

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6415852号
(P6415852)

(45) 発行日 平成30年10月31日 (2018. 10. 31)

(24) 登録日 平成30年10月12日 (2018. 10. 12)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2014-105923 (P2014-105923)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年5月22日 (2014. 5. 22)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-33569 (P2015-33569A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成27年2月19日 (2015. 2. 19)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成29年4月25日 (2017. 4. 25)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2013-147048 (P2013-147048)	(72) 発明者	西原 財光
(32) 優先日	平成25年7月12日 (2013. 7. 12)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	今村 智久
			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
		(72) 発明者	佐々木 琢也
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを前記送受信条件ごとに生成する画像生成部と、

前記複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する第1の構造情報取得部と、

前記組織構造情報に基づいて、前記複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する第2の構造情報取得部と、

前記共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに前記複数の画像データの合成方法を異ならせることで、前記複数の画像データに基づく合成画像データを生成する合成部と、を備え、

前記合成方法は、前記複数の画像データの画素値の平均値を前記合成画像データの画素値とする加算平均、前記複数の画像データの画素値の最大値を前記合成画像データの画素値とする最大値選択、前記複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を前記合成画像データの画素値とする重み付け加算、前記複数の画像データの画素値の中央値を前記合成画像データの画素値とする中央値選択、及び前記複数の画像データの画素値の最小値を前記合成画像データの画素値とする最小値選択のうち2つ以上を含み、

前記合成部は、前記合成方法ごとに前記複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の前記中間合成画像データのいずれかと前記共通構造情報とを関連付けた第1の合成マップを生成し、前記第1の合成マップに基づいて、前記合成画像デー

10

20

タを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 の構造情報取得部は、前記組織構造情報として前記画像データの輪郭情報を取得し、

前記第 2 の構造情報取得部は、前記輪郭情報を受け、前記複数の画像データに共通した共通輪郭情報を前記共通構造情報として取得する

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 3】

前記第 1 の構造情報取得部は、多重解像度解析を用いて、前記組織構造情報を取得し、

前記第 2 の構造情報取得部は、多重解像度解析を用いて取得された前記組織構造情報を受け、前記共通構造情報を取得する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記送受信条件として、複数の送受信方向、複数の送受信周波数又は複数の受信信号処理条件に基づいて、前記複数の画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 2 の構造情報取得部は、前記組織構造情報に基づいて前記共通構造情報を複数の階級に分けて取得し、

前記合成部は、前記共通構造情報に示される共通構造部の画素について、当該画素の前記階級ごとに異なる合成方法で前記合成画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記合成方法は、前記複数の画像データの画素値の平均値を前記合成画像データの画素値とする加算平均、前記複数の画像データの画素値の最大値を前記合成画像データの画素値とする最大値選択、前記複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を前記合成画像データの画素値とする重み付け加算、前記複数の画像データの画素値の中央値を前記合成画像データの画素値とする中央値選択、及び前記複数の画像データの画素値の最小値を前記合成画像データの画素値とする最小値選択のうち 2 つ以上を含み、

前記合成部は、前記合成方法ごとに前記複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の前記中間合成画像データについての重み係数と前記共通構造情報の階級とを関連付けた第 2 の合成マップを生成し、前記第 2 の合成マップに基づいて、前記合成画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて前記送受信条件ごとに生成され、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを予め記憶する画像記憶部と、

前記複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する第 1 の構造情報取得部と、

前記組織構造情報に基づいて、前記複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する第 2 の構造情報取得部と、

前記共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに前記複数の画像データの合成方法を異ならせることで、前記複数の画像データに基づく合成画像データを生成する合成部と、を備え、

前記合成方法は、前記複数の画像データの画素値の平均値を前記合成画像データの画素値とする加算平均、前記複数の画像データの画素値の最大値を前記合成画像データの画素値とする最大値選択、前記複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を前記合成画像データの画素値とする重み付け加算、前記複数の画像データの画素値の中央値を前記合成画像データの画素値とする中央値選択、及び前記複数の画像データの画素値の最小値を

10

20

30

40

50

前記合成画像データの画素値とする最小値選択のうち2つ以上を含み、

前記合成部は、前記合成方法ごとに前記複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の前記中間合成画像データのいずれかと前記共通構造情報とを関連付けた第1の合成マップを生成し、前記第1の合成マップに基づいて、前記合成画像データを生成することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項8】

複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通し、前記送受信条件ごとに生成された複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する第1の構造情報取得ステップと、

前記組織構造情報に基づいて、前記複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する第2の構造情報取得ステップと、

前記共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに前記複数の画像データの合成方法を異ならせることで、前記複数の画像データに基づく合成画像データを生成する合成ステップと、を備え、

前記合成方法は、前記複数の画像データの画素値の平均値を前記合成画像データの画素値とする加算平均、前記複数の画像データの画素値の最大値を前記合成画像データの画素値とする最大値選択、前記複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を前記合成画像データの画素値とする重み付け加算、前記複数の画像データの画素値の中央値を前記合成画像データの画素値とする中央値選択、及び前記複数の画像データの画素値の最小値を前記合成画像データの画素値とする最小値選択のうち2つ以上を含み、

前記合成ステップは、前記合成方法ごとに前記複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の前記中間合成画像データのいずれかと前記共通構造情報とを関連付けた第1の合成マップを生成し、前記第1の合成マップに基づいて、前記合成画像データを生成することを特徴とする医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。超音波診断装置は、取得した生体情報に基づいて、例えば被検体の組織構造を表す超音波画像データを生成する。

【0003】

従来の超音波診断装置において、送受信コンパウンド技術が知られている。送受信コンパウンド技術とは、複数の送受信条件に基づいて超音波を被検体に対して送受信し、得られた複数の画像データを合成した合成画像データを生成する技術である。例えば、超音波診断装置は、送受信条件として、複数の送受信方向から超音波を被検体に対して送受信し、得られた複数の画像データを合成する。また、超音波診断装置は、送受信条件として、複数の送受信周波数の超音波を被検体に対して送受信し、得られた複数の画像データを合成してもよい。また、超音波診断装置は、送受信条件として、複数の受信信号処理条件ごとに画像データを生成し、得られた複数の画像データを合成してもよい。

【0004】

このような送受信コンパウンド技術において、例えば超音波診断装置は、複数の画像データの画素値の加算平均を求めて合成画像データの画素値とすることによって、スペックルノイズが低減された合成画像データを生成する。

【0005】

また、送受信コンパウンド技術において、超音波診断装置は、画像に描出される組織構造を強調する場合がある。この場合、超音波診断装置は、複数の画像データのうちの画素

10

20

30

40

50

値の最大値を選択して合成画像データの画素値とすることによって、画像に描出される組織構造の輪郭部が強調された合成画像データを生成する。本明細書において、この合成方法を最大値選択と称する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2012-101073号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

しかしながら、加算平均によって生成された合成画像データの画像は、輪郭部と輪郭部以外との画素値の差が最大値選択によって合成された合成画像データの画像よりも小さい画像であった。それにより、加算平均によって生成された合成画像データの画像は、輪郭部についてユーザが視認し難い画像であった。また、最大値選択によって生成された合成画像データは、加算平均によって生成された合成画像データよりも多くのスペckルノイズを含んでいた。このことは、最大値選択によって生成された合成画像データの画像は、同じ組織同士の画素値のばらつきが大きいことに相当する。それにより、該画像は、同じ組織についてユーザが視認し難い画像であった。

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、画像に描出される組織構造についての視認性を向上することができる超音波診断装置及び医用画像処理装置を提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

