

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5269517号
(P5269517)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.

F I

G06T 1/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G06T 5/30 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)

G06T 1/00 290D
A61B 8/00
G06T 5/30 B
G06T 5/00 300

請求項の数 14 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-208952 (P2008-208952)
(22) 出願日 平成20年8月14日 (2008. 8. 14)
(65) 公開番号 特開2010-44641 (P2010-44641A)
(43) 公開日 平成22年2月25日 (2010. 2. 25)
審査請求日 平成23年8月5日 (2011. 8. 5)

前置審査

(73) 特許権者 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第1の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第2の画像データとを取得する多重解像度分解手段と、

前記第1の画像データ及び前記少なくとも一つの第2の画像データに対して、第1のレベルより低い地域的最高値を低減する地域的最高値低減処理と、第2のレベルより高い地域的最低値を低減する地域的最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行し、マスク画像とマーカ画像とを生成する低減処理手段と、

前記マスク画像と前記マーカ画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定する判定手段と、

前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御する制御手段と、

前記形態学的再構成処理が終了した前記第1の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第2の画像データを用いて多重解像度再構成を実行し、再構成画像を生成する再構成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記多重解像度分解及び前記多重解像度再構成においては、ウェーブレット変換及びウ

10

20

エーブレット逆変換、又はラブラシアン・ピラミッド法を用いることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記地域の最高値低減処理は、複数回の形態学的膨張処理を含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記地域の最高値低減処理は、複数回の形態学的縮退処理を含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記低減処理手段は、

前記地域の最高値低減処理を実行した後、前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データを反転させ、

前記反転された前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データに対して、前記地域の最低値低減処理を実行し、

前記地域の最低値低減処理を実行した後、前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データを反転させること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記低減処理手段は、

前記地域の最低値低減処理を実行した後、前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データを反転させ、

前記反転された前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データに対して、前記地域の最高値低減処理を実行し、

前記地域の最高値低減処理を実行した後、前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データを反転させること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記判定手段は、前記マーカ画像の膨張を前記マスク画像が制限する値を新たなマーカ画像として計算し、当該マーカ画像と新たなマーカ画像とが等しくなった場合に、前記形態学的再構成処理が収束したと判定することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか

【請求項 8】

前記判定手段は、画素毎に前記形態学的再構成処理を実行すると共に、前記形態学的再構成処理が収束したと判定された画素については、以降の前記形態学的再構成処理を中止することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

異なる複数の前記再構成画像を用いて、ボリュームデータを生成するデータ生成手段をさらに具備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記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第 1 の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第 2 の画像データとを取得する多重解像度分解手段と、

前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データに対して、第 1 のレベルより低い地域の最高値を低減する地域の最高値低減処理と、第 2 のレベルより高い地域の最低値を低減する地域の最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行し、マスク画像とマーカ画像とを生成する低減処理手段と、

前記マスク画像と前記マーカ画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定する判定手段と、

前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終

10

20

30

40

50

了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御する制御手段と、

前記形態学的再構成処理が終了した前記第 1 の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第 2 の画像データを用いて多重解像度再構成を実行し、再構成画像を生成する再構成手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 1 1】

前記判定手段は、前記マーカ画像の膨張を前記マスク画像が制限する値を新たなマーカ画像として計算し、当該マーカ画像と新たなマーカ画像とが等しくなった場合に、前記形態学的再構成処理が収束したと判定することを特徴とする請求項 1 0 記載の超音波画像処理装置。

10

【請求項 1 2】

前記判定手段は、画素毎に前記形態学的再構成処理を実行すると共に、前記形態学的再構成処理が収束したと判定された画素については、以降の前記形態学的再構成処理を中止することを特徴とする請求項 1 1 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 3】

異なる複数の前記再構成画像を用いて、ボリュームデータを生成するデータ生成手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 4】

20

コンピュータに、

超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第 1 の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第 2 の画像データとを取得させる多重解像度分解機能と、

前記第 1 の画像データ及び前記少なくとも一つの第 2 の画像データに対して、第 1 のレベルより低い地域的最高値を低減する地域的最高値低減処理と、第 2 のレベルより高い地域の最低値を低減する地域の最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行させ、マスク画像とマーカ画像とを生成させる低減処理機能と、

前記マスク画像と前記マーカ画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定させる判定機能と、

30

前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御させる制御機能と、

前記形態学的再構成処理が終了した前記第 1 の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第 2 の画像データを用いて多重解像度再構成を実行させ、再構成画像を生成させる再構成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

40

本発明は画像処理装置に関し、特に被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波に基づいて被検体内の診断情報を得る超音波診断装置、及び超音波診断装置によって取得された超音波画像を利用する超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模が X 線、CT、MRI など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法である

50

と言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。この様な超音波診断装置は、一般的には超音波振動子が1次元に配列された超音波プローブを用いて被検体の特定の断面をスキャンして2次元の断層画像を得るものであるが、近年では、超音波振動子が2次元に配列された2次元アレイ超音波プローブ等を用いることにより、被検体内部を空間的にスキャンして3次元の生体情報（ボリュームデータ）を収集することも可能になってきている。

【0003】

ところで、複数の近接する被検体組織からの受信信号は、それぞれの位相情報のために干渉し、振幅情報のみを合成する場合とは見え方が異なる画像パターン、すなわちスペックルパターンが生成される。このスペックルパターンは被検体組織の境界の位置・形状を正確に観測するのをしばしば妨げるため、これを除去するための各種の処理方法が提案されている。

