

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-50816

(P2012-50816A)

(43) 公開日 平成24年3月15日(2012.3.15)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 5/20 (2006.01)	G 0 6 T 5/20 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-172357 (P2011-172357)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成23年8月5日(2011.8.5)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(31) 優先権主張番号	特願2010-176733 (P2010-176733)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成22年8月5日(2010.8.5)	(74) 代理人	100159651 弁理士 高倉 成男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

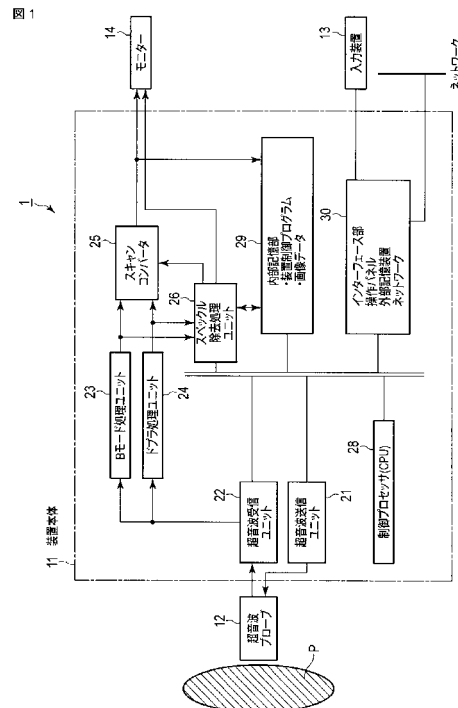
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】胎児の顔表面等に出現する比較的大きな構造部位の不自然なエッジ強調を抑制すると共に、胎児の指等の比較的小きな構造部位のエッジを好適に強調すること。

【解決手段】超音波画像データを階層的に多重解像度分解し、第1レベルから第nレベル(は2以上の自然数)の低域分解画像データ及び第1レベルから第nレベルの高域分解画像データを得て、各階層における高域分解画像データを用いてフィルタ係数を計算し、フィルタ係数を用いて、一段下の階層からの出力データ又は低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタを施し、高域分解画像データから、信号のエッジ情報を階層毎に生成し、各階層の前記エッジ情報に基づいて、高域分解画像データの信号レベルを階層毎に制御し、フィルタリングユニットの出力データ又は一段下の階層からの出力データと、高域レベル制御ユニットの出力データとを階層的に多重解像度合成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の所定の領域に対して B モードによる超音波送受信を実行し、超音波画像データを発生するデータ発生ユニットと、

前記超音波画像データを階層的に多重解像度分解し、第 1 レベルから第 n レベル（ただし、n は 2 以上の自然数）の低域分解画像データ及び第 1 レベルから第 n レベルの高域分解画像データを得る分解ユニットと、

前記各階層における前記高域分解画像データを用いてフィルタ係数を計算し、当該フィルタ係数を用いて、一段下の階層からの出力データ又は前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタを施すと共に、前記高域分解画像データから、信号のエッジ情報を前記階層毎に生成するフィルタリングユニットと、

前記各階層の前記エッジ情報に基づいて、前記高域分解画像データの信号レベルを前記階層毎に制御する高域レベル制御ユニットと、

前記フィルタリングユニットの出力データ又は一段下の階層からの出力データと、前記高域レベル制御ユニットの出力データとを階層的に多重解像度合成することで、超音波画像データを取得する合成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記多重解像度分解はウェーブレット変換であり、前記多重解像度合成はウェーブレット逆変換である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記多重解像度分解及び前記多重解像度合成は、ラブラシアン・ピラミッド法である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波画像データは、スキャンコンバージョン処理前の RAW データである請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波画像データはボリュームデータであり、

前記分解ユニットは、前記ボリュームデータを構成する複数の二次元超音波画像データのそれぞれに対して、前記多重解像度分解を実行する請求項 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】

前記超音波画像データはボリュームデータであり、

前記分解ユニットは、前記ボリュームデータを用いて生成された三次元画像データに対して、前記多重解像度分解を実行する請求項 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】

被検体の所定の領域に対して B モードによる超音波送受信を実行することで取得された超音波画像データを階層的に多重解像度分解し、第 1 レベルから第 n レベル（ただし、n は 2 以上の自然数）の低域分解画像データ及び第 1 レベルから第 n レベルの高域分解画像データを取得する分解ユニットと、

前記各階層における前記高域分解画像データを用いてフィルタ係数を計算し、当該フィルタ係数を用いて、一段下の階層からの出力データ又は前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタを施すと共に、前記高域分解画像データから、信号のエッジ情報を前記階層毎に生成するフィルタリングユニットと、

前記各階層の前記エッジ情報に基づいて、前記高域分解画像データの信号レベルを前記階層毎に制御する高域レベル制御ユニットと、

前記フィルタリングユニットの出力データ又は一段下の階層からの出力データと、前記高域レベル制御ユニットの出力データとを階層的に多重解像度合成することで、超音波画像データを取得する合成ユニットと、

10

20

30

40

50

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 8】

前記多重解像度分解はウェーブレット変換であり、前記多重解像度合成はウェーブレット逆変換である請求項 7 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 9】

前記多重解像度分解及び前記多重解像度合成は、ラプラシアン・ピラミッド法である請求項 7 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 10】

前記超音波画像データは、スキャンコンバージョン処理前の RAW データである請求項 7 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

10

【請求項 11】

前記超音波画像データはボリュームデータであり、

前記分解ユニットは、前記ボリュームデータを構成する複数の二次元超音波画像データのそれぞれに対して、前記多重解像度分解を実行する請求項 7 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項 12】