実施形態の超音波診断装置は、画像生成部と、第1の構造情報取得部と、第2の構造情報取得部と、合成部とを有する。画像生成部は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを送受信条件ごとに生成する。第1の構造情報取得部は、複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する。第2の構造情報取得部は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する。合成部は、共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに複数の画像データの合成方法を異ならせることで、複数の画像データに基づく合成画像データを生成する。また、合成方法は、複数の画像データの画素値の平均値を合成画像データの画素値とする加算平均、複数の画像データの画素値の最大値を合成画像データの画素値とする最大値選択、複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を合成画像データの画素値とする重み付け加算、複数の画像データの画素値の中央値を合成画像データの画素値とする中央値選択、及び複数の画像データの画素値の最小値を合成画像データの画素値とする最小値選択のうち2つ以上を含む。さらに合成部は、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の中間合成画像データのいずれかと共通構造情報とを関連付けた第1の合成マップを生成し、第1の合成マップに基づいて、合成画像データを生成する。

30

【図面の簡単な説明】

40

【0010】

【図1】実施形態の超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図2】実施形態の超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図3】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図4】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図5A】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図5B】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図6A】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図6B】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図7】実施形態の超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

50

【図 8】実施形態の医用画像処理装置の構成を表すブロック図。

【図 9】実施形態の医用画像処理装置の動作を表すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0011】

第 1 の実施形態

[構成]

図 1 は、この実施形態の超音波診断装置の構成を表すブロック図である。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、本体部 2 と、表示部 3 と、操作部 4 とを有する。

【0012】

(超音波プローブ 1)

超音波プローブ 1 は、送受信回路 212 からのパルス信号に基づいて超音波を被検体へ送信する。超音波は、被検体において音響インピーダンスの異なる境界において反射される。超音波プローブ 1 は、被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ 1 は、複数の超音波振動子を有する。超音波プローブ 1 には、複数の超音波振動子が走査方向に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 1 は、送受信回路 212 からのパルス信号を超音波振動子で音響信号に変換し、被検体へ送信する。また、超音波プローブ 1 は、被検体からの反射波を超音波振動子で受信し、電気信号（エコー信号）に変換して送受信回路 212 へ出力する。

10

【0013】

(本体部 2)

本体部 2 は、撮影部 21 と、画像処理部 22 と、第 2 の記憶部 23 と、表示制御部 24 と、システム制御部 25 とを有する。

20

【0014】

(撮影部 21)

撮影部 21 は、複数の送受信条件に基づいて超音波を被検体に対して送受信し、被検体の組織構造を表す画像データを送受信条件ごとに生成する。また、撮影部 21 は、送受信条件として、複数の送受信方向、複数の送受信周波数又は複数の受信信号処理条件に基づいて、画像データを生成する。撮影部 21 は、送受信制御部 211 と、送受信回路 212 と、増幅器 213 と、ADC 214 (Analog-to-Digital Converter) と、ビームフォーマ 215 と、画像生成部 216 と、第 1 の記憶部 217 とを有する。

30

【0015】

(送受信制御部 211)

送受信制御部 211 は、超音波の送受信条件を表す制御信号を送受信回路 212 へ出力する。送受信条件としては、複数の送受信方向又は送受信周波数が含まれる。例えば送受信制御部 211 は、ユーザによって設定された送受信条件をシステム制御部 25 から受ける。送受信制御部 211 から出力される制御信号には、送受信回路 212 から超音波プローブ 1 へ出力されるパルス信号の強度や印加タイミングを超音波振動子ごとに変更する送受信方向情報が含まれている。それにより、超音波プローブ 1 から送信される超音波ビームの方向及び角度が制御される。送受信制御部 211 は、設定された複数種類の送受信方向情報を予め記憶する。

40

【0016】

また、送受信制御部 211 から出力される制御信号には、送受信回路 212 から超音波プローブ 1 へ出力されるパルス信号の周波数を表す送受信周波数情報が複数種類含まれていてもよい。それにより、超音波プローブ 1 から送信される超音波の周波数が制御される。送受信制御部 211 は、設定された複数種類の送受信周波数情報を予め記憶する。

【0017】

(送受信回路 212)

送受信回路 212 は、送受信制御部 211 からの制御信号に基づいて、超音波プローブ

50

１へパルス信号を出力する。例えば送受信回路２１２は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）毎にパルス信号を出力して所定の焦点にビームフォームされた（つまり送信ビームフォームされた）超音波を送信させる。また、送受信回路２１２は、超音波プローブ１の各超音波振動子からのエコー信号を受け、増幅器２１３へ出力する。

【００１８】

（増幅器２１３）

増幅器２１３は、超音波プローブ１からのエコー信号を増幅し、ＡＤＣ２１４へ出力する。増幅器２１３は、例えばプリアンプ回路を含んで構成される。

【００１９】

（ＡＤＣ２１４）

ＡＤＣ２１４は、増幅器２１３により増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ２１５へ出力する。

【００２０】

（ビームフォーマ２１５）

ビームフォーマ２１５は、ＡＤＣ２１４からのデジタル信号に対して遅延処理及び加算処理を施して整相された（受信ビームフォームされた）信号を求める。ビームフォーマ２１５は、該信号を受信信号として画像生成部２１６へ出力する。

【００２１】

（画像生成部２１６）

画像生成部２１６は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを送受信条件ごとに生成する。画像生成部２１６は、受信信号をビームフォーマ２１５から受けて、受信信号の振幅情報の映像化を行う。このとき画像生成部２１６は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行ない、バンドパスフィルタ処理後の信号の包絡線を検波し、検波したデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、画像生成部２１６は、定められた方向について平滑化や鮮鋭化を行う空間フィルタリング処理を受信信号に施してもよい。画像生成部２１６はこれらの処理を施したデータを画像データとして第１の記憶部２１７へ出力する。なお、画像生成部２１６は、送受信条件として、複数の受信信号処理条件ごとに画像データを生成してもよい。画像生成部２１６は、複数種類の受信信号処理条件を予め記憶する。受信信号処理条件としては、例えば、空間フィルタリング処理の処理条件が挙げられる。

【００２２】

（第１の記憶部２１７）

第１の記憶部２１７は、画像データを画像生成部２１６から受け、記憶する。

【００２３】

なお、前述した撮影部２１の各部は、送受信条件ごとに動作する。それにより、画像生成部２１６は、送受信条件として、複数の送受信方向、複数の送受信周波数又は複数の受信信号処理条件に基づいて、送受信条件ごとの画像データを生成する。第１の記憶部２１７は、送受信条件ごとの画像データを記憶する。

【００２４】

（画像処理部２２）

画像処理部２２は、スキャンコンバータ２２１と、第１の構造情報取得部２２２と、第２の構造情報取得部２２３と、合成部２２４と、第３の記憶部２２５とを有する。図２は、画像処理部２２の構成を表すブロック図である。

【００２５】

（スキャンコンバータ２２１）

スキャンコンバータ２２１は、第１の記憶部２１７から画像データを読み出す。スキャンコンバータ２２１は、走査線の信号列で表される画像データを表示用の座標系に変換する。スキャンコンバータ２２１は、変換した画像データを第３の記憶部２２５へ出力し、記憶させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

(第 1 の構造情報取得部 2 2 2)

第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する。例えば、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出し、画像データに表された組織構造を表す組織構造情報を取得する。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、第 1 の構造情報を画像データ (1 フレームの画像データ) ごとに取得する。例えば第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、S o b e l、L a p l a c i a n、C a n n y などのエッジ検出アルゴリズムに基づくエッジ検出処理を画像データに施す。それにより、組織構造の輪郭部における画素の画素値が強調された輪郭情報が組織構造情報として取得される。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、画像データの構造テンソルを取得し、取得した構造テンソルを組織構造情報として第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力してもよい。構造テンソルでは、画像データの輪郭部が固有値の大きさによって表される。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、W a v e l e t 変換、L a p l a c i a n P y r a m i d などの多重解像度解析を画像データに施し、所定の階層について前述の方法を用いて組織構造情報を取得してもよい。なお、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、輪郭部を取得した後、該輪郭部を強調する空間フィルタリング処理を施してもよい。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、組織構造情報に正規化処理を施してもよい。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、組織構造情報に閾値処理を施し、組織構造情報を 2 値情報としてもよい。例えばこのとき、輪郭部の画素の画素値を「 1 」とし、輪郭部でない画素の画素値を「 0 」としてよい。第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、取得した組織構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