【0004】

その一つに、ウェーブレット変換/逆変換等によって対象画像を多重解像度分解し、分解した各画像に処理を行う方法がある。多重解像度分解・再構成は、画像のノイズを低減したり、複数の画像を違和感なく合成したりする用途に利用されるものである。例えば、ノイズ除去を目的とし、数レベルにわたってウェーブレット多重解像度分解し、分解した画像の低域成分に対し、数理形態学（mathematical morphology）に基づくオープニング（opening）・クロージング（closing）処理を適用し、両者の差分を取ってノイズ成分を抽出し、その結果に基づいてノイズ除去処理を実施し、得られた画像を次のレベルの分解に供するものである（例えば、特許文献1参照）。

【0005】

他の手法として、超音波診断装置において、コンパウンドスキャン法によって得られた、領域が重複する複数枚の画像を合成する際、重複領域と非重複領域とのつなぎ目（境界）の不連続感をなくし分解能を向上させる目的で、合成すべき複数枚の画像を各々多重解像度分解し、分解した各画像に前記複数枚の画像の平均、最大値等のフィルタ演算処理を行うものがある（例えば、特許文献2参照）。

【0006】

また、コンパウンドスキャン法自体がスペックルパターン除去手段の一つであるが、スキャン法によらないスペックルパターン除去の方法として、多重解像度分解した画像の高域成分にフィルタをかける手法もある。

【0007】

一方、形状抽出やノイズ削減を目的とするものとして、形態学的再構成（morphological reconstruction）と呼ばれる手法が知られている（非特許文献1、非特許文献2参照）。

【特許文献1】特開2000-224421号公報

【特許文献2】特願2007-256338

【非特許文献1】H. Arefi, M. Hahn "A Morphological reconstruction algorithm for separating off-terrain points from terrain points laser scanning data", ISPRS WG III/3, III/4, V/3 Workshop "Laser scanning 2005", Enschede, the Netherlands, September 12-14, 2005.

【非特許文献2】"Morphological Reconstruction", MathWorks, Inc. http://www.mathworks.com/access/helpdesk_r13/help/toolbox/images/morph10.html

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来のスペックルパターン除去法には、次のような問題がある。

【0009】

10

20

30

40

50

すなわち、閾値設定、重み付けなどの簡単な処理、または特許文献１で利用されているような形態学的オープニング・クロージング処理によれば、スペックルパターンは低減することができる。しかしながら、結果として得られる画像は、観察者に人工的な印象を与えるものになってしまう。

【００１０】

また、形態学的再構成処理によれば、地域的な最高値が低減され、スペックルパターの明るい部分が削れたような画像を得ることができる。しかしながら、形態学的再構成処理のみではスペックルパターの暗い部分は除去されず、所々穴の開いたように残ってしまう。またスペックルパターの削減された部分も滑らかでなく、境界・ギザギザが目立つという問題がある。

10

【００１１】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、スペックルパターンが好適に除去され、人工的でなく滑らかな画質を持つ超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【００１３】

一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第１の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第２の画像データとを取得する多重解像度分解手段と、前記第１の画像データ及び前記少なくとも一つの第２の画像データに対して、第１のレベルより低い地域的最高値を低減する地域的最高値低減処理と、第２のレベルより高い地域の最低値を低減する地域の最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行し、マスク画像とマーカー画像とを生成する低減処理手段と、前記マスク画像と前記マーカー画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定する判定手段と、前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御する制御手段と、前記形態学的再構成処理が終了した前記第１の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第２の画像データを用いて多重解像度再構成を実行し、再構成画像を生成する再構成手段と、を具備するものである。

20

30

一実施形態に係る超音波画像処理装置は、超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第１の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第２の画像データとを取得する多重解像度分解手段と、前記第１の画像データ及び前記少なくとも一つの第２の画像データに対して、第１のレベルより低い地域的最高値を低減する地域的最高値低減処理と、第２のレベルより高い地域の最低値を低減する地域の最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行し、マスク画像とマーカー画像とを生成する低減処理手段と、前記マスク画像と前記マーカー画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定する判定手段と、前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御する制御手段と、前記形態学的再構成処理が終了した前記第１の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第２の画像データを用いて多重解像度再構成を実行し、再構成画像を生成する再構成手段と、を具備するものである。

40

一実施形態に係る超音波画像処理プログラムは、コンピュータに、超音波画像データを多重解像度分解し、低域信号成分に対応する第１の画像データと高域信号成分に対応する少なくとも一つの第２の画像データとを取得させる多重解像度分解機能と、前記第１の画像データ及び前記少なくとも一つの第２の画像データに対して、第１のレベルより低い地域的最高値を低減する地域的最高値低減処理と、第２のレベルより高い地域の最低値を低減する地域の最低値低減処理と、を含む形態学的再構成処理を実行させ、マスク画像とマ

50

ーカ画像とを生成させる低減処理機能と、前記マスク画像と前記マーカ画像とを用いて、前記形態学的再構成処理が収束したか否かを判定させる判定機能と、前記形態学的再構成処理が収束したと判定された場合には前記形態学的再構成処理を終了させ、前記形態学的再構成処理が収束していないと判定された場合には前記形態学的再構成処理を繰り返し実行するように、前記低減処理手段を制御させる制御機能と、前記形態学的再構成処理が終了した前記第1の画像データ及び前記形態学的再構成処理が終了した前記少なくとも一つの第2の画像データを用いて多重解像度再構成を実行させ、再構成画像を生成させる再構成機能と、を実現させるものである。

