」で収集した強調モードの画像データを「1 秒間」表示する処理を 2 回繰り返す表示計画を設定する。なお、制御部 17 が設定する表示計画では、上記と同様に、表示開始から 10 秒間が経過した後は、再度、新たに「f r : A」で収集した B モードの画像データの表示を行なうと設定される（図 5 C の点線の矢印を参照）。

20

【 0 0 7 7 】

なお、フレームレート、単位時間及び表示順は、図 5 A、図 5 B 及び図 5 C に例示したように、制御部 17 が自動設定する場合に限定されるものではない。フレームレート、単位時間及び表示順は、設定情報とともに操作者が設定する場合であっても良い。また、設定情報、フレームレート、単位時間及び表示順は、データ収集過程で、操作者が変更することも可能である。

【 0 0 7 8 】

ここで、制御部 17 の制御により、画像生成部 14 は、設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを時系列に沿って生成する。具体的には、制御部 17 は、画像生成部 14 に対して、以下の画像生成制御を行なう。図 6 A 及び図 6 B は、本実施形態に係る画像生成制御の一例を示す図である。

30

【 0 0 7 9 】

第 1 画像生成制御方式では、画像生成部 14 は、設定情報で設定された割合に応じて生成処理を行なう超音波画像データの種類を順次切り替えながら、設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを、種類別に設定された頻度により時系列に沿って生成する。例えば、図 5 A に示す表示計画を設定した制御部 17 の制御により、画像生成部 14 は、図 6 A に示すように、最初に、B モードの画像データを「f r : A」で生成し、次に、カラードプラモードの画像データを「f r : B」で生成し、次に、強調モードの画像データを「f r : C」で生成する。なお、画像生成部 14 は、単位時間内で生成モード切り替えを行なう処理を、収集終了要求を操作者から受け付けるまで繰り返す。また、制御部 17 の制御により、送受信部 11 は、各モードに応じた超音波送受信制御を超音波プローブ 1 に対して行なう。

40

【 0 0 8 0 】

或いは、第 2 画像生成制御方式では、画像生成部 14 は、設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを、種類別に設定された頻度により、時系列に沿って並行して生成する。例えば、図 5 A、図 5 B 及び図 5 C に示す表示計画を設定した制御部 17 の制御により、画像生成部 14 は、図 6 B に示すように、B モードの画像データを「f r

50

：A」で生成し、カラードプラモードの画像データを「fr：B」で生成し、強調モードの画像データを「fr：C」で生成する処理を並列して行なう。なお、画像生成部14は、各モードの画像データ生成を並列して行なう処理を、収集終了要求を操作者から受け付けるまで継続する。また、第2画像生成制御方式は、同じ超音波送受信により、設定情報で設定された複数種類の超音波画像データそれぞれを生成できる場合に適している。例えば、カラードプラモードは、上述したように、Bモード用のスキャン方式により、実行可能である。従って、画像生成部14は、図6Bに例示する並列処理を行なうことが可能である。

【0081】

換言すると、第1画像生成制御方式は、操作者が表示を要求したフレームのみをリアルタイムで生成する方式であり、第2画像生成制御方式は、操作者が表示を要求したフレーム以外のフレームもリアルタイムで生成する方式である。第1画像生成制御方式を選択するか、第2画像生成制御方式を選択するかは、装置本体10の処理能力に応じて、操作者又は制御部17により設定される。ここで、反射波データが非一時的な記憶媒体に格納されている場合、制御部17は、以下の第3画像生成制御方式を行なっても良い。

【0082】

第3画像生成制御方式では、画像生成部14は、リアルタイムで、第1画像生成制御方式による画像生成を行なう。そして、第3画像生成制御方式では、結果的に生成するフレーム数が第2画像生成制御方式により生成されるフレーム数と同じとなるように、画像生成部14は、リアルタイムで生成したフレーム以外のフレームの各種超音波画像データを、格納された反射波データを用いて、後処理により生成する。第3画像生成制御方式では、処理能力が低い装置本体10であっても、結果的に、第2画像生成制御方式と同様の診断用の超音波画像データ群を生成させることができる。

【0083】

そして、上述したように、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを内部記憶部16に格納させる制御を行なう。具体的には、制御部17は、以下の格納制御を行なう。図7及び図8は、本実施形態に係る格納制御の一例を示す図である。

【0084】

第1格納制御方式では、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを、例えば、内部記憶部16の同一の記憶領域に生成順で格納させるように制御する。例えば、図6Aに示す第1画像生成制御方式により画像生成が行なわれた場合、制御部17の制御により、画像生成部14は、生成した超音波画像データを生成順に、内部記憶部16の同一の記憶領域にまとめて格納する。なお、制御部17の制御により、画像生成部14は、生成した超音波画像データに生成時刻を対応付けた上で、内部記憶部16の同一の記憶領域にまとめて格納する。