10

20

【 0 0 2 7 】

(第 2 の構造情報取得部 2 2 3)

第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する。このとき、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、第 3 の記憶部 2 2 5 から組織構造情報を複数読み出す。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、読み出した複数の組織構造情報について、複数の画像データの同じ座標の画素の画素値同士を乗算する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、画素ごとにこの乗算を行なって共通構造情報を取得する。例えば、輪郭情報では、当該画像データの輪郭部を表す画素の画素値が強調されている。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、輪郭情報の画素値を乗算することによって、複数の画像データに共通した輪郭部である共通輪郭部の画素の画素値を強調する。それにより、共通構造情報としての共通輪郭情報において、共通輪郭部の画素の画素値は共通輪郭部でない画素の画素値より強調されて表される。画素値が強調された画素の位置は、共通輪郭部の位置を表す。また、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、取得した共通構造情報に正規化処理を施してもよい。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、取得した共通構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

30

【 0 0 2 8 】

また、第 1 の構造情報が 2 値情報であるとき、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、読み出した複数の組織構造情報について、同じ座標の画素の画素値を A N D 演算する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、画素ごとにこの A N D 演算を行なって共通構造情報を取得する。組織構造情報が 2 値情報であるとき、組織構造情報では、当該画像データの組織構造を表す画素の画素値が「 1 」であり、組織構造でない画素の画素値が「 0 」である。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、複数の組織構造情報の同じ座標同士の画素値を A N D 演算することによって、複数の画像データに共通した組織構造である共通輪郭部の画素の画素値を「 1 」とし、共通輪郭部でない画素の画素値を「 0 」とする。それにより、共通構造情報において、共通輪郭部の画素の画素値は「 1 」となる。該画素の位置は、共通輪郭部の位置を表す。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、取得した共通構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

40

【 0 0 2 9 】

(合成部 2 2 4)

50

合成部 224 は、共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに複数の画像データの合成方法を異ならせることで、複数の画像データに基づく合成画像データを生成する。例えば、合成部 224 は、共通構造情報に基づいて、複数の画像データの画素のうち共通構造部の画素とその他の画素とについて、互いに異なる合成方法で複数の画像データを合成した合成画像データを生成する。合成方法は、複数の画像データの画素値の平均値を合成画像データの画素値とする加算平均、複数の画像データの画素値の最大値を合成画像データの画素値とする最大値選択、複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を合成画像データの画素値とする重み付け加算、複数の画像データの画素値の中央値を合成画像データの画素値とする中央値選択、及び複数の画像データの画素値の最小値を合成画像データの画素値とする最小値選択のうち 2 つ以上を含む。また、合成部 224 は、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の中間合成画像データのいずれかと共通構造情報とを関連付けた第 1 の合成マップを生成し、第 1 の合成マップに基づいて、合成画像データを生成する。合成部 224 は、中間合成処理部 226 と、合成マップ部 227 と、合成データ部 228 とを有する。

【0030】

(中間合成処理部 226)

中間合成処理部 226 は、第 3 の記憶部 225 から複数の画像データを読み出し、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成する。合成方法は、加算平均、最大値選択、重み付け加算、中央値選択、及び最小値選択のうち 2 つ以上を含む。以下、 n 種類 (n : 2 以上の自然数) の送受信条件によって生成された画像データに基づいて中間合成画像データを生成する例について説明する。例えば、中間合成処理部 226 は、 n 枚の画像データを第 3 の記憶部 225 から読み出す。中間合成処理部 226 は、合成方法のうち加算平均による中間合成画像データを生成するとき、画像データにおけるすべての画素の画素値を n 分の 1 にするマスク処理を行う。中間合成処理部 226 は、この処理を施した n 枚の画像を足し合わせて加算平均による中間合成画像データを生成する。また、中間合成処理部 226 は、合成方法のうち最大値選択による中間合成画像データを生成するとき、同じ座標の画素ごとに、 n 枚の画像データのうち画素値が最大値である画像データを選択する。中間合成処理部 226 は、画素ごとに選択された画像データの画素の画素値を代入し、最大値選択による中間合成画像データを生成する。また、中間合成処理部 226 は、重み付け加算による中間合成画像データを生成するとき、 n 枚の画像データのそれぞれについて重み付け係数を予め記憶し、各画像データの画素の画素値に当該重み係数を乗算する。中間合成処理部 226 は、この乗算後の n 枚の画像を足し合わせて重み付け加算による中間合成画像データを生成する。また、中間合成処理部 226 は、合成方法のうち中央値選択による中間合成画像データを生成するとき、同じ座標の画素ごとに、 n 枚の画像データのうち画素値が中央値である画像データを選択する。中間合成処理部 226 は、画素ごとに選択された画像データの画素の画素値を代入し、中央値選択による中間合成画像データを生成する。また、中間合成処理部 226 は、合成方法のうち最小値選択による中間合成画像データを生成するとき、同じ座標の画素ごとに、 n 枚の画像データのうち画素値が最小値である画像データを選択する。中間合成処理部 226 は、画素ごとに選択された画像データの画素の画素値を代入し、最小値選択による中間合成画像データを生成する。中間合成処理部 226 は、生成した中間合成画像データを第 3 の記憶部 225 へ出力し、記憶させる。

【0031】

中間合成処理部 226 において、中間合成画像データの生成に用いる合成方法が予め設定されている。例えば、合成方法は、画像データに描出される被検体の部位ごとに設定される。また、中間合成処理部 226 は、ユーザによる合成方法の指定を受けてもよい。

【0032】

(合成マップ部 227)

合成マップ部 227 は、各座標に関連付けられた中間合成画像データを表す第 1 の合成マップを生成する。例えば合成マップ部 227 において、共通構造部の画素及び共通構造

10

20

30

40

50

部でない画素のそれぞれに対応付けられる合成方法が予め設定されている。該合成方法は、中間合成処理部による合成方法である。また、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とは互いに異なる合成方法が対応付けられて設定されている。合成マップ部227は、共通構造情報及び中間合成画像データを第3の記憶部225から読み出す。合成マップ部227は、共通構造情報に表される共通構造部の画素の座標に、共通構造部の画素に対応付けられた合成方法による中間合成画像データの該座標の画素を関連付ける。また、合成マップ部227は、共通構造情報に表される共通構造部でない画素の座標に、共通構造部でない画素に対応付けられた合成方法による中間合成画像データの該座標の画素を関連付ける。それにより、第1の合成マップにおいて、共通構造部の画素の座標と共通構造部でない画素の座標とは互いに異なる合成方法による中間合成画像データが関連付けられる。合成マップ部227は、生成した第1の合成マップを第3の記憶部225へ出力し、記憶させる。

10

【0033】

(合成データ部228)

合成データ部228は、第1の合成マップに基づいて合成画像データを生成する。合成データ部228は、第1の合成マップ及び中間合成画像データを第3の記憶部225から読み出す。合成データ部228は、第1の合成マップの座標に関連付けられた中間合成画像データにおける当該座標の画素の画素値を合成画像データにおける当該座標の画素の画素値とする処理を行なう。合成データ部228は、この処理を全ての座標について施すことによって、合成画像データを生成する。