【発明の効果】

【0016】

10

以上本発明によれば、スペckルパタンが好適に除去され、人工的でなく滑らかな画質を持つ超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0018】

(第1実施形態)

20

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、スペckルパタン除去処理ユニット26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶装置29、インターフェースユニット30を具備している。以下、超音波診断装置1の個々の構成要素の機能について説明する。

【0019】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該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ング材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった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。

30

【0020】

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

40

【0021】

モニター14は、画像生成ユニット25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報(通常のBモード画像)、血流情報(平均速度画像、分散画像、パワー画像等)等を所定の形態で表示する。

【0022】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で

50

、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ１２に駆動パルスを印加する。

【００２３】

超音波受信ユニット２２は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。Ａ／Ｄ変換器では、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、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【００２４】

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

【００２５】

ドプラ処理ユニット２４は、送受信ユニット２１から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

20

【００２６】

画像生成ユニット２５は、Ｂモード処理ユニット２３、ドプラ処理ユニット２４、スペckルパタン除去処理ユニット２６から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。

【００２７】

スペckルパタン除去処理ユニット２６は、Ｂモード処理ユニット２３からのＢモード画像データ又はドプラ処理ユニット２４からのドプラモード画像データを用いて、後述するスペckルパタン除去機能に従う処理（スペckルパタン除去処理）を実行する。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、スペckルパタン除去処理ユニット２６は、Ｂモード画像データを用いてスペckルパタン除去処理を行うものとする。

30

【００２８】

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

【００２９】

制御プロセッサ２８は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ２８は、内部記憶装置２９から後述するスペckルパタン除去機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【００３０】

40

内部記憶装置２９は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、後述するスペckルパタン除去機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像生成ユニット２５、ボリュームデータ生成ユニット２６、画像合成ユニット２７中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置２９のデータは、インターフェースユニット３０を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【００３１】

インターフェースユニット３０は、入力装置１３、ネットワーク、新たな外部記憶装置

50

(図示せず)に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0032】

(スペックルパタン除去機能)

次に、本超音波診断装置1が有する、スペックルパタン除去機能について説明する。この機能は、多重解像度分解により取得した各画像を低域、高域等の信号成分に分解し、分解された各信号成分に対して形態学的再構成処理を実行した後、多重解像度再構成することで、各画像からスペックルパタンを除去するものである。

【0033】

図2は、本スペックルパタン除去機能を超音波診断装置において実現する場合の処理の流れを示したフローチャートである。同図に従って、スペックルパタン除去処理の内容について説明する。なお、本スペックルパタン除去機能を超音波画像処理装置において実現する場合には、予め取得された画像データを用いて、図2のステップS2～S4の処理が実行されることになる。

【0034】

[画像データの取得：ステップS1]

まず、被検体の所定部位を対象に超音波走査が実行され、当該所定部位から得られたフレーム毎のエコー信号が取得される。Bモード処理ユニット23は、得られたフレーム毎のエコー信号を用いて、複数の二次元画像データ(生データ)を生成する(ステップS1)。

【0035】

[スペックルパタン除去処理：ステップS2]

スペックルパタン除去処理ユニット26は、Bモード処理ユニット23において生成された複数の二次元画像データに対して、スペックルパタン除去処理を実行する(ステップS2)。

【0036】

図3は、ステップS2におけるスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、スペックルパタン除去処理ユニット26は、まず各画像を多重解像度分解する(ステップS21)。ここでは、説明を具体的にするために、ウェーブレット変換(離散ウェーブレット変換)を用いた多重解像度分解を実行し、各画像を低域信号成分、高域信号水平成分、高域信号垂直成分、高域信号斜め成分の各成分に多重解像度分解するものとする。しかしながら、本スペックルパタン除去処理は、ウェーブレット変換による多重解像度分解の手法には拘泥されず、例えばラプラシアン・ピラミッド法、フレネル変換、ガボール変換等の他の手法を用いるようにしてもよい。

【0037】

画像の多重解像度分解の結果、低域信号成分に対応するA画像(A: Approximation)、高域信号水平成分に対応するH画像(H: Horizontal detail)、高域信号垂直成分に対応するV画像(V: Vertical detail)、高域信号斜め成分に対応するD画像(D: Diagonal detail)の各画像が得られる。

【0038】

次に、スペックルパタン除去処理ユニット26は、各信号成分(すなわち、低域信号成分、高域信号水平成分、高域信号垂直成分、高域信号斜め成分の各成分)に対応する各画像に対して形態学的再構成処理(Morphological Reconstruction)を実行し、地域的最高値を低減させる(ステップS22a～S22d)。

【0039】

図4は、ステップS22における形態学的再構成処理の概念を説明するための図である。なお、同図においては、説明を容易にするために1次元で説明している。また、Bモード処理ユニット23から入力する画像をマスク(mask)と呼びIと表記する。このマスクからレベルhを減算した画像をマーカ(marker)と呼びJと表記する。入力画像(マスク

10

20

30

40

50

）IとマーカJとの間には、次の式（１）の関係式がある。

【数１】

$$J = I - h \quad (1)$$

【００４０】

ここで、ピクセルの近傍の形状を構造要素（structuring element）と定義して、マーカを構造要素により形態学的膨張（morphological dilation）の処理を行う。ここで、形態学的膨張とは、入力画像の各ピクセルに対し、ピクセルの構造要素のうちの最大値を得、それを出力画像のピクセルとする処理である。構造要素をSで表すと、形態学的膨張の演算は次の式（２）のように書ける。