前記超音波画像データはボリュームデータであり、

前記分解ユニットは、前記ボリュームデータを用いて生成された三次元画像データに対して、前記多重解像度分解を実行する請求項 7 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

20

【請求項 13】

コンピュータに、

被検体の所定の領域に対して B モードによる超音波送受信を実行させることで取得された超音波画像データを階層的に多重解像度分解させ、第 1 レベルから第 n レベル（ただし、n は 2 以上の自然数）の低域分解画像データ及び第 1 レベルから第 n レベルの高域分解画像データを取得させる分解機能と、

前記各階層における前記高域分解画像データを用いてフィルタ係数を計算させ、当該フィルタ係数を用いて、一段下の階層からの出力データ又は前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタを施すと共に、前記高域分解画像データから、信号のエッジ情報を前記階層毎に生成させるフィルタリング機能と、

30

前記各階層の前記エッジ情報に基づいて、前記高域分解画像データの信号レベルを前記階層毎に制御させる高域レベル制御機能と、

前記フィルタリングユニットの出力データ又は一段下の階層からの出力データと、前記高域レベル制御ユニットの出力データとを階層的に多重解像度合成させることで、超音波画像データを取得させる合成機能と、

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】

【0001】

本発明は、超音波プローブを用いて超音波走査して得られた信号から画像を生成する超音波診断装置に関するもので、特に、二次元又は三次元超音波画像データのスペックルをより効果的かつ高速に除去できる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。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

50

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。また、近年の超音波診断装置は、超音波振動子が二次元に配列された二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三次元の生体情報（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】

超音波診断におけるスペックル除去を目的とした従来技術として、多重解像度解析と非線形異方性拡散フィルタを組み合わせたフィルタリング処理がある。非線形異方性拡散処理では、エッジ部とその他の部位で施す処理を変えることにより、エッジ強調およびスペックル除去された画像を得ることができる。また、多重解像度解析を行うことにより、より大局的な処理からより局所的な処理へと順を追って処理することで、より高速かつ効率的に処理することが可能となる。

10

【0004】

しかしながら、従来の上記フィルタリング技術においては、特に胎児の様子を三次元的に観察する場合、多重解像度解析の下位階層の処理において胎児の顔表面の比較的大きな凹凸部位をエッジとして検出してしまう。これにより、このような凹凸部位のエッジが強調された結果、多重解像度解析の上位階層の処理においても、エッジとして認識されてしまい、その結果、出力画像において不自然なエッジが強調されてしまうことがある。また、指などの上位階層でしか検出されないような細かなエッジは、下位のスペックル除去の影響を受けるため、出力画像においてエッジとしての検出が困難になる場合がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-153918号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記事情を鑑みてなされたもので、スペックル除去を目的として多重解像度解析と非線形異方性拡散フィルタを組み合わせたフィルタリング処理を行う場合において、胎児の顔表面等に出現する比較的大きな構造部位の不自然なエッジ強調を抑制すると共に、胎児の指等の比較的小さい構造部位のエッジを好適に強調することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態の一つに従う超音波診断装置は、被検体の所定の領域に対してBモードによる超音波送受信を実行し、超音波画像データを発生するデータ発生ユニットと、前記超音波画像データを階層的に多重解像度分解し、第1レベルから第nレベル（ただし、nは2以上の自然数）の低域分解画像データ及び第1レベルから第nレベルの高域分解画像データを取得する分解ユニットと、前記各階層における前記高域分解画像データを用いてフィルタ係数を計算し、当該フィルタ係数を用いて、一段下の階層からの出力データ又は前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタを施すと共に、前記高域分解画像データから、信号のエッジ情報を前記階層毎に生成するフィルタリングユニットと、前記各階層の前記エッジ情報に基づいて、前記高域分解画像データの信号レベルを前記階層毎に制御する高域レベル制御ユニットと、前記フィルタリングユニットの出力データ又は一段下の階層からの出力データと、前記高域レベル制御ユニットの出力データとを階層的に多重解像度合成することで、超音波画像データを取得する合成ユニットと、を具備する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、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、本実施形態に係るスペックル除去処理ユニット26において実行される

50

スペックル除去処理の流れを示した図である。

【図 3】図 3 は、従来のスペックル除去処理ユニット 2 6 において実行されるスペックル除去処理の流れを示した図である。

【図 4】図 4 は、スペックル除去機能に用いる入力画像の一例である。

【図 5】図 5 は、図 4 に示す画像を入力として、図 3 に示した従来のスペックル除去機能によって取得されるエッジ情報を示した図である。

【図 6】図 6 は、図 4 に示す画像を入力として、図 2 に示した本実施形態に係るスペックル除去機能によって取得されるエッジ情報を示した図である。

【図 7】図 7 は、図 4 に示す画像を入力として、図 3 に示した従来のスペックル除去機能によって最終的に出力される画像を示した図である。

10

【図 8】図 8 は、図 4 に示す画像を入力として、図 2 に示した本実施形態に係るスペックル除去機能によって最終的に出力される画像を示した図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示した図である。

【図 10】図 10 (a)、10 (b) は、第 2 の実施形態に係るスペックル除去機能を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示した図である。

【図 12】図 12 は、複数の三次元画像 (ボリュームレンダリング画像 1 4 a、第 1 の多断面変換表示画像 1 4 b、第 2 の多断面変換表示画像を 1 4 c) をモニター 1 4 に同時に表示する形態の一例を示した図である。

【図 13】図 13 は、本実施形態に係るスペックル除去処理の流れを示した図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、第 1 実施形態乃至第 4 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。