20

【0034】

ここで、第1の合成マップにおいて、共通構造部の画素の座標と共通構造部でない画素の座標とは、互いに異なる合成方法の中間合成画像データが関連付けられている。従って、合成画像データにおいて、共通構造部の画素に代入される中間合成画像データの画素値に用いられた合成方法と、共通構造部でない画素に代入される中間合成画像データの画素値に用いられた合成方法とは互いに異なる。例えば、第1の合成マップにおいて、共通構造部の画素の座標に最大値選択による中間合成画像データが関連付けられ、共通構造部でない画素の座標に加算平均による中間合成画像データが関連付けられたとき、合成データ部228は、合成画像データにおいて、共通構造部の画素に最大値選択による中間合成画像データの画素値を代入し、共通構造部でない画素に加算平均による中間合成画像データの画素値を代入する。それにより、共通構造部の画素には合成方法としての最大値選択によって求められた画素値が採用され、共通構造部でない画素には合成方法としての加算平均によって求められた画素値が採用された合成画像データが生成される。このことは、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とについて、互いに異なる合成方法で画像データを合成した合成画像データが生成されることに相当する。合成データ部228は、生成した合成画像データを第2の記憶部23へ出力する。

30

【0035】

ここで、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とについて互いに異なる合成方法を用いる意義について説明する。また、ここでは、複数の送受信条件として、3つの送受信方向に基づいて画像データを生成し、第1の構造情報取得部が組織構造情報として画像データの輪郭情報を求め、第2の構造情報取得部が、輪郭情報を受け複数の画像データに共通した共通輪郭情報を共通構造情報として取得する例について説明する。図3は、円形断面の部位Rに対する超音波の送受信方向を表す模式図である。図4は、送受信方向ごとの画像データにおいて実像及び虚像が描出される位置を表す模式図である。画像P1は、送受信方向D1に基づいて生成された画像データの画像である。実像T1は、画像P1に描出された実像である。虚像A1は、画像P1に描出された虚像である。また、画像P2は、送受信方向D2に基づいて生成された画像データの画像である。実像T2は、画像P2に描出された実像である。虚像A2は、画像P2に描出された虚像である。また、画像P3は、送受信方向D3に基づいて生成された画像データの画像である。実像T3は、画像P3に描出された実像である。虚像A3は、画像P3に描出された虚像である。画像P1

40

50

、画像 P 2 及び画像 P 3 において、実像 T 1、実像 T 2 及び実像 T 3 は同じ座標に描出される。また、送受信方向 D 1、送受信方向 D 2 及び送受信方向 D 3 は、それぞれ異なる方向であるので、虚像 A 1、虚像 A 2 及び虚像 A 3 は、異なる位置に描出される場合がある。

【 0 0 3 6 】

第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、組織構造の輪郭部を画像データごとに取得するので、画像データに描出された実像と虚像との双方を輪郭部として表す輪郭情報を生成する。つまり、輪郭情報には実像と虚像との双方の座標情報が輪郭部を表す情報として含まれている。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、複数の画像データに共通した輪郭部である共通輪郭部を表す共通輪郭情報を取得する。図 4 の例の場合、同じ座標に描出された実像 T 1、実像 T 2 及び実像 T 3 が共通輪郭部に相当する。従って、実像 T 1、実像 T 2 及び実像 T 3 の座標は共通輪郭部に含まれ、虚像 A 1、虚像 A 2 及び虚像 A 3 の座標は共通輪郭部に含まれない。それにより、第 2 の構造情報は、部位 R が描出された実像の座標を表すことができる。

10

【 0 0 3 7 】

例えば合成部 2 2 4 は、共通輪郭部（実像 T 1、実像 T 2 及び実像 T 3）の画素について最大値選択による合成を行ない、共通輪郭部でない画素について加算平均による合成を行う。このとき、共通輪郭部の画素の画素値には、実像 T 1、実像 T 2 及び実像 T 3 のうち最大値が採用される。それにより、共通輪郭部の画素には大きな画素値が採用される。このように、大きな画素値が採用されることによって、共通輪郭部である実像が強調される。また、共通輪郭部でない画素の画素値には、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 の当該画素値の加算平均値が採用される。それにより、虚像 A 1、虚像 A 2 及び虚像 A 3 の画素値が低減される。このように、共通輪郭部でない座標に描出された虚像は、合成画像データにおいて低減される。

20

【 0 0 3 8 】

また、図 5 A は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 それぞれの画素値の大きさを輪郭部 C の位置 S 1 から位置 S 7 までの弧において表す模式図である。なお、説明のため、図 3 では輪郭部 C を部位 R からずらして表している。横軸は、位置 S 1 から位置 S 7 までの位置を表す。縦軸は、画素値の大きさを表す。線 L 1 は、画像 P 1 における画素値の分布を表す。線 L 2 は、画像 P 2 における画素値の分布を表す。線 L 3 は、画像 P 3 における画素値の分布を表す。図 5 B は、加算平均及び最大値選択の画素値分布を輪郭部 C の位置 S 1 から位置 S 7 までの弧において表す模式図である。線 L 4 は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 の画素値を加算平均した値を表す。線 L 5 は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 の画素値から最大値選択した値を表す。

30

【 0 0 3 9 】

輪郭部は音響インピーダンスが大きく変化する部分である。この輪郭部が合成画像データにおいて強調されると、該合成画像データの画像の視認性が向上する。線 L 1、線 L 2 及び線 L 3 のそれぞれの起伏は、送受信方向による画素値分布及びスペckルノイズによる画素値のばらつきを模式的に表している。送受信方向 D 1 に基づいて生成された画像 P 1 では、送受信方向 D 1 に対して輪郭部 C が垂直となる位置 S 4 の近傍における画素値が高く、位置 S 4 から離れるにつれ画素値が低下している。また、送受信方向 D 2 に基づいて生成された画像 P 2 では、送受信方向 D 2 に対して輪郭部 C が垂直となる位置 S 5 の近傍における画素値が高く、位置 S 5 から離れるにつれ画素値が低下している。また、送受信方向 D 3 に基づいて生成された画像 P 3 では、送受信方向 D 3 に対して輪郭部 C が垂直となる位置 S 3 の近傍における画素値が高く、位置 S 3 から離れるにつれ画素値が低下している。

40

【 0 0 4 0 】

図 5 B は、加算平均及び最大値選択の画素値分布を輪郭部 C の位置 S 1 から S 7 までの弧において表す模式図である。横軸は位置 S 1 から位置 S 7 までの位置を表す。縦軸は、画素値の大きさを表す。加算平均を表す線 L 4 の画素値分布において、スペckルノイズ

50

による画素値のばらつきが線 L 1、線 L 2 及び線 L 3 よりも低減されている。しかしながら、画素値の分布は、線 L 1 に類似した傾向を示しており、線 L 2 及び線 L 3 が大きな画素値となる位置について、輪郭部 C を強調する値とはなっていない。

【 0 0 4 1 】

一方、最大値選択を表す線 L 5 の画素値分布において、画素値は全ての位置で高い値となる。合成画像データにおいて、最大値選択によって合成された画素値を輪郭部 C の画素値に採用することは、輪郭部 C を表す画素値を強調することに相当する。それにより、合成画像データの輪郭部 C は強調され、合成画像データの画像の視認性が向上する。

【 0 0 4 2 】

また、図 6 A は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 それぞれの画素値の大きさを部位 R 10
の内部の位置 S 8 から位置 S 1 4 までの線分について表す模式図である。横軸は、位置 S 8 から位置 S 1 4 までの位置を表す。縦軸は、画素値の大きさを表す。線 L 6 は、画像 P 1 における画素値の分布を表す。線 L 7 は、画像 P 2 における画素値の分布を表す。線 L 8 は、画像 P 3 における画素値の分布を表す。図 6 B は、加算平均及び最大値選択の画素値分布を部位 R の内部の位置 S 8 から位置 S 1 4 までの線分について表す模式図である。横軸は、位置 S 8 から位置 S 1 4 までの位置を表す。縦軸は、画素値の大きさを表す。線 L 9 は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 の画素値を加算平均した値を表す。線 L 1 0 は、画像 P 1、画像 P 2 及び画像 P 3 の画素値から最大値選択した値を表す。