【0085】

その結果、内部記憶部16は、図7に示すように、生成時刻「t1、t2、t3、・・・、t99、t100」が対応付けられたBモードの画像データ、生成時刻「t101、t102、t103、・・・、t160」が対応付けられたカラードプラモードの画像データ、生成時刻「t161、t162、・・・、t200」が対応付けられたMPの画像データを記憶する。なお、「t200 - t1」は、上述した単位時間となる。また、例えば、「t2 - t1」や「t3 - t2」等は、「fr：A」から「a = 1 / A」となり、「t102 - t101」や「t103 - t102」等は、「fr：B」から「b = 1 / B」となり、「t162 - t161」や「t163 - t162」等は、「fr：C」から「c = 1 / C」となる。

【0086】

ここで、第1格納制御方式は、第2画像生成制御方式により複数種類の超音波画像データが生成された場合にも適用可能である。第1格納制御方式では、超音波診断装置は、現行のシステム構成を変更することなく、設定情報に基づいて収集された画像データ群を保

10

20

30

40

50

存することができる。

【0087】

或いは、第2格納制御方式では、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを種類別に割り振って、例えば、内部記憶部16の複数の記憶領域それぞれに生成順で格納させるように制御する。なお、制御部17の制御により、画像生成部14は、生成した超音波画像データに生成時刻を対応付けた上で、内部記憶部16の複数の記憶領域それぞれに、種類別に格納する。

【0088】

例えば、図6Bに示す第2画像生成制御方式により画像生成が行なわれた場合、制御部17の制御により、画像生成部14は、図8に示すように、Bモード用の記憶領域に、生成時刻として収集開始時刻からの経過時間「a、2a、3a」を対応付けたBモード画像データを生成順に格納する。また、制御部17の制御により、画像生成部14は、図8に示すように、カラードプラモード用の記憶領域に、経過時間「b、2b、3b」を対応付けたカラードプラ画像データを生成順に格納する。また、制御部17の制御により、画像生成部14は、図8に示すように、強調モード用の記憶領域に、経過時間「c、2c、3c」を対応付けた石灰化強調画像データを生成順に格納する。

【0089】

ここで、第2格納制御方式は、第1画像生成制御方式により複数種類の超音波画像データが生成された場合にも適用可能である。また、第3画像生成制御方式が行なわれる場合、制御部17は、例えば、第1画像生成制御方式で生成された画像データ群を、一旦、画像メモリ15に生成順で格納させる。そして、制御部17は、画像メモリ15に格納された画像データ群と後処理で生成された画像データ群とを、第1格納制御方式や第2格納制御方式により、内部記憶部16に格納させる。第2格納制御方式では、種類ごとに画像データが保存されるように、超音波診断装置のシステム構成を変更する必要がある。しかし、設定情報に基づいて収集された画像データ群を種類ごとに保存することで、収集後の画像データの種類ごとの読み出しを容易に行なうことができる。

【0090】

なお、本実施形態は、設定情報により収集される超音波画像データの格納対象が、内部記憶部16以外の記憶部である場合であっても良い。例えば、本実施形態は、超音波診断装置に設定情報により収集される超音波画像データを格納するための記憶部が設置される場合であっても良い。或いは、例えば、本実施形態は、設定情報により収集される超音波画像データを格納するための記憶部が、超音波診断装置以外の外部装置に設置される場合であっても良い。

【0091】

そして、格納制御とともに、制御部17は、上述したように、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを設定情報で設定された割合によりモニタ2に表示させる制御を行なう。具体的には、制御部17は、以下の表示制御を行なう。図9～図11は、本実施形態に係る表示制御の一例を示す図である。

【0092】

第1表示制御方式では、制御部17は、設定情報で設定された割合（時間の割合）により表示させる超音波画像データの種類を切り替えることで、モニタ2の同一表示領域において、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データを動画表示させる。具体的には、制御部17は、設定情報で設定された割合に基づいて、同一表示領域で表示される超音波画像データの種類を切り替え、生成頻度に応じた表示時刻に基づいて、同一表示領域で表示される超音波画像データの生成時刻を切り替える。

【0093】

例えば、図5Aに示す表示計画（単位時間：10秒）が設定されている場合、制御部17の制御により、モニタ2は、図9に示すように、Bモードの画像データをフレームレート「A」で5秒間にわたって動画表示し、続いて、カラードプラモードの画像データをフレームレート「B」で3秒間にわたって動画表示し、続いて、強調モードの画像データを

10

20

30

40

50

フレームレート「C」で2秒間にわたって動画表示する。

【0094】

そして、制御部17の制御により、モニタ2は、図9に示すように、強調モードの動画表示が終わると、強調モードからBモードに再度切り替えて、「Bモード、カラードプラモード、強調モード」の順に、モードを切り替えて、動画表示を行なう。

【0095】

ここで、第1表示制御方式は、第1画像生成制御方式が行なわれる場合でも、第2画像生成制御方式が行なわれる場合でも適用可能である。第1画像生成制御方式にて第1表示制御方式を行なう場合、制御部17は、画像生成部14が生成した超音波画像データを生成順にモニタ2に表示するように制御する。例えば、図5Aに示す表示計画に従って図6Aに示す第1画像生成制御方式を行なった場合、制御部17は、画像生成部14が時系列に沿ってモードを切り替えながら生成した超音波画像データ群を、生成順にモニタ2に表示させる。