10

【数２】

$$\delta(J) = J \oplus S \quad (2)$$

ここで、 $\oplus$ は膨張を表す演算子である

【００４１】

ところが、マーカの膨張はマスクによって制限される。すなわち、膨張させたマーカと、マスクとの各ピクセルにおける最小値が、マスクによって制限された膨張である。

20

【数３】

$$\delta_i(J) = (J \oplus S) \wedge I \quad (3)$$

ここで、 $\wedge$ はピクセルごとの最小値を表す演算子である。

【００４２】

式（３）の左辺を新たなマーカとして演算を繰り返す。i回目のマーカを J_i 、i+1回目のマーカを J_{i+1} とすれば、 J_i と J_{i+1} の間には次の式（４）が成り立つ。

【数４】

30

$$J_{i+1} = (J_i \oplus S) \wedge I \quad (4)$$

【００４３】

なお、図４において、この繰り返しによって、マーカがマスクに制限されながら次々膨張していく状況を細線によって示してある。

【００４４】

スペckルパタン除去処理ユニット２６は、演算の繰り返しループにおいて、繰り返しごとに J_i と J_{i+1} とを比較し、 J_{i+1} が J_i と等しければ繰り返し演算が収束したものとみなし、ループを終了する。収束したマーカ、すなわち図４の３０３が再構成された画像である。同図から明らかなように、画像が収束する回数はマスクの傾きによって異なり、急な部分では少ない回数で収束するが、なだらかな部分ではより多くの繰り返しが必要である。

40

【００４５】

なお、繰り返しごとに画像のすべてのピクセルを計算するのは時間がかかるため、すでに収束したピクセルについては、式（４）の演算を省略することによって、処理の高速化をはかることができる。また、ある程度の回数の演算を繰り返せばスペckルパタン除去の効果が得られるため、所定の繰り返し回数で演算を打ち切ることもできる。

【００４６】

次に、スペckルパタン除去処理ユニット２６は、形態学的再構成処理が施された各信

50

号成分を反転させた後（ステップ S 2 3 a ~ S 2 3 d）、地域の最低値を低減させるための形態学的再構成処理を実行する（ステップ S 2 4 a ~ S 2 4 d）。

【 0 0 4 7 】

スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、地域の最低値の低減を、次の（ a ）又は（ b ）のいずれかの処理によって実行する。

【 0 0 4 8 】

（ a ）入力画像をマスクとし、マスクにレベル h を加算した画像をマーカとして、マーカに形態学的縮退（morphological erosion）の処理を行う。マーカの縮退はマスクによって制限されるものとし、マーカが収束するまで縮退を繰り返す。

【 0 0 4 9 】

（ b ）画像を反転し、前式（ 4 ）の形態学的再構成処理を適用し、得られた画像を再び反転する。

【 0 0 5 0 】

（ a ）と（ b ）の結果は、レベル h と構造要素 S が等しければ同一になり、地域の最低値が低減された画像が得られる。そのため、形態学的再構成処理に続いて（ a ）または（ b ）を適用すれば、スペックルパタンの明暗両方が削除された画像が得られる。また、（ a ）の処理手順は、前記の地域的最高値低減処理によく似ている。形態学的膨張は、入力画像の各ピクセルに対し、ピクセルの構造要素のうちの最大値を得、それを出力画像のピクセルとする処理である。

【 0 0 5 1 】

入力画像（マスク）を I、マーカを $J = I + h$ 、構造要素を S、ピクセルごとの最小値を表す演算子を記号 $\vee$ で表せば、地域的最高値低減処理の式（ 4 ）に相当するものは、次の式（ 5 ）となる。

【 数 5 】

$$J_{i+1} = (J_i \circ S) \vee I \quad (5)$$

ここで、 $\circ$ は縮退を表す演算子である。

【 0 0 5 2 】

スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、この演算を J が変化しなくなるまで繰り返す。このようにして得られた各画像は、地域的最高値および最低値が各々独立に削減されたものとなる。

【 0 0 5 3 】

次に、スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、地域の最低値低減のための形態学的再構成処理が施された各信号成分を反転させた後（ステップ S 2 5 a ~ S 2 5 d）、各信号成分を多重解像度合成し、スペックルパタンが除去された各画像を生成する（ステップ S 2 6）。

【 0 0 5 4 】

[超音波画像の生成・表示：ステップ S 3、S 4]

画像生成ユニット 2 5 は、スペックルパタン除去処理後の画像データを用いて、超音波画像を生成する（ステップ S 3）。生成された超音波画像は、画像合成ユニット 2 7 において種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成され、所定の形態でモニター 1 4 に表示される（ステップ S 4）。

【 0 0 5 5 】

なお、以上述べた図 2、図 3 を用いた説明においては、地域的最高値低減のための形態学的再構成処理の後、画像を反転させ、地域の最低値低減のための形態学的再構成処理を行うものとした。これに対し、地域の最低値低減のための形態学的再構成処理を先に実行し、画像を反転させた後、地域的最高値低減のための形態学的再構成処理を行うようにしてもよい。また、ステップ S 2 3 a ~ S 2 3 d の反転処理、ステップ S 2 4 a ~ S 2 4 d

10

20

30

40

50

の（地域の最低値低減のための）形態学的再構成処理、ステップ S 0 5 a ~ S 2 5 d の反転処理を必要に応じて省略するようにしても、十分な効果を得ることができる。