【 0 0 4 3 】

部位 R の内部の位置は、音響インピーダンスが大きく変化する部分ではない。位置 S 8 20
から位置 S 1 4 までを表す画素値のばらつきが合成画像データにおいて低減されると、該合成画像データの画像の視認性が向上する。位置 S 8 から位置 S 1 4 までにおいて、線 L 6、線 L 7 及び線 L 8 は、スペckルノイズに基づく画素値のばらつき of 起伏を表すが、送受信方向に依存した画素値の変化を表さない。

【 0 0 4 4 】

加算平均を表す線 L 9 の画素値分布において、スペckルノイズによる画素値のばらつきが、線 L 6、線 L 7 及び線 L 8 よりも低減されている。合成画像データにおいて、加算平均によって合成された画素値を位置 S 8 から位置 S 1 4 までの画素値に採用することは、これらの位置同士の画素値のばらつきを低減することに相当する。それにより、部位 R 30
の内部の位置同士の画素値のばらつきは低減され、合成画像データの画像の視認性が向上する。

【 0 0 4 5 】

なお、ここでは、円形断面の部位について 3 つの送受信方向に基づいて画像データ生成し、合成方法として、共通輪郭部の画素に最大値選択を適用し、共通輪郭部でない画素に加算平均を適用した例について説明したが、他の合成方法を適用してもよい。例えば他の合成方法には、重み付け加算、中央値選択、最小値選択が含まれる。合成部 2 2 4 は、共通輪郭部に用いられる合成方法と共通輪郭部でない画素に用いられる合成方法との設定を受け、設定された合成方法に基づいて合成画像データを生成する。

【 0 0 4 6 】

また、これらの合成方法は、被検体の部位ごとに予め合成部 2 2 4 において設定されて 40
もよい。例えば部位が肝臓であるとき、共通輪郭部には最大値選択が適用され、共通輪郭部以外に加算平均が適用されてもよい。また、部位が筋肉であるとき、共通輪郭部に最大値選択が適用され、共通輪郭部以外に最小値選択が適用されてもよい。

【 0 0 4 7 】

さらに、共通輪郭部、又は共通輪郭部以外に適用される、これらの合成方法は、複数の合成画像の重み付け合成画像とする方法であってもよい。例えば共通輪郭部以外に、加算平均と中央値選択とを重み付け加算して、新たに生成した合成画像とする合成方法が適用されてもよい。

【 0 0 4 8 】

(第 3 の記憶部 2 2 5)

第3の記憶部225は、スキャンコンバータ221による画像データを記憶する。第3の記憶部225は、第1の構造情報取得部222による組織構造情報を記憶する。第3の記憶部225は、第2の構造情報取得部223による共通構造情報を記憶する。第3の記憶部225は、中間合成処理部226による中間合成画像データを記憶する。第3の記憶部225は、合成マップ部227による合成マップを記憶する。

【0049】

(第2の記憶部23)

第2の記憶部23は、合成データ部228から合成画像データを受け、記憶する。

【0050】

(表示制御部24)

表示制御部24は、合成画像データを第2の記憶部23から読み出し、読み出した合成画像データに基づく画像を表示部3に表示させる。

【0051】

(システム制御部25)

システム制御部25は、超音波診断装置の各部の動作を制御する。システム制御部25は、超音波診断装置の各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムを予め記憶する。システム制御部25は、これらコンピュータプログラムを実行することで、上記機能を実現する。例えばシステム制御部25は、操作部4を介してユーザによる送受信条件の設定を受け、設定された送受信条件を送受信制御部211へ出力する。

【0052】

(表示部3)

表示部3は、表示制御部24が読み出した合成画像データに基づく画像を表示部3に表示させる。表示部3は、例えば、CRT(Cathode Ray Tube)やLCD(Liquid Crystal Display)などの表示デバイスで構成される。

【0053】

(操作部4)

操作部4は、ユーザによる操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部にシステム制御部25を介して入力する。操作部4は、例えば、キーボード、マウス、タッチパネルなどによって構成される。

【0054】

[動作]

図7は、この実施形態の超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【0055】

(ステップS001)

システム制御部25は、操作部4を介してユーザによる送受信条件の設定を受け、設定された送受信条件を送受信制御部211へ出力する。送受信制御部211は、システム制御部25から送受信条件を受け、記憶する。

【0056】

(ステップS002)

画像生成部216は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを送受信条件ごとに生成する。また、撮影部21は、第1の記憶部217において、画像データを送受信条件ごとに記憶する。

【0057】

(ステップS003)

スキャンコンバータ221は、第1の記憶部217から画像データを読み出す。スキャンコンバータ221は、走査線の信号列で表される画像データを表示用の座標系に変換する。スキャンコンバータ221は、変換した画像データを第3の記憶部225へ出力し、記憶させる。また、第1の構造情報取得部222は、画像データを第3の記憶部225から読み出し、画像データに表された組織構造情報を取得する。第1の構造情報取得部22

10

20

30

40

50

2 は、取得した組織構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。なお、ステップ S 0 0 3 は、医用画像処理方法の実施形態における「第 1 の構造情報取得ステップ」の一例に相当する。

【 0 0 5 8 】

(ステップ S 0 0 4)

第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した共通構造情報を取得する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、取得した共通構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。なお、ステップ S 0 0 4 は、医用画像処理方法の実施形態における「第 2 の構造情報取得ステップ」の一例に相当する。

【 0 0 5 9 】

(ステップ S 0 0 5)

中間合成処理部 2 2 6 は、第 3 の記憶部 2 2 5 から複数の画像データを読み出し、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成する。中間合成処理部 2 2 6 は、生成した中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

【 0 0 6 0 】

(ステップ S 0 0 6)

合成マップ部 2 2 7 は、共通構造情報及び中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出す。合成マップ部 2 2 7 は、各座標に関連付けられた中間合成画像データを表す第 1 の合成マップを生成する。合成マップ部 2 2 7 は、生成した第 1 の合成マップを第 3

【 0 0 6 1 】

(ステップ S 0 0 7)

合成データ部 2 2 8 は、第 1 の合成マップ及び中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出す。合成データ部 2 2 8 は、第 1 の合成マップに基づいて合成画像データを生成する。合成データ部 2 2 8 は、生成した合成画像データを第 2 の記憶部 2 3 へ出力する。

【 0 0 6 2 】

なお、ステップ S 0 0 5、ステップ S 0 0 6 及びステップ S 0 0 7 は、医用画像処理方法の実施形態における「合成ステップ」の一例に相当する。

【 0 0 6 3 】

(ステップ S 0 0 8)

表示制御部 2 4 は、合成画像データを第 2 の記憶部 2 3 から読み出し、読み出した合成画像データに基づく画像を表示部 3 に表示させる。

【 0 0 6 4 】

[効果]

この実施形態の超音波診断装置の効果について説明する。この実施形態の超音波診断装置は、画像生成部 2 1 6 と、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 と、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 と、合成部 2 2 4 とを有する。画像生成部 2 1 6 は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを送受信条件ごとに生成する。第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する。合成部 2 2 4 は、共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに複数の画像データの合成方法を異ならせることで、複数の画像データに基づく合成画像データを生成する。このように、超音波診断装置は、送受信条件ごとの画像データに共通して表された共通構造部を求め、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とについて異なる合成方法を用いた合成画像を生成する。それにより、画像に描出される組織構造についての視認性を向上することができる超音波診断装置を提供することができる。