【0010】

(第 1 実施形態)

以下、第 1 の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。

30

【0011】

図 1 は、本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 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4、スキャンコンバータ 2 5、スペックル除去処理ユニット 2 6、制御プロセッサ (CPU) 2 8、内部記憶部 2 9、インタフェース部 3 0 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0012】

超音波プローブ 1 2 は、超音波送受信ユニット 2 1 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材等を有している。当該超音波プローブ 1 2 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 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブ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。

40

【0013】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 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 1 1 にとりこむための各

50

種スイッチ、ボタン、トラックボール 13 s、マウス 13 c、キーボード 13 d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。

【0014】

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

【0015】

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、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。

10

【0016】

なお、超音波送信ユニット 21は、制御プロセッサ 28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0017】

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。

20

【0018】

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、スキャンコンバータ 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。

30

【0019】

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。得られた血流情報はスキャンコンバータ 25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 14にカラー表示される。

【0020】

スキャンコンバータ 25は、超音波スキャンの走査線信号列を、Bモード処理部 23、ドプラ処理部 24、スペckル除去処理ユニット 26から受け取ったデータを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。スキャンコンバータ 25は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該スキャンコンバータ 25に入る以前のデータは、例えば空間的位置毎の振幅値或いは輝度値の集合であり、「RAWデータ」と呼ばれる。

40

【0021】

スペckル除去処理ユニット 26は、制御プロセッサ 28からの制御に基づいて、スキャンコンバージョン前のRAWデータを用いて、後述するスペckル除去機能に従う処理を実行する。

50

【 0 0 2 2 】

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 CPU である。制御プロセッサ 28 は、内部記憶部 29 から画像生成・表示、後述するスペックル除去機能を実行するための専用プログラム等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 2 3 】

内部記憶部 29 は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、スペックル除去機能を実現するための専用プログラム、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 29 のデータは、インタフェース回路 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。

10

【 0 0 2 4 】

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

【 0 0 2 5 】

（スペックル除去機能）

20

次に、本超音波診断装置 1 が有するスペックル除去機能について説明する。この機能は、例えばスキャンコンバージョン処理前の画像データ（RAW データ）に対して、エッジ強調及びスペックル除去を実現する非線形異方性拡散フィルタ処理を、大局的な処理から局所的な処理を順次実行する多重解像度解析と組み合わせるものである。このとき、エッジ検出アルゴリズムの入力として、多重解像度解析した高域分解画像データを用いると共に、当該エッジ検出後に実行される拡散処理においては、高域分解画像データより検出されたエッジ情報と低域分解画像データとを用いることで、多重解像度分解と非線形異方性拡散フィルタ処理との相乗効果により、スペックル除去を行う。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、多重解像度分解のレベルの数 n が 3 である場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥することなく、例えば N は 2 以上の自然数であれば、どのような値であってもよい。

30

【 0 0 2 6 】

図 2 は、スペックル除去処理ユニット 26 において実行されるスペックル除去機能に従う処理（スペックル除去処理）の流れを示した図である。同図に示すように、まず、レベル 1 のウェーブレット変換部 261 a は、B モード処理ユニット 23 から入力した画像データ（RAW データ）を多重解像度分解する。なお、ここでの「ウェーブレット変換」は、離散ウェーブレット変換を意味するものとする。また、ウェーブレット変換は多重解像度分解のための例示であり、当該手法に拘泥されない。例えば、ラプラシアン・ピラミッド法など他の手法によって多重解像度分解を実現するようにしてもよい。多重解像度分解の結果、分解後の画像データは、分解前に比べ縦横の長さが半分の低域画像（LL）、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）に分解される。分解された画像データのうち、低域画像（LL）はレベル 2 のウェーブレット変換部 262 a に、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）はレベル 1 の高域レベル制御部 261 b 及び構造テンソル / 拡散テンソル計算部 261 c に、それぞれ出力される。

40

【 0 0 2 7 】

また、レベル 2 のウェーブレット変換部 262 a は、レベル 1 のウェーブレット変換部 261 a から入力した低域画像（LL）を多重解像度分解して低域画像（LL）、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）を取得する。ウェーブレット変換部 262 a は、低域画像（LL）をレベル 3 のウェーブレット変換部 263 a

50

に、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）をレベル2の高域レベル制御部262b及び構造テンソル/拡散テンソル計算部262cに、それぞれ出力する。

【0028】

さらに、レベル3のウェーブレット変換部263aは、レベル2のウェーブレット変換部262aから入力した低域画像（LL）を多重解像度分解して低域画像（LL）、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）を取得する。ウェーブレット変換部263aは、取得した低域画像（LL）を当該レベル3の非線形異方性拡散フィルタ263eに、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）をレベル3の高域レベル制御部263b及び構造テンソル/拡散テンソル計算部263cに出力する。

10

【0029】

なお、レベル3のウェーブレット変換部263aは、処理の高速化のため、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）の三枚の画像をまとめた一枚の画像として構造テンソル/拡散テンソル計算部263cに出力することが好ましい。一枚の画像へまとめる手法の具体例としては、例えば、三枚の画像の絶対値を取ったものを加算した画像、三枚の画像を（絶対値を取らないで）加算した画像、三枚の画像の平均値画像、三枚の画像を所定の重み付けで加算した画像、三枚の画像のうちの幾つかについてのみ絶対値をとって加算した画像（例えば、水平方向高域画像（LH）及び垂直方向高域画像（HL）については絶対値を取らず対角線方向高域画像（HH）のみ絶対値をとって加算した画像）等を挙げることができる。