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 5 7 】

本超音波診断装置によれば、ウェーブレット分解により各画像を各信号成分に多重解像度分解し、分解された高域、低域等の各信号成分に h および S を設定し、それぞれ独立に形態学的再構成処理を実行する。従って、図 5 に示すような形態学的再構成処理が実行されていない場合に比して、各画像の各信号成分を図 6 に示すように滑らかにすることができる。また、この様に形態学的再構成処理が施された再度各信号成分を用いて各画像を再構成する。従って、図 7 に示す本スペックルパタン除去処理前の画像に比して、図 8 に示すような詳細かつ円滑にスペックルパタンが除去された超音波画像を修得することができる。また、特に、地域の最高値低減処理のみを適用した場合に比して、スペックルパタンの暗い部分を好適に除去することができ、また画像上の所々に穴が開くのを防止することができ、さらに、地域の最高値低減処理と地域の最低値低減処理とを適用した場合に比して、滑らかにスペックルパタンを削減することができ、境界・ギザギザが目立なくすることができる。

【 0 0 5 8 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、一次元アレイプローブを用いた揺動走査や二次元アレイプローブを用いたボリューム走査によりボリュームデータを取得し、これに対してスペックルパタン除去処理を実行するものである。なお、スペックルパタン除去処理の対象とするボリュームデータは、B モードボリュームデータ、ドブラボリュームデータのいずれであってもよい。以下においては、説明を具体的にするため、B モードボリュームデータを用いる場合を例とする。

【 0 0 5 9 】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。図 1 に示した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と異なる構成についてのみ説明する。

【 0 0 6 0 】

超音波プローブ 1 2 は、被検体の三次元領域を超音波走査可能なものでり、例えば、一方向に沿って配列された複数の振動子をその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させる揺動プローブ、或いは、超音波振動子が時二元マトリックス状に配列えされた二次元アレイプローブである。

【 0 0 6 1 】

ボリュームデータ生成ユニット 3 1 は、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4 から得られた各画像データを用いて、三次元走査領域に関する各時相毎のボリュームデータを生成する。

【 0 0 6 2 】

スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、生成されたボリュームデータに対して、後述するスペックルパタン除去処理を実行する。

【 0 0 6 3 】

図 1 0 は、第 2 の実施形態に係るスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップの処理の内容について説明する。

【 0 0 6 4 】

〔ボリュームデータの取得：ステップ S 1 1 〕

まず、被検体の所定部位を含む三次元領域が超音波走査が実行され、当該三次元領域から得られたエコー信号が取得される。B モード処理ユニット 2 3 は、得られたエコー信号を用いて、複数の二次元画像データ（生データ）を生成する。また、ボリュームデータ生成ユニット 3 1 は、生成された複数の二次元画像データを用いて、ボリュームデータを生成する（ステップ S 1 1 ）。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 は、超音波画像診断における A 面、B 面、C 面を説明するための図である。図 1 2 は、ステップ S 1 1 において生成されるボリュームデータを説明するための図である。図 1 1 に示すように、超音波プローブ 1 2 を二次元アレイプローブとした場合、その中心軸に交差し互いに垂直に交わる 2 つの面を A 面、B 面と呼び、中心軸および A 面、B 面に垂直な面を C 面と呼ぶ。本ステップ S 1 1 において生成されたボリュームデータは、図 1 2 に示すように、A 面に平行な m 個の二次元画像 A_0 、 A_1 、 $\dots$ 、 A_{m-1} の画像データ（又はこれらを用いて補間されるデータ）からなる。

【 0 0 6 6 】

[スペックルパタン除去処理：ステップ S 1 2]

10

次に、スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、生成されたボリュームデータに対して、スペックルパタン除去処理を実行する。すなわち、スペックルパタン除去処理ユニット 2 6 は、m 個の二次元画像 A_0 、 A_1 、 $\dots$ 、 A_{m-1} の画像データのそれぞれに対して、第 1 の実施形態において述べたスペックルパタン除去処理を実行する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 6 7 】

[超音波画像の生成・表示：ステップ S 1 3、S 1 4]

画像生成ユニット 2 5 は、スペックルパタン除去処理後のボリュームデータを用いて、ボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の処理を実行し、三次元画像を生成する（ステップ S 1 3）。生成された三次元画像は、画像合成ユニット 2 7 において種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成され、所定の形態でモニター 1 4 に表示される（ステップ S 1 4）。

20

【 0 0 6 8 】

本超音波診断装置によれば、表示される三次元画像では、A 面のみならず B 面、C 面にもスペックルパタン除去処理の効果が及ぶ。特に、滑らかさが要求される C 面においては、スペックルパタンが細かく、組織の境界面がより明瞭になり、3 次元空間全体で効果的なスペックルパタン除去が実現できる。

【 0 0 6 9 】

なお、本実施形態はスペックルパタン除去処理を行う断面を A 面とした。しかしながら、スペックルパタン除去処理の対象とする断面は当該例に拘泥されない。すなわち、ボリュームデータに含まれる任意の断面にスペックルパタン除去処理を行うことで、同様の効果を実現することができる。

30

【 0 0 7 0 】

（第 3 の実施形態）

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。第 2 の実施形態においては、三次元画像生成前のボリュームデータ（すなわち、生データから構成されたボリュームデータ）に対して、スペックルパタン除去処理を行う例を示した。これに対し、本実施形態においては、三次元画像生成後のボリュームデータ（すなわち、画像データから構成されたボリュームデータ）に対して、スペックルパタン除去処理を行う例について説明する。なお、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図は、図 9 と略同一である。

40

【 0 0 7 1 】

図 1 3 は、第 3 の実施形態に係るスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップの処理の内容について説明する。

【 0 0 7 2 】

[ボリュームデータの取得：ステップ S 2 1]