【 0 0 6 5 】

第 1 の実施形態の変形例

この変形例は、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 及び合成部 2 2 4 における処理内容が第 1 の実施形態と異なる。以下、第 1 の実施形態と異なる事項について特に説明する。

【 0 0 6 6 】

第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて共通構造情報を複数の階級に分けて取得する。このとき、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、第 3 の記憶部 2 2 5 から組織構造情報を複数読み出す。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、読み出した複数の組織構造情報について、同じ座標の画素の画素値を乗算する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、画素ごとにこの乗算を行う。共通構造情報において、共通構造部の画素の画素値は強調されている。また、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、画素値を複数の区間に分け、この区間ごとに共通構造部の画素を複数の階級に分ける。この区間は、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 において予め設定されている。このように分けられた階級は、共通構造部の各画素の輪郭傾向を表す。例えば、階級は、共通構造情報における画素値が大きいほど高く設定される。このとき、画素の階級が高いほど、該画素は共通構造部のうち輪郭に近い座標に位置している。

10

【 0 0 6 7 】

合成部 2 2 4 は、共通構造情報に示される共通構造部の画素について、当該画素の共通構造情報に示される階級ごとに異なる合成方法で合成データを生成する。合成方法は、複数の画像データの画素値の平均値を合成画像データの画素値とする加算平均、複数の画像データの画素値の最大値を合成画像データの画素値とする最大値選択、複数の画像データの画素値を重み付け加算した値を合成画像データの画素値とする重み付け加算、複数の画像データの中央値を合成画像データの画素値とする中央値選択、複数の画像データの画素値の最小値を合成画像データの画素値とする最小値選択のうち 2 つ以上を含む。合成部 2 2 4 は、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成し、複数の中間合成データについての重み係数と共通構造情報の階級とを関連付けた第 2 の合成マップを生成し、第 2 の合成マップに基づいて、合成画像データを生成する。

20

【 0 0 6 8 】

合成マップ部 2 2 7 において、共通構造情報に表される共通構造部の画素の各階級に対応付けられる複数の合成方法についての重み係数が予め設定されている。また、合成マップ部 2 2 7 において、共通構造部でない画素に対応付けられる合成方法が予め設定されている。合成マップ部 2 2 7 は、共通構造部の画素の階級に対応付けられた複数の合成方法についての重み係数を当該画素の座標に関連付ける。それにより、該重み係数に係る合成方法により生成された中間合成画像データと共通構造部の画素の座標とが関連付けられる。また、合成マップ部 2 2 7 は、共通構造部でない画素に対応付けられた合成方法により生成された中間合成画像データを共通構造部でない画素の座標に関連付ける。このように、合成マップ部 2 2 7 は、共通構造部の画素の座標に関連付けられた重み係数及び当該重み係数に係る合成方法により生成された中間合成画像データと、共通構造部でない画素の座標に関連付けられた中間合成画像データとを表す第 2 の合成マップを生成する。合成マップ部 2 2 7 は、生成した第 2 の合成マップを第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

30

40

【 0 0 6 9 】

合成データ部 2 2 8 は、第 2 の合成マップに基づいて合成画像データを生成する。合成データ部 2 2 8 は、第 2 の合成マップ及び中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出す。合成データ部 2 2 8 は、第 2 の合成マップの座標のうち、重み係数が関連付けられた座標を共通構造部の座標と判断し、重み係数が関連付けられない座標を共通構造部でない座標と判断する。合成データ部 2 2 8 は、共通構造部の座標について、当該座標に関連付けられた重み係数に係る複数の中間合成画像データにおける当該座標の画素の画素値を当該重み係数に基づいて重み付け加算した値を合成画像データにおける当該座標の画素の画素値とする処理を行なう。また、合成データ部 2 2 8 は、第 2 の合成マップの座標のうち、共通構造部でない座標に関連付けられた中間合成画像データにおける当該座標の

50

画素の画素値を合成画像データにおける当該座標の画素の画素値とする処理を行なう。合成データ部 228 は、これらの処理を全ての座標に施すことによって、合成画像データを生成する。

【0070】

例えば、重み係数は、合成方法として加算平均及び最大値選択について設定され、共通構造部の階級が高いほど最大値選択の重みが大きく、階級が低いほど加算平均の重みが大きく設定される。また、共通構造部でない座標に加算平均により生成された中間合成画像データが第 2 の合成マップにおいて関連付けられる。このとき、共通構造部のうち、輪郭部から遠い座標から輪郭部に近い座標にかけて最大値選択による画素値の寄与が大きくなる。それにより、輪郭部に近い座標ほど画素値が強く強調される。また、共通構造部でない座標については加算平均による画素値が採用されるので、共通構造部よりもスペckルノイズが低減される。

10

【0071】

このように、この変形例の超音波診断装置は、共通構造部の画素を階級に分け、階級ごとに異なる重みで複数の中間合成画像データの画素値を加算した値を合成画像データの画素値として採用する。それにより、さらに、共通構造部のうち、輪郭から遠い座標から輪郭に近い座標にかけて段階的に画素値を強調することができる。

【0072】

第 2 の実施形態

[構成]

20

図 8 は、この実施形態の医用画像処理装置の構成を表すブロック図である。医用画像処理装置は、本体部 2a と、操作部 4 と、表示部 3 とを有する。本体部 2a は、画像記憶部 5 と、画像処理部 22 と、第 2 の記憶部 23 と、表示制御部 24 と、システム制御部 25 とを有する。この医用画像処理装置は、第 1 の実施形態の超音波診断装置の構成に対し、超音波プローブ 1 及び撮影部 21 に替えて画像記憶部 5 を有する。以下、第 1 の実施形態と異なる事項について特に説明する。

【0073】

画像記憶部 5 は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて送受信条件ごとに生成され、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを予め記憶する。換言すると、画像記憶部 5 は、複数の送受信条件に基づいて超音波を被検体に対して送受信して得られた被検体の組織構造を表す画像データを、送受信条件ごとに予め記憶する。つまり、画像記憶部 5 は、送受信コンパウンド技術によって過去に生成された画像データを送受信条件ごとに予め記憶する。

30

【0074】

画像処理部 22 は、スキャンコンバータ 221 と、第 1 の構造情報取得部 222 と、第 2 の構造情報取得部 223 と、合成部 224 と、第 3 の記憶部 225 とを有する。スキャンコンバータ 221 は、画像記憶部 5 から画像データを読み出し、読み出した画像データを表示用の座標系に変換する。スキャンコンバータ 221 は、変換した画像データを第 3 の記憶部 225 へ出力し、記憶させる。

【0075】

40

第 1 の構造情報取得部 222 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置と同様に、画像データを第 3 の記憶部 225 から読み出し、複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する。第 2 の構造情報取得部 223 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置と同様に、複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する。合成部 224 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置と同様に、共通構造情報に基づいて、区別される画像領域ごとに複数の画像データの合成方法を異ならせることで、複数の画像データに基づく合成画像データを生成する。

【0076】

[動作]

図 9 は、この実施形態の医用画像処理装置の動作を表すフローチャートである。

50

【 0 0 7 7 】

(ステップ S 1 0 1)

スキャンコンバータ 2 2 1 は、画像記憶部 5 から画像データを読み出す。スキャンコンバータ 2 2 1 は、画像データを表示用の座標系に変換する。スキャンコンバータ 2 2 1 は、変換した画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。また、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出し、画像データに表された組織構造情報を取得する。第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、取得した組織構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

【 0 0 7 8 】

(ステップ S 1 0 2)

第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した共通構造情報を取得する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、取得した共通構造情報を第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

【 0 0 7 9 】

(ステップ S 1 0 3)