10

【0096】

或いは、第2画像生成制御方式にて第1表示制御方式を行なう場合、制御部17は、画像生成部14が並列して生成した複数種類の超音波画像データから、設定情報で設定された割合に該当する種類の超音波画像データであり、生成頻度に応じた表示時刻に該当する生成時刻の超音波画像データを順次選択する。そして、制御部17は、選択した超音波画像データをモニタ2に順次表示するように制御する。例えば、図5Cに示す表示計画に従って図6Bに示す第2画像生成制御方式により、画像生成部14が時系列に沿って各モードの超音波画像データ群を並列して時系列に沿って生成したとする。

20

【0097】

かかる場合、制御部17は、図10に例示するように、「生成開始から2.5秒までの2.5秒間」は、フレームレート「A」で時系列に沿って生成されるBモードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。そして、制御部17は、図10に例示するように、「2.5秒から4秒までの1.5秒間」は、フレームレート「B」で時系列に沿って生成されたカラードプラモードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。そして、制御部17は、図10に例示するように、「4秒から5秒までの1秒間」は、フレームレート「C」で時系列に沿って生成された強調モードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。

30

【0098】

そして、制御部17は、図10に例示するように、「5秒から7.5秒までの2.5秒間」は、フレームレート「A」で時系列に沿って生成されるBモードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。そして、制御部17は、図10に例示するように、「7.5秒から9秒までの1.5秒間」は、フレームレート「B」で時系列に沿って生成されたカラードプラモードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。そして、制御部17は、図10に例示するように、「9秒から10秒までの1秒間」は、フレームレート「C」で時系列に沿って生成された強調モードの画像データを選択してモニタ2に表示させる。制御部17は、図10に例示した表示制御を、収集終了要求を受け付けるまで繰り返す。

40

【0099】

なお、制御部17は、第1表示制御方式による表示制御を、第1格納制御方式や第2格納制御方式による格納制御と並行して行なう。ただし、制御部17は、第1表示制御方式を、第1格納制御方式や第2格納制御方式による格納制御を行なった後に行なってもよい。かかる場合、制御部17は、画像データの収集後に行なわれる操作者の表示要求により、内部記憶部16から画像データを読み出して、第1表示制御方式を行なう。

【0100】

或いは、第2表示制御方式では、制御部17は、モニタ2の複数の表示領域それぞれに表示させる超音波画像データの種類を割り振る。そして、制御部17は、画像生成部14が生成した複数種類の超音波画像データそれぞれを、複数の表示領域それぞれにおいて種類別に並列して動画表示させる。具体的には、制御部17は、生成頻度に応じた表示時刻

50

に基づいて、複数の表示領域それぞれにおいて表示させる超音波画像データの生成時刻を切り替える。

【0101】

例えば、制御部17は、図5A、図5B及び図5Cのいずれかに示す表示計画を設定した場合、図11に示すように、モニタ2の表示領域を、Bモード用の表示領域、カラードプラモード用の表示領域及び強調モード用の表示領域の3つに分ける。そして、モニタ2は、図11に示すように、Bモード用の表示領域において、Bモード画像データをフレームレート「A」で表示し、カラードプラモード用の表示領域において、カラードプラ画像データをフレームレート「B」で表示し、強調モード用の表示領域において、石灰化強調画像データをフレームレート「C」で表示する。

10

【0102】

ここで、第2表示制御方式は、第1画像生成制御方式が行なわれる場合でも、第2画像生成制御方式が行なわれる場合でも適用可能である。第1画像生成制御方式にて第2表示制御方式を行なう場合、制御部17は、画像生成部14が表示計画に沿ってモードを切り替えながら生成した超音波画像データを、種類ごとに該当する表示領域に割り振って、生成順に表示させる。なお、第1画像生成制御方式では、各モードで表示用のフレームが存在しない期間、すなわち、画像データを表示不可の期間（以下、表示不可期間）が生じる。表示不可期間においては、制御部17は、当該期間の直前で表示していたフレームを静止画表示したり、黒一色のフレームを表示したりする。

【0103】

20

或いは、第2画像生成制御方式にて第2表示制御方式を行なう場合、制御部17は、画像生成部14が並列して生成した複数種類の超音波画像データから、設定情報で設定された割合に該当する種類の超音波画像データであり、生成頻度に応じた表示時刻に該当する生成時刻の超音波画像データを順次選択する。そして、制御部17は、選択した超音波画像データを、選択した超音波画像データの種類の種類に該当するモニタ2の表示領域に、表示させる。

【0104】

なお、第2画像生成制御方式で画像データを生成した場合、上述した表示不可期間でも表示用のフレームは存在するが、制御部17は、表示計画から表示不可期間に該当する期間は、直前で表示していたフレームを静止画表示したり、黒一色のフレームを表示したりする。或いは、制御部17は、第2画像生成制御方式にて第2表示制御方式を行なう場合、設定情報で設定された種類の超音波画像データを全て表示させることを優先して、画像生成部14が並列して生成した複数種類の超音波画像データを全て並列して動画表示させても良い。