20

【0030】

次に、レベル3の構造テンソル/拡散テンソル計算部263cは、水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）を用いて、構造テンソル、拡散テンソルを計算する。具体的には、以下の処理が実行される。すなわち、非線形異方性拡散フィルタは以下の偏微分方程式（1）で表される。

【数1】

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[D\nabla I] \quad (1)$$

30

【0031】

Iは処理する画像の画素レベル、 ∇I はその勾配ベクトル（gradient vector）、tは処理にかかわる時刻である。Dは拡散テンソル（Diffusion Tensor）であって、次の式（2）のように表すことができる。

【数2】

$$D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{12} & d_{22} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} R^T \quad (2)$$

【0032】

Rは回転行列であり、拡散テンソルDは、各画素の勾配ベクトルに対し特定の向きとその垂直方向にそれぞれ係数 λ_1 、 λ_2 をかける演算操作を示すことになる。その向きとは検出された画像のエッジの向きであり、係数はエッジの大きさに依存する。

40

【0033】

エッジの大きさと向きを検出するには、一般的に当該画像の構造テンソル（structure tensor）を求め、その固有値と固有ベクトルを算出する。固有値はエッジの大きさに関連付けられ、固有ベクトルはエッジの向きを表す。構造テンソルは次の式（3）ように定義される。

【数 3】

$$S = G_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_{\rho} * I_x^2 & G_{\rho} * (I_x I_y) \\ G_{\rho} * (I_x I_y) & G_{\rho} * I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0034】

ここで I_x , I_y は処理する画像 I の x (水平) 方向・ y (垂直) 方向の空間微分であり、 G は二次元ガウス関数、演算子「 $*$ 」は畳み込みを表す。エッジの大きさと向きの算出は必ずしも上記の方法に厳密に従わなくともよく、処理の第一段階として I_x , I_y を計算するかわりに、ソーベルフィルタ (sobel filter) や、多重解像度分解の高域成分を適用してもよい。

10

【0035】

係数 α_1 , α_2 の計算方法は各診断分野における超音波画像の特性によって異なってくるが、一般的な数式を用意して、いくつかのパラメータによって調整できるようにすれば便利である。

【0036】

またフィルタ自体の計算は、偏微分方程式の数値解析的解法によって行う。すなわち、時刻 t において、ある点における画素とその周囲の例えば 9 点における各画素レベルおよび拡散テンソルの各要素値から、時刻 $t + \Delta t$ におけるその点の新たな画素レベルを求め、次に $t + \Delta t$ を新たな t として、同様の計算を 1 回から数回繰り返す。

20

【0037】

次に、エッジ検出部 263d は、構造テンソル / 拡散テンソル計算部 263c において計算された構造テンソルの各要素から、エッジの大きさ (エッジ情報) を計算する。計算されたエッジ情報は、拡散フィルタ 263e に出力される。また、レベル 3 の高域レベル制御部 263b は、水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH)、及びこれら 3 成分に関するエッジ情報を入力し、これに従って高域レベルを制御する。なお、本実施形態では、エッジ情報は、構造テンソルの固有値に基づく規格化されたエッジの大きさで、それと各高域画像との画素ごとの積をとり、さらにその結果に各高域画像の制御係数をかけているものとする。他の例としては、エッジの大きさに閾値を設定して閾値以上をエッジとみなし、エッジ以外の領域に各高域画像の制御係数をかける方法もある。このようにして処理された 3 枚の高域画像は、拡散フィルタ 263e 及びウェーブレット逆変換部 263f に出力される。

30

【0038】

次に、レベル 3 の拡散フィルタ 263e は、高域レベル制御部 263b からの 3 枚の高域画像、エッジ検出部 263d からのエッジ情報、ウェーブレット変換部 263a からの低域画像 (LL) をフィルタリングし、レベル 3 におけるエッジ強調及びスペクル除去が実行された低域画像をウェーブレット逆変換部 263f に出力する。

【0039】

高域レベル制御部 263b は、ウェーブレット変換部 263a から受け取った水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) と、エッジ検出部 263d からのエッジ情報とを用いて、高域分解画像データの信号レベルを制御した後、当該高域分解画像データをウェーブレット逆変換部 263f へ出力する。

40

【0040】

ウェーブレット逆変換部 263f は、拡散フィルタ 263e から入力した高域画像及び低域画像データと、高域レベル制御部 263b から入力した高域画像データとを用いて、1 枚の画像を再構成する。再構成画像の縦横の長さは、入力画像の 2 倍となる。

【0041】

レベル 3 のウェーブレット逆変換部 263f から出力された再構成画像は、レベル 2 の

50

拡散フィルタ 2 6 2 e へと出力される。レベル 2 においては、このレベル 3 より出力された再構成画像と、ウェーブレット変換部 2 6 2 a から出力される水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) とを用いて、レベル 3 と実質的に同様の処理が実行される。また、レベル 2 のウェーブレット逆変換部 2 6 2 f から出力された再構成画像は、レベル 1 の拡散フィルタ 2 6 1 e へと出力される。レベル 1 においては、このレベル 2 より出力された再構成画像と、ウェーブレット変換部 2 6 1 a から出力される水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) とを用いて、レベル 2、3 と実質的に同様の処理が実行される。これらの処理の結果、最終的に、エッジ強調及びスペckル除去が効率的に施された画像データが、ウェーブレット逆変換部 2 6 1 f において生成され、スキャンコンバータ 2 5 に出力されることになる。

10

【0042】

スキャンコンバータ 2 5 は、合成画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。生成された超音波画像は、モニター 1 4 において所定の形態で表示される。