まず、第 2 の実施形態と同様に、被検体の所定部位を含む三次元領域が超音波走査が実行され、当該三次元領域から得られたエコー信号が取得される。B モード処理ユニット 2 3（或いはドプラ処理ユニット 2 4）は、得られたエコー信号を用いて、複数の二次元画像データ（生データ）を生成する。ボリュームデータ生成ユニット 3 1 は、B モード処理

50

ユニット２３からの超音波画像データを用いて、ボリュームデータを生成する（ステップＳ２１）。

【００７３】

〔三次元画像の生成：ステップＳ２２〕

画像生成ユニット２５は、生成されたボリュームデータを用いて、ボリュームレンダリング、多断面変換表示（ＭＰＲ：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（ＭＩＰ：maximum intensity projection）、サーフェイスレンダリング（surface rendering）等の処理を実行し、一つ以上の三次元画像を生成する（ステップＳ２２）。

【００７４】

〔スペckルパタン除去処理：ステップＳ２３〕

次に、スペckルパタン除去処理ユニット２６は、生成された一つ以上の三次元画像に対して、スペckルパタン除去処理を実行する。スペckルパタン除去処理の内容は、既述の通りである。

【００７５】

〔超音波画像の表示：ステップＳ２４〕

スペckルパタン除去処理が施された三次元画像は、画像合成ユニット２７において種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成され、所定の形態でモニター１４に表示される（ステップＳ２４）。

【００７６】

図１４は、スペckルパタン除去処理が施された三次元画像の表示形態の一例を示した図であり、モニター１４の画面に、ボリュームレンダリング画像４０、ＭＰＲ画像４１、４２が表示された様子を示している。本実施形態においては、これらの画像のうちの少なくとも一つにスペckルパタン除去処理をかけ、それを表示することができる。また各画像のそれぞれに、共通のスペckルパタン除去処理パラメータを適用することも、異なるパラメータを適用することもできる。

【００７７】

以上述べた超音波診断装置によっても、三次元画像上のスペckルパタンに起因する不自然な画像を、比較的少ない計算量で補正することができる。

【００７８】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【００７９】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【００８０】

以上本発明によれば、スペckルパタンが好適に除去され、人工的でなく滑らかな画質を持つ超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【００８１】

【図１】図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置１のブロック構成図を示している。

【図２】図２は、本スペckルパタン除去機能を超音波診断装置において実現する場合の

10

20

30

40

50

処理の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、ステップ S 2 におけるスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。

【図 4】図 4 は、ステップ S 2 2 における形態学的再構成処理の概念を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である 10

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態に係るスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップの処理の内容について説明する。

【図 11】図 11 は、超音波画像診断における A 面、B 面、C 面を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、ステップ S 1 1 において生成されるボリュームデータを説明するための図である。 20

【図 13】図 13 は、第 3 の実施形態に係るスペックルパタン除去処理の流れを示したフローチャートである。

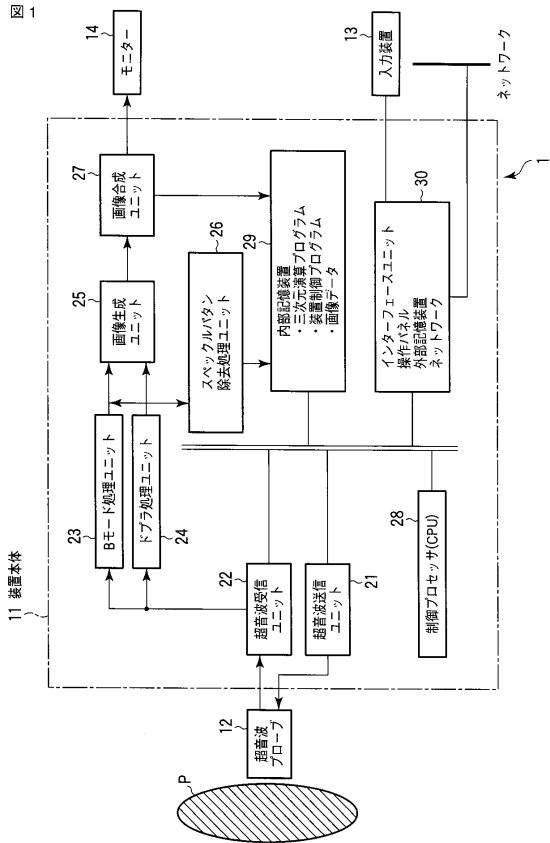
【図 14】図 14 は、スペックルパタン除去処理が施された三次元画像の表示形態の一例を示した図であり、モニター 1 4 の画面に、ボリュームレンダリング画像 4 0、MPR 画像 4 1、4 2 が表示された様子を示している。

【符号の説明】

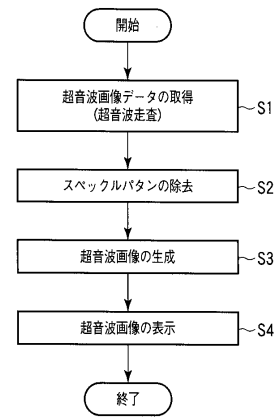
【0082】

1 ... 超音波診断装置、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニター、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドプラ処理ユニット、2 5 ... 画像生成ユニット、2 6 ... スペックルパタン除去処理ユニット、2 7 ... 画像合成ユニット、2 8 ... 制御プロセッサ (CPU)、2 9 ... 内部記憶装置、3 0 ... インターフェースユニット、3 1 ... ボリュームデータ生成ユニット 30