30

【0105】

ここで、制御部17は、第2表示制御方式を、第1格納制御方式や第2格納制御方式による格納制御と並行して行なう。ただし、制御部17は、第2表示制御方式を、第1格納制御方式や第2格納制御方式による格納制御を行なった後に行なってもよい。かかる場合、制御部17は、画像データの収集後に行なわれる操作者の表示要求により、内部記憶部16から画像データを読み出して、第2表示制御方式を行なう。

40

【0106】

なお、データ格納後に、第2表示制御方式を行なう場合、制御部17は、上述した表示不可期間をスキップして、各種類の超音波画像データを並列して動画表示させても良い。

【0107】

また、第3画像生成制御方式が行なわれた場合、制御部17は、画像データの収集後に行なわれる操作者の表示要求により、内部記憶部16から画像データを読み出して、第1表示制御方式や第2表示制御方式を行なう。或いは、第3画像生成制御方式が行なわれた場合、制御部17は、リアルタイムでは、第1画像生成制御方式で生成された超音波画像データ群を第1表示制御方式や第2表示制御方式を行なっても良い。

【0108】

50

上述した画像生成制御方式、格納制御方式及び表示制御方式は、操作者により指定される場合であっても良く、予め初期設定により指定されている場合であっても良い。

【0109】

次に、図12を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図12は本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。なお、図12に例示するフローチャートでは、格納制御と表示制御とがリアルタイムで行なわれる場合を示している。

【0110】

図12に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置の取得部18は、設定情報が設定されたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、設定情報が設定されない場合(ステップS101否定)、取得部18は、設定情報が設定されるまで待機する。

10

【0111】

一方、設定情報が設定された場合(ステップS101肯定)、取得部18は、設定情報を取得して、制御部17に通知する。そして、制御部17は、送受信部11を介して超音波プローブ1を制御することで、設定情報に基づく超音波送受信を開始させる(ステップS102)。例えば、制御部17は、設定情報から表示計画を設定し、表示計画に基づく超音波送受信を開始させる。

【0112】

そして、画像生成部14は、制御部17の指示により、指定された画像生成制御方式で、設定情報で指定された各モードの超音波画像データを生成する(ステップS103)。

20

【0113】

そして、画像生成部14は、制御部17の指示により、指定された格納制御方式で、超音波画像データを内部記憶部16に格納する(ステップS104)。

【0114】

そして、モニタ2は、制御部17の指示により、指定された表示制御方式で、設定情報で設定された複数モードの超音波画像データを動画表示し(ステップS105)、処理を終了する。なお、図12に例示するフローチャートは、データ収集が1単位時間の期間で終了する場合について説明したものであり、データ収集が1単位時間以上の期間で行なわれる場合、超音波診断装置は、収集終了要求を受け付けるまで、ステップS103～ステップS105の処理を繰り返す。なお、図12に例示するフローチャートでは、複数単位時間のデータ収集期間において、画像生成制御方式、格納制御方式及び表示制御方式の少なくとも1つが、操作者により変更される場合であっても良い。

30

【0115】

上述したように、本実施形態では、超音波診断装置は、設定情報に基づく各モードの超音波画像データを自動的に収集し、収集した各モードの超音波画像データを自動的に並列表示したり、自動的に切り替え表示したりする。また、本実施形態では、超音波診断装置は、設定情報に基づいて収集された各モードの超音波画像データを、データ収集後であっても読み出し可能なように、自動的に保存する。すなわち、本実施形態では、操作者や医師は、被検体Pの超音波検査において必要とされる複数のモードと、各モードの表示用の割合とを設定した設定情報を超音波診断装置に入力するだけで、超音波検査で診断に必要な情報を一括して簡易に取得することができる。また、本実施形態では、必要となるモードの超音波画像データの撮り忘れを防止することができる。

40

【0116】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する変形例を行なっても良い。以下、本実施形態の変形例について、図13A、図13B、図14A、図14B及び図15を用いて説明する。図13Aは、本実施形態の第1変形例を説明するための図であり、図13Bは、第2変形例を説明するための図である。また、図14A及び図14Bは、本実施形態の第3変形例を説明するための図である。また、図15は、本実施形態の第4変形例を説明するための図である。

【0117】

50

例えば、石灰化強調画像データのフレームレートは、処理数の多さから、Bモード画像データのフレームレートより低い。このため、例えば、第1表示制御方式では、Bモードから強調モードに切り替わると、フレームレートが突然低下するため、画像データを参照する観察者に違和感を与えてしまう。また、例えば、第2表示制御方式では、Bモード用の表示領域と強調モード用の表示領域とで、フレームレートが異なるため、画像データを参照する観察者に違和感を与えてしまう。

【0118】

そこで、第1変形例では、制御部17は、モニタ2で表示される同一種類の超音波画像データにおいて、所定の表示頻度に応じた表示時刻に対応する生成時刻の超音波画像データが存在しない場合の表示用画像データとして、当該表示時刻の前後で表示される2つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する。