【0043】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の効果を、従来技術と比較しながら説明する。

【0044】

図 3 は、従来の超音波診断装置が有するスペckル除去機能を説明するための図である。同図に示すように、従来においては、非線形異方性拡散処理の入力として、多重解像度分解した低域画像 (LL)、若しくは、より下位の多重解像度分解画像に非線形拡散処理を施した画像を用いている。そのため、非線形異方性拡散処理内部で行われるエッジ検出処理において検出されるエッジはより大局的なエッジが強調されて抽出される傾向にあり、元画像から受ける感覚的なエッジとは必ずしも一致したものにはならない。従って、結果的に得られる画像に違和感が出る場合がある。また、下位の処理が上位のエッジ検出処理に影響を及ぼすため、下位のスペckル除去を効果的に施すことが難しい。

20

【0045】

これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置では、エッジ検出アルゴリズムの入力として、多重解像度解析した高域分解画像データを用いると共に、当該エッジ検出後に実行される拡散処理においては、高域分解画像データより検出されたエッジ情報と低域分解画像データとを用いることで、多重解像度分解と非線形異方性拡散フィルタ処理との相乗効果により、スペckル除去を行う。従って、エッジ検出処理を施す画像が元画像により近い画像になり、より感覚と一致するエッジ検出およびエッジ強調が可能となる。また、同時に下位の非線形異方性拡散処理と上位のエッジ検出処理が切り離されることにより、より効果的に下位のスペckル除去を施すことが可能となる。

30

【0046】

図 4 は、スペckル除去機能に用いる入力画像の一例である。図 5 は、図 4 に示す画像を入力として、図 3 に示した従来のスペckル除去機能によって取得されるエッジ情報を示した図である。図 6 は、図 4 に示す画像を入力として、図 2 に示した本実施形態に係るスペckル除去機能によって取得されるエッジ情報を示した図である。図 7 は、図 4 に示す画像を入力として、図 3 に示した従来のスペckル除去機能によって最終的に出力される画像を示した図である。図 8 は、図 4 に示す画像を入力として、図 2 に示した本実施形態に係るスペckル除去機能によって最終的に出力される画像を示した図である。

40

【0047】

図 5 と図 6 とを比較して解るように、本実施形態に係るスペckル除去機能によって取得されるエッジ情報の方が、従来に比して顔部のエッジ強調等がより自然に行われている。また、図 7 と図 8 とを比較して解るように、従来に比して、より感覚と一致するエッジ検出およびエッジ強調が可能となり、胎児の顔表面等に出現する比較的大きな構造部位の不自然なエッジ強調を抑制することができる。また、下位の非線形異方性拡散処理において、詳細なエッジ情報を抑制することがなくなるため、より効果的に下位のスペckル除

50

去を施すことが可能となる。従って、胎児の指等の比較的細かな構造部位のエッジを好適に強調することができると共に、スペックルが細かく、組織の境界面がより明瞭なスペックル除去処理を実現することができる。その結果、高画質な診断画像を提供することができ、画像診断の質の向上に寄与することができる。

【0048】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、二次元画像データ(RAWデータ)に対してスペックル除去処理を実行する例を示した。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置1は、三次元ボリュームデータ(RAWデータ)に対して、スペックル除去処理を実行する場合について説明する。

10

【0049】

図9は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。図1と比較した場合、ボリュームデータ生成部31をさらに具備する点、及びスペックル除去処理ユニット26がボリュームデータ生成部31からのボリュームデータに対してスペックル処理を行う点異なる。

【0050】

ボリュームデータ生成部31は、Bモード処理ユニット23から受け取ったBモード画像データを用いて、Bモードボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成部31は、ドブラ処理ユニット24から受け取ったドブラモードデータを用いて、ドブラモード画像ボリュームデータを生成する。

20

【0051】

三次元画像処理部32は、ボリュームデータ生成部31から受け取るボリュームデータ、又はスペックル除去処理ユニット26から受け取るスペックル除去処理されたBモードボリュームデータに対して、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)等の所定の画像処理を行う。

【0052】

図10(a)、10(b)は、本実施形態に係るスペックル除去機能を説明するための図である。同図に示すように、ボリュームデータの断面のうち、超音波プローブ12を用いて実行される超音波走査の対象領域(超音波走査領域)の中心軸に交差し互いに垂直に交わる2つの面をA面及びB面と定義し、中心軸およびA面・B面に垂直な面をC面と定義する。

30

【0053】

ボリュームデータ生成部31から受け取るBモードボリュームデータは、A面に平行なm個の平面 A_0 、 A_1 、 \dots 、 A_{m-1} の集合(すなわち、A面に平行な二次元画像データの集合)と捉えることができる。スペックル除去処理部26は、A面に平行な全ての二次元画像データに対して、第1の実施形態で述べたスペックル除去処理を施すことで、当該Bモードボリュームデータに対するスペックル除去処理を実行する。

【0054】

三次元画像処理部32は、スペックル除去処理部26からスペックル除去処理されたBモードボリュームデータを、さらにボリュームデータ生成部31からドブラボリュームデータを受け取り、これらに基づいてボリュームレンダリング等の画像処理を実行する。当該画像処理によって生成された三次元画像データは、スキャンコンバータ25において一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換され、モニター14において所定の形態で表示される。

40

【0055】

本実施形態に係る超音波診断装置では、Bモードボリュームデータを構成する二次元画像データの全てにスペックル除去処理を施すことで、当該Bモードボリュームデータ全体に対して、第1の実施形態で示したスペックル除去処理を実行することができる。その結果、A面のみならずB面・C面についてもスペックル除去された超音波画像を取得するこ