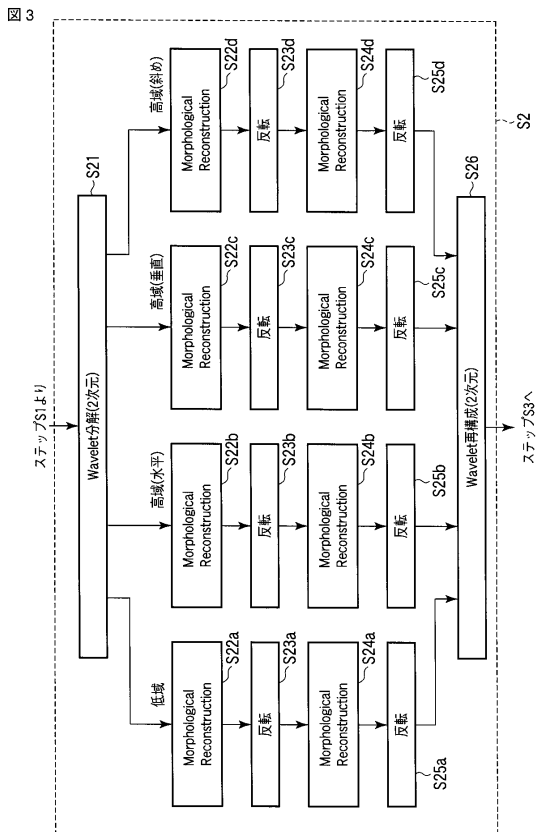
【図 1】



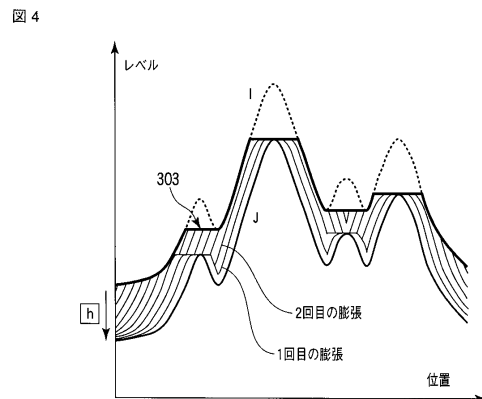
【図 2】



【図 3】

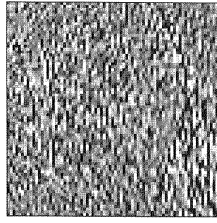


【図 4】

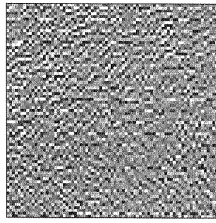


【図 5】

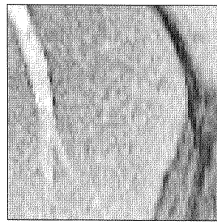
図 5



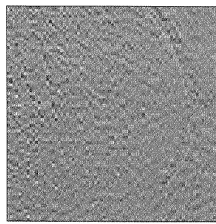
高域
(水平)



高域
(斜め)



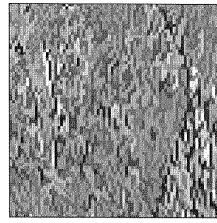
低域



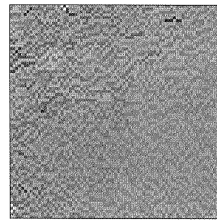
高域
(垂直)

【図 6】

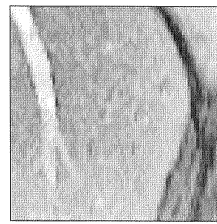
図 6



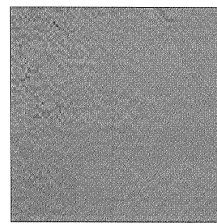
高域
(水平)



高域
(斜め)



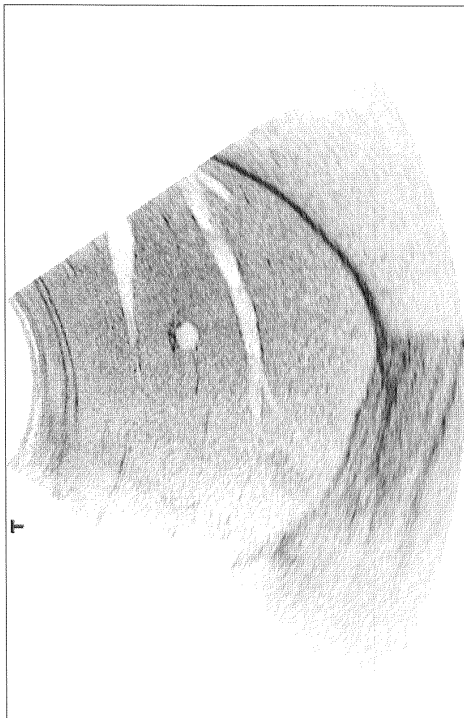
低域



高域
(垂直)