10

【0119】

例えば、制御部17は、Bモード画像データのフレームレートに応じた表示時刻の前後で表示される2つの石灰化強調画像データを選択する。そして、例えば、制御部17の制御により、画像生成部14は、図13Aに示すように、制御部17が選択した2つの石灰化強調画像データを加算平均することで、補間画像データを生成する。そして、制御部17は、画像生成部14が生成した補間画像データを、2つの石灰化強調画像データが表示される時刻の間で表示させる。なお、同一モード同士の補間は、加算平均の他に、動き補正により行なわれても良い。

【0120】

20

或いは、第1表示制御方式では、例えば、Bモードから強調モードに切り替わると、白黒のBモード画像データから、青色系の背景に白い斑点が描出された石灰化強調画像データに切り替わるので、画像データを参照する観察者に違和感を与えてしまう。

【0121】

そこで、第2変形例では、制御部17は、モニタ2で表示される超音波画像データの種類が切り替わる間の表示用画像データとして、当該種類が切り替わる時刻の前後で表示される2つのフレームから補間処理により生成される補間画像データを表示させるように制御する。

【0122】

例えば、制御部17の制御により、画像生成部14は、図13Bに示すように、Bモード画像データの最後のフレームと、石灰化強調画像データの最初のフレームとを加算平均することで、補間画像データを生成する。そして、制御部17は、画像生成部14が生成した補間画像データを、Bモードから強調モードに切り替わる時刻の間で表示させる。

30

【0123】

第1変形例及び第2変形例を行なうことで、設定情報に基づいて動画表示される超音波画像データ群を参照する観察者に対して、違和感を与えることを軽減することができる。

【0124】

また、上記の実施形態は、操作者が設定した設定情報が変更される場合であっても良い。かかる場合、第3変形例として、制御部17は、設定情報が変更された場合、変更後の設定情報に基づく表示制御を行なう。第3変形例は、設定情報の変更が、データ収集中に行なわれる場合であっても、データ収集後に行なわれる場合であっても適用可能である。

40

【0125】

以下、図14Aに示す設定情報の一例を用いて、第3変形例を説明する。例えば、操作者は、図14Aに示すように、Bモード、カラードプラモード、エラストモード及び強調モードの4種類の超音波画像データを表示用画像データとして設定する。そして、例えば、操作者は、図14Aに示すように、Bモード画像データを表示する割合が「40%」であり、カラードプラモード画像データを表示する割合が「20%」であり、エラストモードの弾性画像データを表示する割合が「20%」であり、強調モードの石灰化強調画像データを表示する割合が「20%」であると設定する。

【0126】

50

仮に、データ収集中に、操作者が強調モードを行なわないと設定情報の変更を行なった場合、制御部 17 は、図 14 A に示す設定情報を、図 14 B に示すように、B モード、カラードプラモード及びエラストモードの 3 種類の超音波画像データを表示用画像データとする設定情報に変更する。そして、制御部 17 は、図 14 A に示す設定情報を、図 14 B に示すように、B モード画像データを表示する割合が「50%」であり、カラードプラモード画像データを表示する割合が「25%」であり、エラストモードの弾性画像データを表示する割合が「25%」であるとする設定情報に変更する。図 14 B に示す一例では、制御部 17 は、初期の設定情報における B モード、カラードプラモード及びエラストモードそれぞれの表示時間の割合の比率（40%：20%：20% = 2：1：1）が維持されるように、変更後の設定情報における B モード、カラードプラモード及びエラストモードそれぞれの表示時間の割合を算出している。なお、操作者は、データ収集中に、撮影モードの選択とともに、選択した各撮影モードの表示時間の割合も変更しても良い。例えば、操作者は、「B モード、カラードプラモード、エラストモード」の表示時間の割合を、「50%、30%、20%」に変更しても良い。

【0127】

そして、制御部 17 は、図 14 B に示す変更後の設定情報に基づいて、データ収集中に、操作者が指定した表示制御方式での表示制御を行なう。なお、操作者は、設定情報の変更とともに、初期の設定情報で指定していた表示制御方式、画像生成制御方式、格納制御方式及び表示制御方式の少なくとも 1 つを変更しても良い。

【0128】

或いは、制御部 17 は、データ収集後に、上記の処理を行なっても良い。かかる場合、制御部 17 は、データ収集後に、操作者が行なった撮影モードの選択に基づいて、図 14 B に示す設定情報を再設定する。そして、制御部 17 は、図 14 B に示す設定情報と、内部記憶部 16 に格納済みのデータ群とを用いて、操作者が指定した表示制御方式での表示制御を行なう。なお、データ収集後に撮影モードの選択が行なわれ、かつ、データ収集が第 1 画像生成制御方式で行なわれていた場合、制御部 17 は、選択された各撮影モードの表示時間の割合を、初期設定情報で設定されていた各撮影モードの表示時間の割合の比率を用いて再設定する（図 14 B を参照）。なお、第 2 画像生成制御方式でのデータ収集後に撮影モードの選択が行なわれた場合、操作者は、選択した各撮影モードの表示時間の割合を任意の値に設定することができる。第 3 変形例では、例えば、操作者は、画像診断に用いる可能性のある複数の撮影モードを初期設定情報で一括撮影を行なう。そして、第 3 変形例では、操作者は、データ収集中に、或いは、データ収集後に、モニタ 2 を参照して改めて画像診断に必要な撮影モードの選択を行ない、選択した複数の撮影モードそれぞれの超音波画像データを用いて、効率的に画像診断を行なうことができる。