50

とができる。特に、滑らかさが要求されるC面においては、スペックルが細かく、組織の境界面がより明瞭になり、三次元空間全体で効果的なスペックル除去が実現できる。

【0056】

(第3の実施形態)

第2の実施形態では、三次元画像処理前のBモードボリュームデータに対して、第1の実施形態に係るスペックル除去処理を実行する例を示した。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置1は、三次元画像処理後の画像データに対してスペックル除去処理を実行する場合について説明する。

【0057】

図11は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。図9と比較した場合、スペックル除去処理ユニット26が三次元画像処理部32からの画像データに対してスペックル処理を行う点が異なる。

10

【0058】

図12は、複数の三次元画像(ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14c)をモニター14に同時に表示する形態の一例を示した図である。

【0059】

スペックル除去処理ユニット26は、三次元画像処理部32から受け取った三次元画像データに対して、例えば第1の実施形態で述べたスペックル処理を実行する。このとき、例えば図12に示す表示形態を採用する場合、ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14cの少なくとも一つの画像にスペックル除去処理をかけることができる。なお、当然ながら、三次元画像処理部32から受け取る三次元画像データは、上記ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14cの例に拘泥されない。例えば、サーフェスレンダリング(surface rendering)や最大値投影表示など他のレンダリング・再構成処理によって得られる三次元画像データに対しても、本スペックル処理を実行することができる。

20

【0060】

(第4の実施形態)

第4の実施形態に係る超音波診断装置では、異なる信号の流れによるスペックル除去機能について説明する。すなわち、第1乃至第3の実施形態においては、一段下の階層からの出力データ、エッジ検出部からのエッジ情報、高域レベル制御部からの高域画像を入力とし、エッジ強調及びスペックル除去が実行された高域画像、低域画像を生成してウェーブレット逆変換し、一段上の階層に出力する構成であった。これに対し、第4の実施形態に係る超音波診断装置では、最下層以外の各層においては、各階層におけるウェーブレット変換で得られる低域画像(LL)、エッジ検出部からのエッジ情報、構造テンソル/拡散テンソル計算部において計算された拡散テンソルの各要素を入力とし、エッジ強調及びスペックル除去が実行された低域画像を生成し、一段下の階層に出力する構成を採用する。

30

【0061】

なお、第1乃至第3の実施形態において示したスペックル除去機能と、当該第4の実施形態に係るスペックル除去機能とのいずれを採用するかは、例えば診断対象を基準として選択される。また、以下の説明においては、二次元画像データ(RAWデータ)に対してスペックル除去処理を実行する場合を例とする。しかしながら、第2、第3の実施形態において説明したとおり、三次元ボリュームデータ(RAWデータ)、RAWデータを用いた画像処理後の画像データを用いることも可能である。

40

【0062】

図13は、本実施形態に係るスペックル除去処理の流れを示した図である。同図に示すように、まず、レベル1のウェーブレット変換部261aは、Bモード処理ユニット23から入力した画像データ(RAWデータ)を多重解像度分解する。多重解像度分解の結果、分解後の画像データは、分解前に比べ縦横の長さが半分の低域画像(LL)、水平方向高

50

域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) に分解される。分解された画像データのうち、低域画像 (LL) は拡散フィルタ 2 6 1 e に、水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) はレベル 1 の高域レベル制御部 2 6 1 b 及び構造テンソル / 拡散テンソル計算部 2 6 1 c に、それぞれ出力される。

【 0 0 6 3 】

次に、レベル 1 の構造テンソル / 拡散テンソル計算部 2 6 1 c は、水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH) を用いて、構造テンソル、拡散テンソルを計算する。エッジ検出部 2 6 3 1 は、構造テンソル / 拡散テンソル計算部 2 6 1 c において計算された構造テンソルの各要素から、エッジの大きさ (エッジ情報) を計算する。計算されたエッジ情報は、拡散フィルタ 2 6 1 e に出力される。また、レベル 1 の高域レベル制御部 2 6 1 b は、水平方向高域画像 (LH)、垂直方向高域画像 (HL)、対角線方向高域画像 (HH)、及びこれら 3 成分に関するエッジ情報を入力し、これに従って高域レベルを制御する。

10

【 0 0 6 4 】

次に、レベル 1 の拡散フィルタ 2 6 1 e は、構造テンソル / 拡散テンソル計算部において計算された拡散テンソルの各要素、エッジ検出部 2 6 1 d からのエッジ情報を用いて、ウェーブレット変換部 2 6 1 a から入力された低域画像 (LL) をフィルタリングし、レベル 1 におけるエッジ強調及びスペckル除去が実行された低域画像をレベル 2 のウェーブレット変換部 2 6 2 a に出力する。

【 0 0 6 5 】

20

レベル 2 においては、レベル 1 から出力された低域画像を用いて、レベル 1 と同様の処理が実行される。また、レベル 3 では、レベル 2 から出力された低域画像を用いて、第 1 の実施形態で説明したレベル 3 での処理と同様の処理が実行される。

【 0 0 6 6 】

レベル 3 のウェーブレット逆変換部 2 6 3 f は、拡散フィルタ 2 6 3 e から入力した低域画像データと、高域レベル制御部 2 6 3 b から入力した高域画像データとを用いて、1 枚の画像を再構成する。再構成画像の縦横の長さは、入力画像の 2 倍となる。