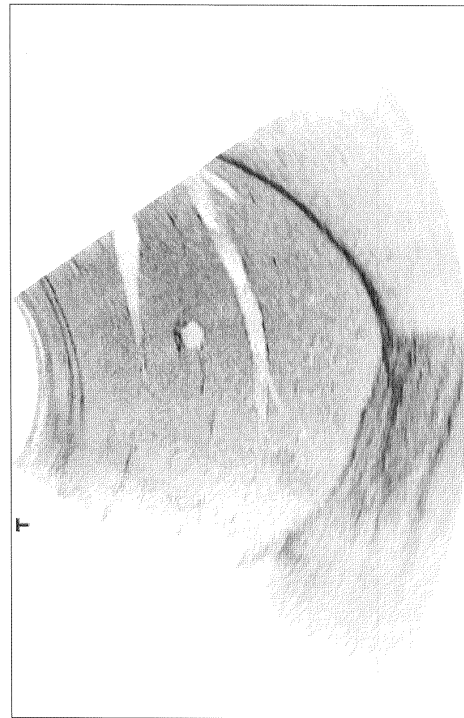
【図 7】

図 7



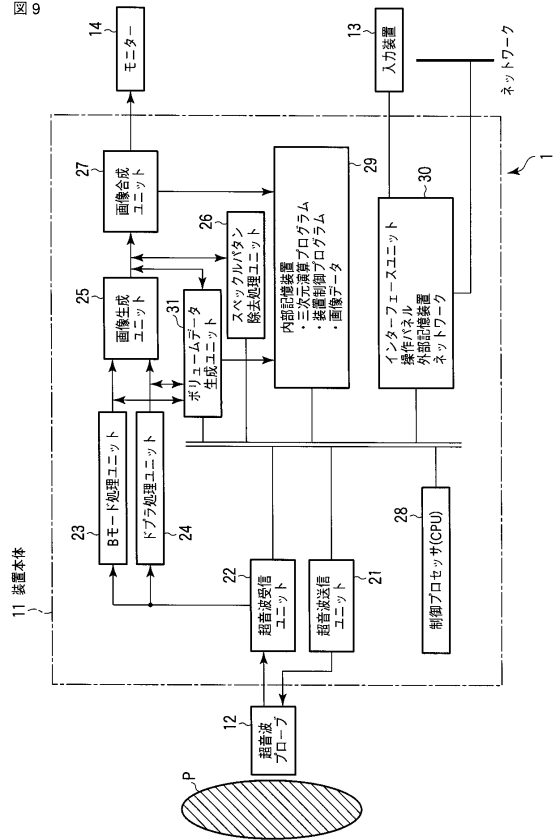
【図 8】

図 8



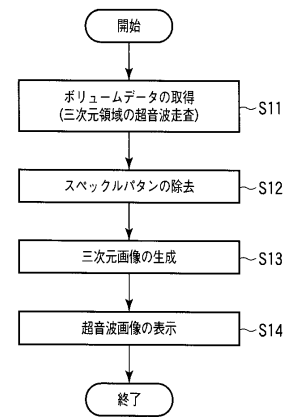
【図 9】

図 9



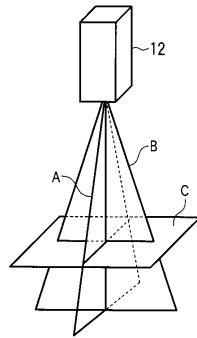
【図 10】

図 10



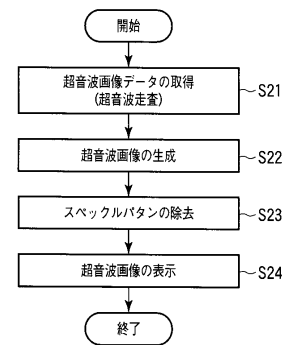
【図 11】

図 11



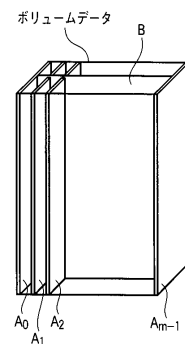
【図 13】

図 13



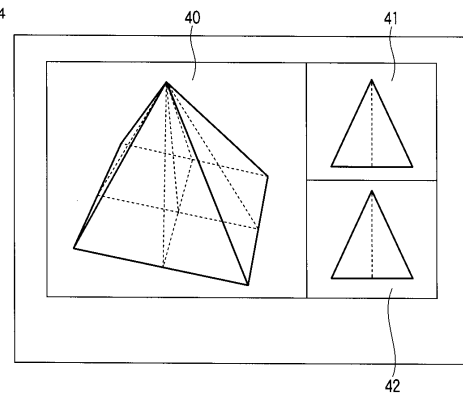
【図 12】

図 12



【図 14】

図 14



フロントページの続き

(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(72)発明者 大住 良太
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社内

審査官 佐田 宏史

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 2 4 4 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 2 5 6 2 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 7 9 4 1 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 9 1 7 9 0 (J P , A)
特開平 0 9 - 3 3 0 4 1 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 2 2 9 2 9 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 1 8 0 5 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 3 4 6 7 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G 0 6 T 1 / 0 0 , 5 / 0 0 , 5 / 3 0
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5269517B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2008208952	申请日	2008-08-14
[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)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	G06T1/00 A61B8/00 G06T5/30 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 G06T5/002 G06T5/10 G06T5/30 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/20036 G06T2207/20064 G06T2207/30004		
FI分类号	G06T1/00.290.D A61B8/00 G06T5/30.B G06T5/00.300 A61B8/14 G06T5/00.705 G06T5/30 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK08 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE06 5B057/CF05 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/EA05 5L096/FA26 5L096/FA32 5L096/FA33 5L096/FA79 5L096/GA55 5L096/HA04 5L096/LA04		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2010044641A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够产生具有平滑图像质量的超声图像而不被散斑图案人为消除的超声诊断设备等。 解决方案：通过多分辨率分解获取的每个图像被分解为低频信号分量，高频信号水平分量，高频信号垂直分量和高频信号倾斜分量，并且形态学应用于每个分解的信号分量执行重建处理，然后执行多分辨率重建以从每个图像中去除散斑图案。 点域