【0129】

なお、第 3 変形例は、データ収集中に、撮影モードの追加が行なわれても良い。例えば、第 3 変形例は、データ収集中に、図 4 に示す設定情報にエラストモードが追加されて、図 14 A に示す設定情報に変更される場合であっても良い。かかる場合、制御部 17 は、図 14 A に示す変更後の設定情報と、データ収集中に操作者が指定した表示制御方式とを用いた表示制御を行なう。この第 3 変形例では、操作者は、データ収集中にモニタ 2 を参照して改めて画像診断に必要な撮影モードを追加し、追加した撮影モードを含めた複数モードそれぞれの超音波画像データを用いて、効率的に画像診断を行なうことができる。

【0130】

また、画像診断を行なう上で、医師は、被検体 P の観察対象の超音波画像データとともに、他の医用画像診断装置（例えば、X 線 CT 装置や MRI 装置等）により撮影された被検体 P の同一観察対象の医用画像データを観察したい場合がある。

【0131】

そこで、第 4 変形例では、取得部 18 は、複数種類の医用画像データが表示用画像データとして設定され、各種類の医用画像データを表示する割合が設定された設定情報を取得する。そして、制御部 17 は、設定情報で設定された割合により表示させる医用画像デー

10

20

30

40

50

タの種類を切り替えることで、表示部の同一表示領域において、設定情報で設定された複数種類の医用画像データを動画表示させるように制御する。

【0132】

すなわち、第4変形例では、制御部17は、表示対象を異なる複数種類の医用画像データとして、第1表示制御方式を行なう。具体的には、制御部17は、種類別に予め設定された頻度で時系列に沿って生成された複数種類の医用画像データから、設定情報で指定された割合に該当する種類の医用画像データであり、生成頻度に応じた表示時刻に該当する生成時刻の医用画像データを順次選択する。そして、制御部17は、選択した医用画像データをモニタに順次表示するように制御する。

【0133】

例えば、操作者は、図15に示すように、超音波画像データ、X線CT画像データ及びMRI画像データの3種類の医用画像データを表示用画像データとして設定する。そして、例えば、操作者は、図14に示すように、超音波画像データを表示する割合が「50%」であり、X線CT画像データを表示する割合が「30%」であり、MRI画像データを表示する割合が「20%」であると設定する。制御部17は、受信した設定情報を参照して、被検体Pの観察部位が撮影されたX線CT画像データ及びMRI画像データを、X線CT装置及びMRI装置、又は、PACSのデータベースや、電子カルテシステムのデータベースから受信する。

【0134】

そして、制御部17は、設定情報に基づいて、表示計画を設定する。そして、モニタ2は、制御部17の制御により、第1表示制御方式の表示を行なう。例えば、モニタ2は、図14に示すように、超音波画像データをフレームレート「U」で5秒間にわたって動画表示し、続いて、X線CT画像データをフレームレート「X」で3秒間にわたって動画表示し、続いて、MRI画像データをフレームレート「M」で2秒間にわたって動画表示する。第3変形例によれば、複数種類の医用画像データを用いた検査で診断に必要な情報を一括して簡易に取得することができる。

【0135】

なお、第4変形例でも、第3変形例と同様に、制御部17は、設定情報が変更された場合、変更後の設定情報に基づく表示制御を行なっても良い。例えば、表示用画像データの種類が超音波画像データ及びX線CT画像データに変更され、超音波画像データを表示する割合が「70%」であり、X線CT画像データを表示する割合が「30%」に変更されたとする。かかる場合、制御部17の表示制御により、モニタ2は、超音波画像データをフレームレート「U」で7秒間にわたって動画表示し、続いて、X線CT画像データをフレームレート「X」で3秒間にわたって動画表示する。

【0136】

なお、第4変形例で説明した画像処理方法は、超音波診断装置以外の他の医用画像診断装置により行なわれる場合であっても良い。また、第4変形例で説明した画像処理方法は、医用画像データを保管するデータベースから各種の医用画像データを取得可能な画像処理装置により行なわれる場合であっても良い。

【0137】

なお、本実施形態及び変形例の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、Bモード処理部12及びドブラ処理部13は、信号処理部として統合される場合であっても良く、Bモード処理部12、ドブラ処理部13及び画像生成部14は、画像生成処理部として統合される場合であっても良い。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

10

20

30

40

50

【0138】

また、本実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0139】

以上、説明したとおり、本実施形態及び変形例によれば、超音波検査で診断に必要な情報を一括して簡易に取得することができる。

【0140】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0141】

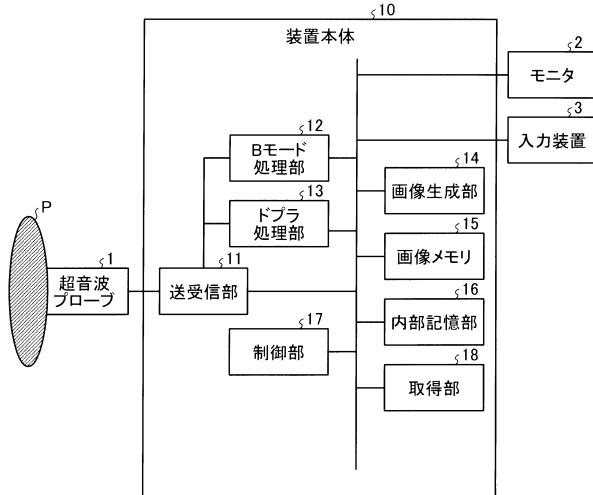
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドプラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 内部記憶部
- 17 制御部
- 18 取得部