中間合成処理部 2 2 6 は、第 3 の記憶部 2 2 5 から複数の画像データを読み出し、合成方法ごとに複数の画像データを合成した中間合成画像データを複数生成する。中間合成処理部 2 2 6 は、生成した中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

【 0 0 8 0 】

(ステップ S 1 0 4)

合成マップ部 2 2 7 は、共通構造情報及び中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出す。合成マップ部 2 2 7 は、各座標に関連付けられた中間合成画像データを表す第 1 の合成マップを生成する。合成マップ部 2 2 7 は、生成した第 1 の合成マップを第 3 の記憶部 2 2 5 へ出力し、記憶させる。

【 0 0 8 1 】

(ステップ S 1 0 5)

合成データ部 2 2 8 は、第 1 の合成マップ及び中間合成画像データを第 3 の記憶部 2 2 5 から読み出す。合成データ部 2 2 8 は、第 1 の合成マップに基づいて合成画像データを生成する。合成データ部 2 2 8 は、生成した合成画像データを第 2 の記憶部 2 3 へ出力する。

【 0 0 8 2 】

(ステップ S 1 0 6)

表示制御部 2 4 は、合成画像データを第 2 の記憶部 2 3 から読み出し、読み出した合成画像データに基づく画像を表示部 3 に表示させる。

【 0 0 8 3 】

[効果]

この実施形態の医用画像処理装置の効果について説明する。この実施形態の医用画像処理装置は、画像記憶部 5 と、第 1 の構造情報取得部 2 2 2 と、第 2 の構造情報取得部 2 2 3 と、合成部 2 2 4 とを有する。画像記憶部 5 は、複数の送受信条件によって送受信された超音波に基づいて送受信条件ごとに生成され、画像化される領域の少なくとも一部が共通する複数の画像データを、送受信条件ごとに予め記憶する。第 1 の構造情報取得部 2 2 2 は、複数の画像データのそれぞれに表された組織構造を示す組織構造情報を取得する。第 2 の構造情報取得部 2 2 3 は、組織構造情報に基づいて、複数の画像データに共通した組織構造を示す共通構造情報を取得する。合成部 2 2 4 は、共通構造情報に基づいて区別される画像領域ごとに複数の画像データの合成方法を異ならせることで、複数の画像データに基づく合成画像データを生成する。このように、医用画像処理装置は、送受信条件ごとの画像データに共通して表された共通構造部を求め、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とについて異なる合成方法を用いた合成画像を生成する。それにより、画像に描出される組織構造についての視認性を向上することができる医用画像処理装置を提供する

10

20

30

40

50

ことができる。

【 0 0 8 4 】

上記のいくつかの実施形態を実現するための医用画像処理方法を表すコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク、磁気記憶媒体などを用いることが可能である。また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのコンピュータプログラムを送受信することも可能である。

【 0 0 8 5 】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置、医用画像処理装置又は医用画像処理方法によれば、送受信条件ごとの画像データに共通して表された共通構造部を求め、共通構造部の画素と共通構造部でない画素とについて異なる合成方法を用いた合成画像を生成することにより、画像に描出される組織構造についての視認性を向上することが可能となる。

10

【 0 0 8 6 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、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。

20

【 符号の説明 】

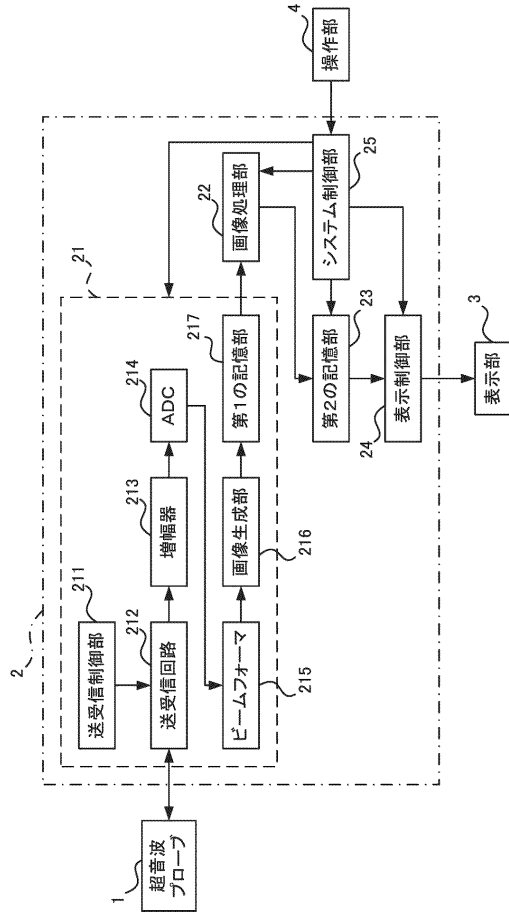
【 0 0 8 7 】

- 1 超音波プローブ
- 2、2 a 本体部
- 3 表示部
- 4 操作部
- 5 画像記憶部
- 2 1 撮影部
- 2 2 画像処理部
- 2 3 第 2 の記憶部
- 2 4 表示制御部
- 2 5 システム制御部
- 2 1 1 送受信制御部
- 2 1 2 送受信回路
- 2 1 3 増幅器
- 2 1 4 A D C
- 2 1 5 ビームフォーマ
- 2 1 6 画像生成部
- 2 1 7 第 1 の記憶部
- 2 2 1 スキャンコンバータ
- 2 2 2 第 1 の構造情報取得部
- 2 2 3 第 2 の構造情報取得部
- 2 2 4 合成部
- 2 2 5 第 3 の記憶部
- 2 2 6 中間合成処理部
- 2 2 7 合成マップ部
- 2 2 8 合成データ部