【 0 0 6 7 】

レベル 3 のウェーブレット逆変換部 2 6 3 f から出力された再構成画像は、レベル 2 のウェーブレット逆変換部 2 6 2 f へと出力される。ウェーブレット逆変換部 2 6 2 f は、ウェーブレット逆変換部 2 6 3 f から入力した再構成画像と、高域レベル制御部 2 6 2 b から入力した高域画像データとを用いて、1 枚の画像を再構成する。さらに、ウェーブレット逆変換部 2 6 1 f は、ウェーブレット逆変換部 2 6 2 f から入力した再構成画像と、高域レベル制御部 2 6 1 b から入力した高域画像データとを用いて、1 枚の画像を再構成する。これらの処理の結果、最終的に、エッジ強調及びスペckル除去が効率的に施された画像データが、ウェーブレット逆変換部 2 6 1 f において生成され、スキャンコンバータ 2 5 に出力されることになる。

30

【 0 0 6 8 】

スキャンコンバータ 2 5 は、合成画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。生成された超音波画像は、モニター 1 4 において所定の形態で表示される。

40

【 0 0 6 9 】

以上述べた構成によっても、効果的にスペckル除去を施すことが可能となる。その結果、比較的細かな構造部位のエッジを好適に強調することができると共に、スペckルが細かく、組織の境界面がより明瞭なスペckル除去処理を実現することができる。

【 0 0 7 0 】

なお、上記各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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

50

【0071】

(1) 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。

【0072】

(2) 上記第2の実施形態においては、スペックル除去処理を行う断面を、超音波走査領域の中心軸に交差する面とした。しかしながら、当該例に拘泥されず、三次元空間の任意の断面にスペックル除去処理を行うことができる。

10

【0073】

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。

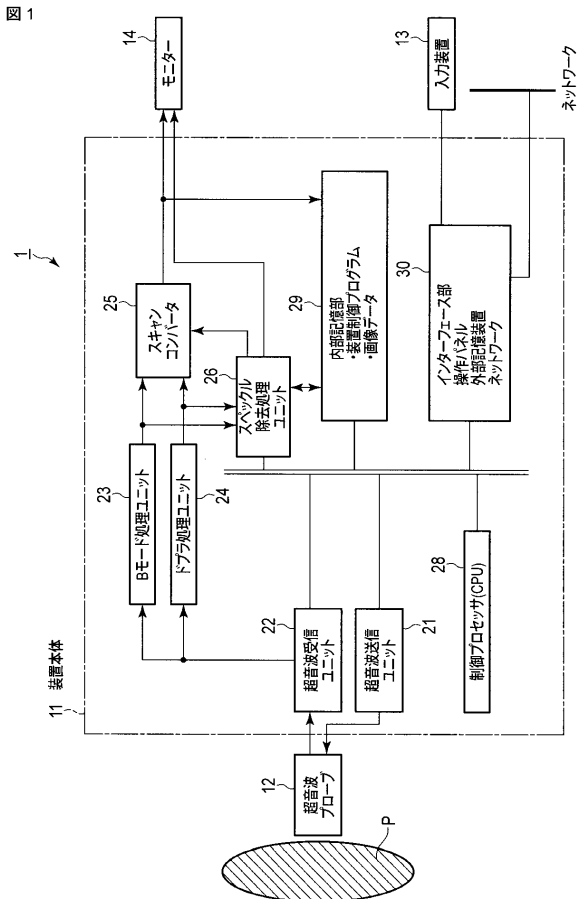
【符号の説明】

【0074】

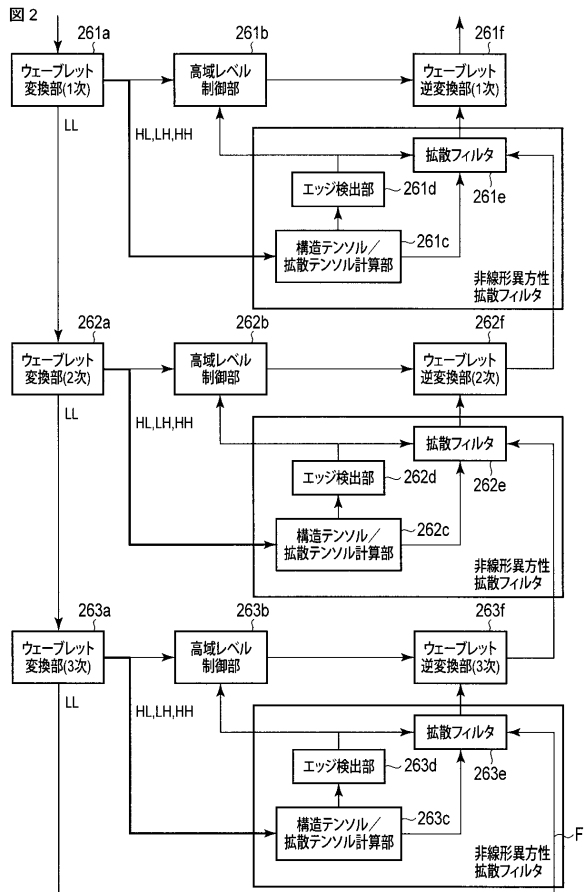
10...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...スキャンコンバータ、26...スペックル除去処理ユニット、28...制御プロセッサ、29...内部記憶部、30...インタフェース部、31...ボリュームデータ生成部、32...三次元画像処理部