10

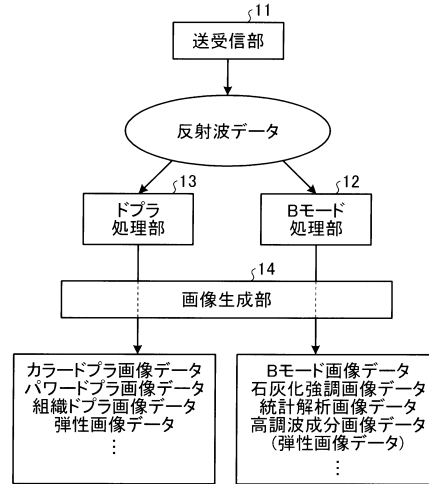
20

30

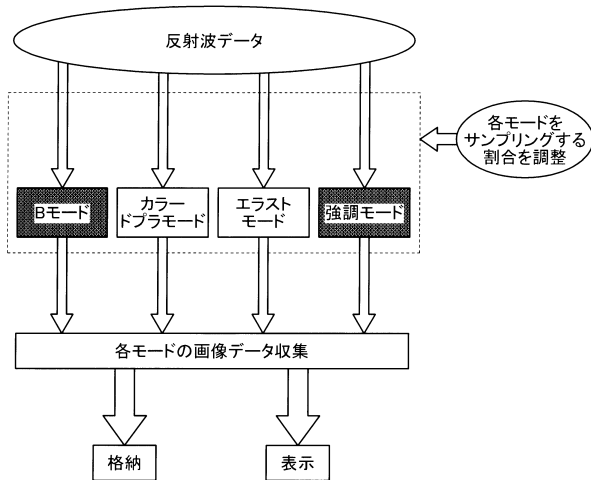
【図1】



【図2】



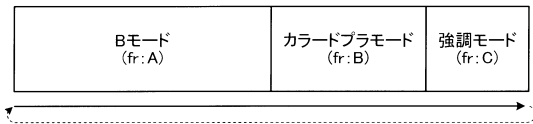
【図3】



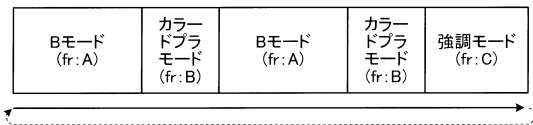
【図4】

Bモード	50%
カラードプラモード	30%
強調モード	20%

【図5A】



【図5B】



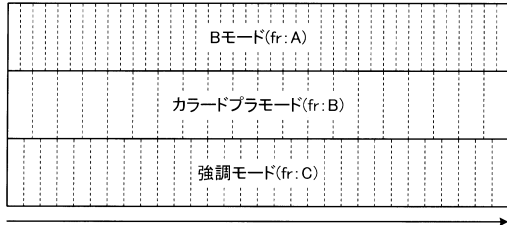
【図5C】



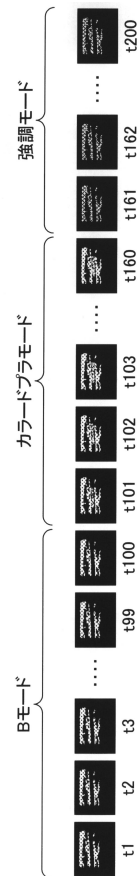
【図 6 A】



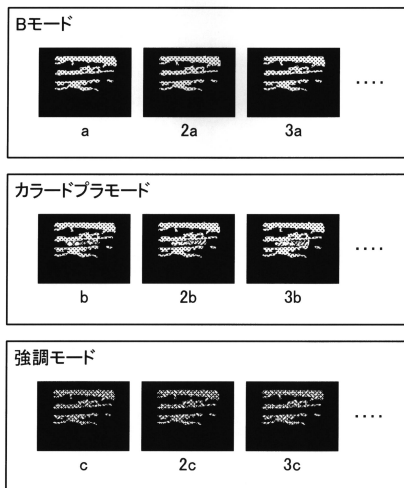
【図 6 B】



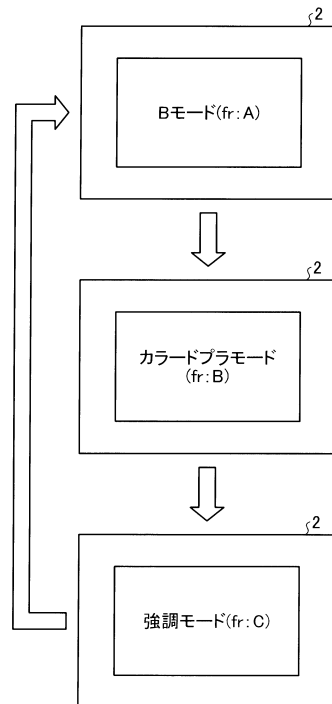
【図 7】



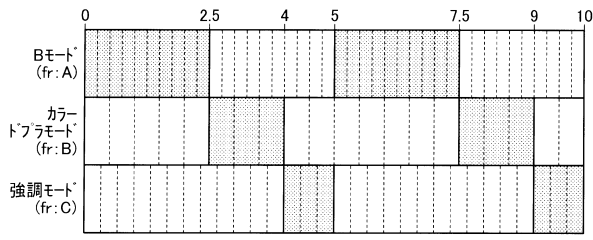
【図 8】



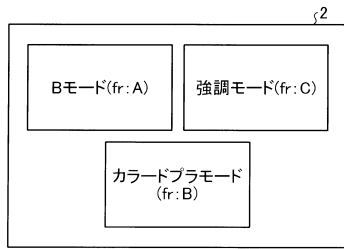
【図 9】



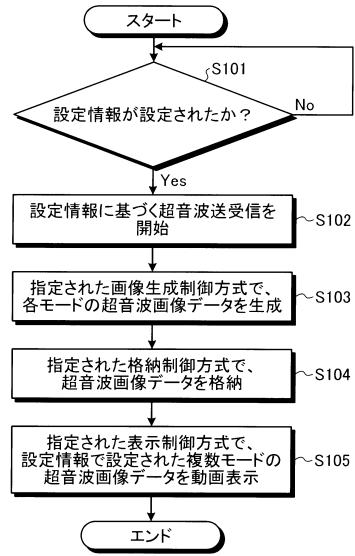
【図10】



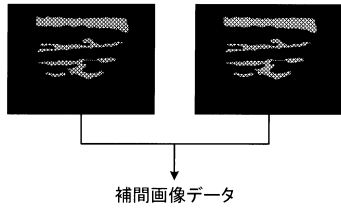
【図11】



【図12】



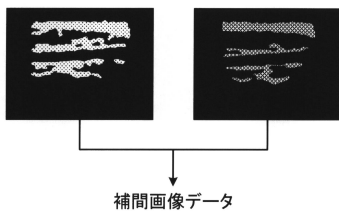
【図13A】



【図14A】

Bモード	40%
カラー Dopplerモード	20%
エラストモード	20%
強調モード	20%

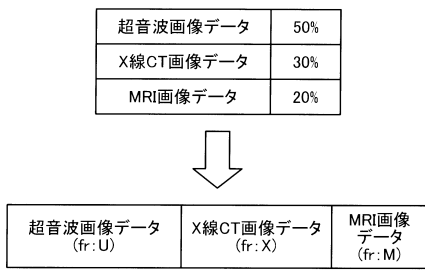
【図13B】



【図14B】

Bモード	50%
カラー Dopplerモード	25%
エラストモード	25%

【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

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内

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開2004-113608(JP,A)

特開2008-272033(JP,A)

特開平07-031608(JP,A)

特開平02-142551(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理装置		
公开(公告)号	JP6222811B2	公开(公告)日	2017-11-01
申请号	JP2013118070	申请日	2013-06-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	姚淙 丹羽慎太郎 川岸哲也 嶺喜隆		