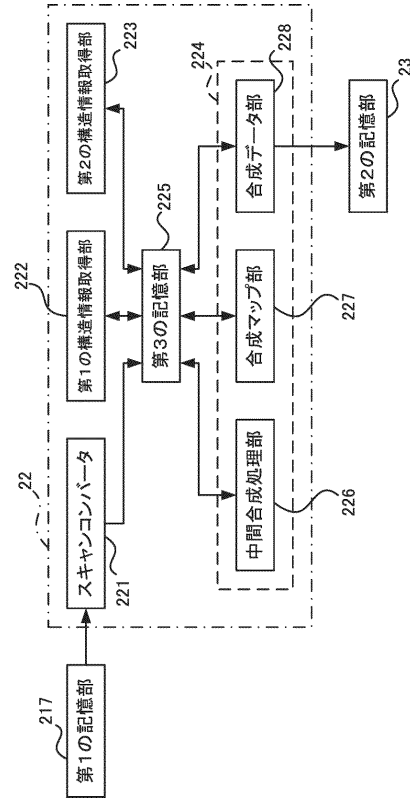
30

40

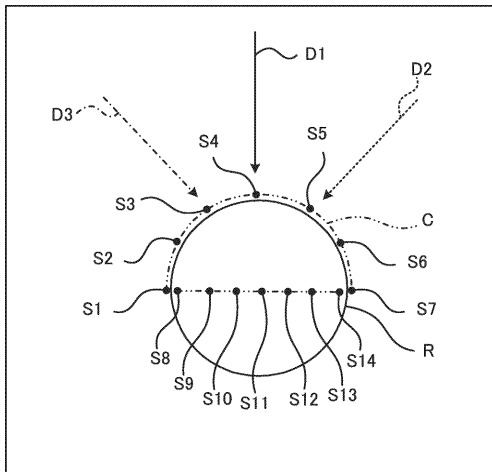
【図 1】



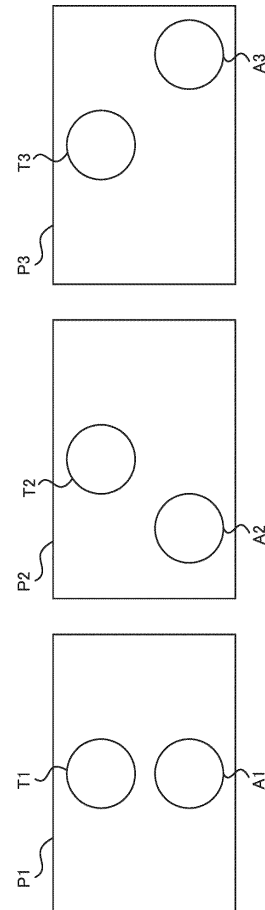
【図 2】



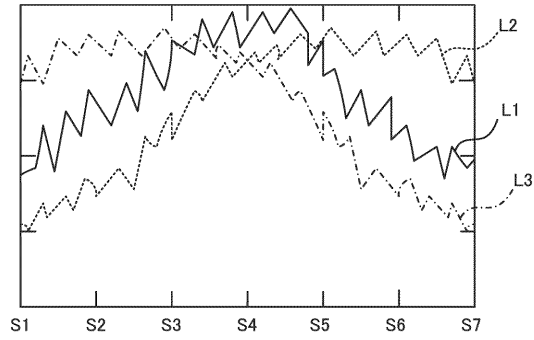
【図 3】



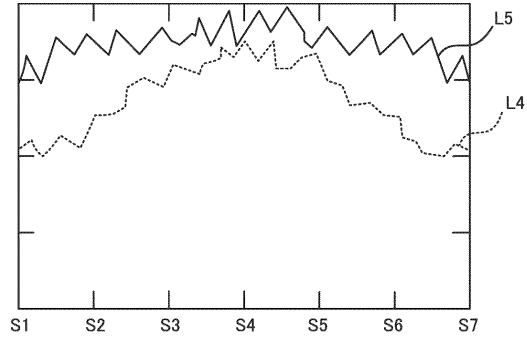
【図 4】



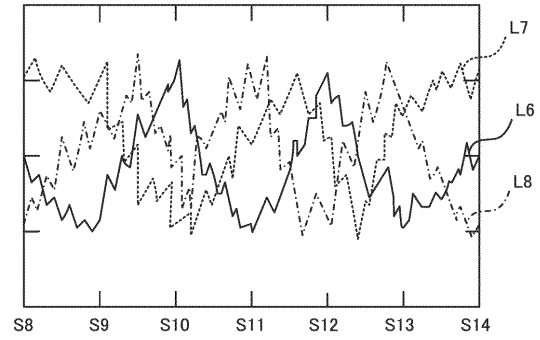
【図 5 A】



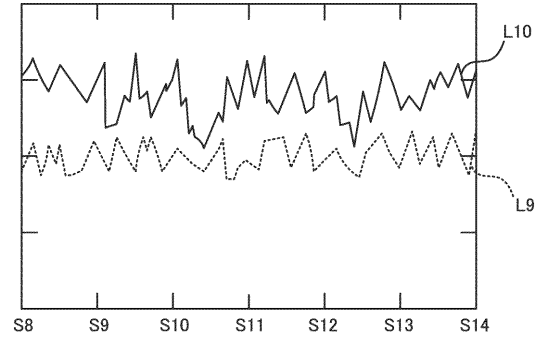
【図 5 B】



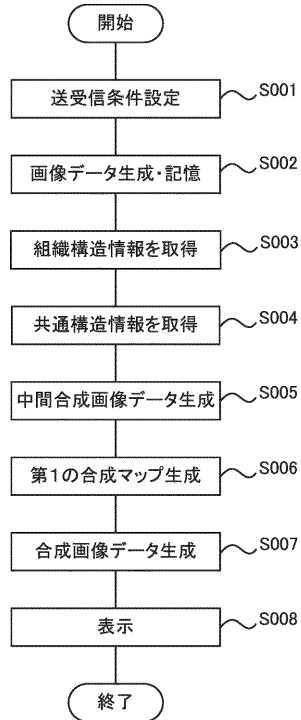
【図 6 A】



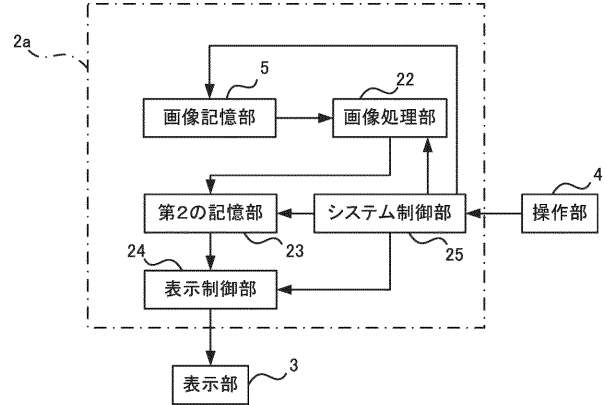
【図 6 B】



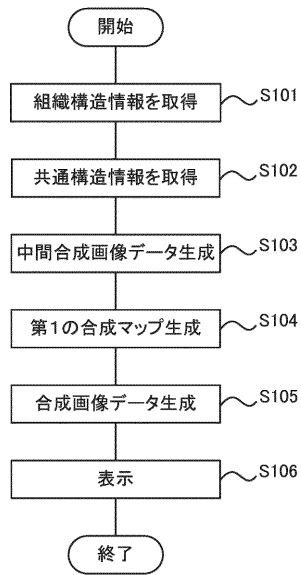
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 高田 優子

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 富永 昌彦

(56)参考文献 特表2005-536269(JP,A)

特開2004-154567(JP,A)

特開2009-082469(JP,A)

国際公開第2004/019058(WO,A1)

特表2004-522515(JP,A)

特開2012-071115(JP,A)

特開2005-296331(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，医学图像处理装置和医学图像处理方法		
公开(公告)号	JP6415852B2	公开(公告)日	2018-10-31
申请号	JP2014105923	申请日	2014-05-22
[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	西原財光 今村智久 佐々木琢也 高田優子		
发明人	西原 財光 今村 智久 佐々木 琢也 高田 優子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/HH06 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC21 4C601/LL04 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC16 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA39 5L096/FA06 5L096/FA26 5L096/FA32		
优先权	2013147048 2013-07-12 JP		
其他公开文献	JP2015033569A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断设备包括图像生成器，第一结构信息获取器，第二结构信息获取器和合成器。图像生成器基于根据多个发送和接收条件发送和接收的超声波来生成图像数据集，其图像至少部分地表示用于每个发送和接收条件的公共区域。第一结构信息获取器分别获取指示图像数据组中描绘的组织结构的组织结构信息。第二结构信息获取器基于组织结构信息获取指示图像数据组中共同的组织结构的结构信息。合成器改变应用于图像数据组的图像合成方法，针对基于公共结构信息区分的每个图像区域的不同方法，并基于图像数据组生成合成图像数据。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6415852号 (P6415852)
(45) 発行日 平成30年10月31日 (2018. 10. 31)	(24) 登録日 平成30年10月12日 (2018. 10. 12)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 14	
請求項の数 8 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-105923 (P2014-105923)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地	
(22) 出願日 平成26年5月22日 (2014. 5. 22)	(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所	
(65) 公開番号 特開2015-33569 (P2015-33569A)	(72) 発明者 西原 財光 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	
(43) 公開日 平成27年2月19日 (2015. 2. 19)	(72) 発明者 今村 智久 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	
審査請求日 平成29年4月25日 (2017. 4. 25)	(72) 発明者 佐々木 琢也 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	
(31) 優先権主張番号 特願2013-147048 (P2013-147048)		
(32) 優先日 平成25年7月12日 (2013. 7. 12)		
(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、医用画像処理装置及び医用画像処理方法		