发明人	姚淙 丹羽 慎太郎 川岸 哲也 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5261 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8963 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/DE09 4C601/EE11 4C601/JC03 4C601/JC07 4C601/JC23 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK17 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/KK50		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2012128247 2012-06-05 JP		
其他公开文献	JP2014012129A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：集中并轻松获取超声波检查诊断所需的信息。根据一个实施例，超声诊断设备包括获取单元，图像生成单元和控制单元。获取单元获取其中多种类型的超声图像数据被设置为显示图像数据的设置信息，并且针对每种类型设置显示显示图像数据的时间的比率。图像生成单元按时间序列生成在设置信息中设置的多种类型的超声图像数据中的每一种。控制单元控制存储单元存储由图像生成单元生成的多种类型的超声图像数据，并且以在设置信息中设置的每种类型的速率在显示单元上显示显示图像数据。并控制。 [选图]图1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6222811号 (P6222811)
(45) 発行日 平成29年11月1日 (2017.11.1)	(24) 登録日 平成28年10月13日 (2017.10.13)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)	F 1 A61B 8/14 A61B 8/06 A61B 8/08	
請求項の数 16 (全 28 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-118070 (P2013-118070)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成25年6月4日 (2013.6.4)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(65) 公開番号 特開2014-12129 (P2014-12129A)	(72) 発明者 姚 淙 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内	
(43) 公開日 平成26年1月23日 (2014.1.23)	(72) 発明者 丹羽 慎太郎 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内	
審査請求日 平成28年3月18日 (2016.3.18)	(72) 発明者 川岸 哲也 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内	
(31) 優先権主張番号 特願2012-128247 (P2012-128247)		
(32) 優先日 平成24年6月5日 (2012.6.5)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理装置		