20

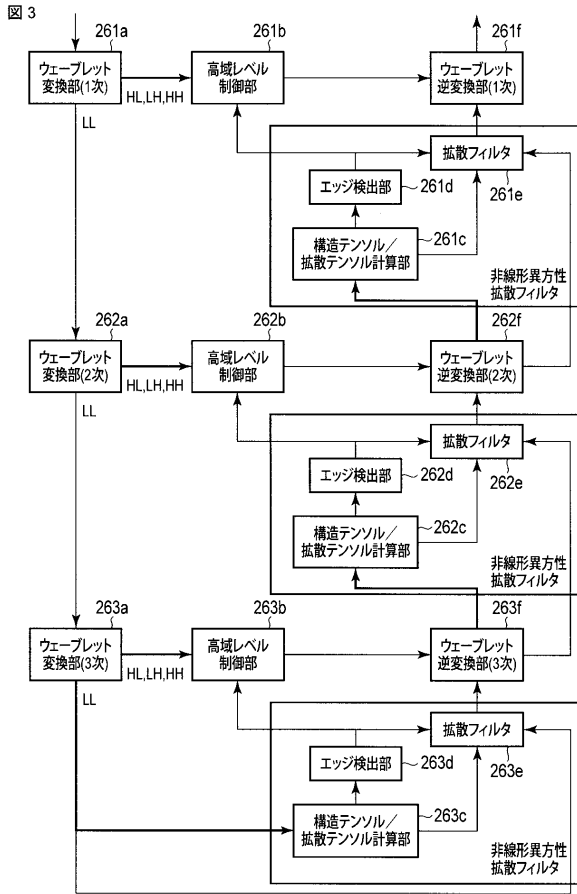
【図1】



【図2】

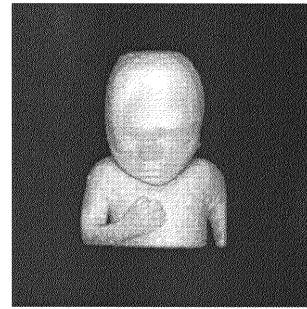


【 図 3 】



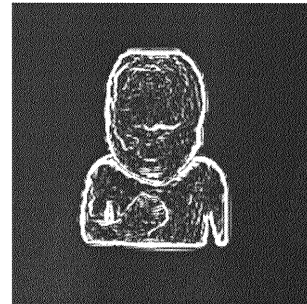
【 図 4 】

図 4



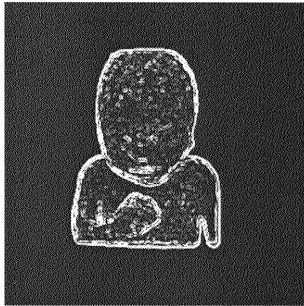
【 図 5 】

図 5



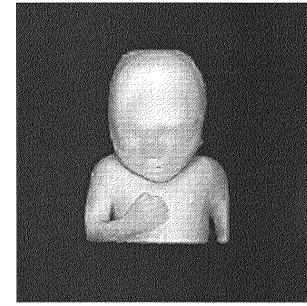
【 図 6 】

図 6



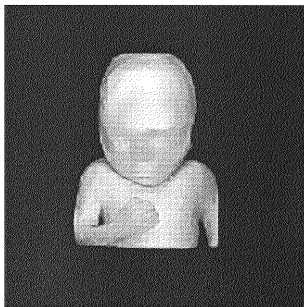
【 図 8 】

図 8



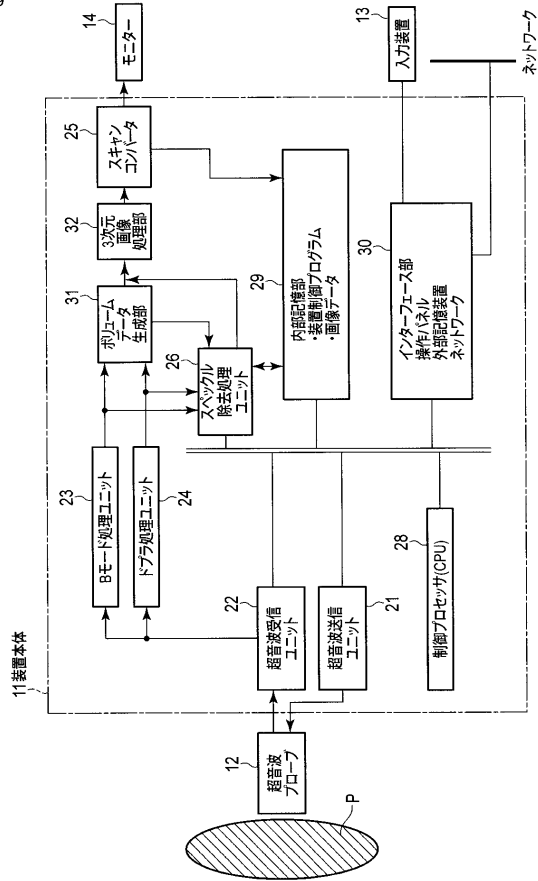
【 図 7 】

図 7



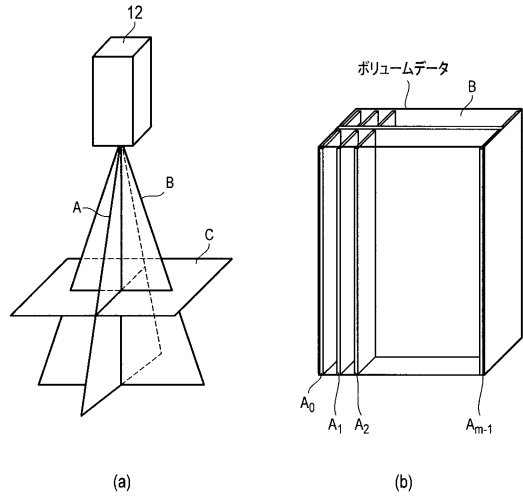
【 図 9 】

図 9



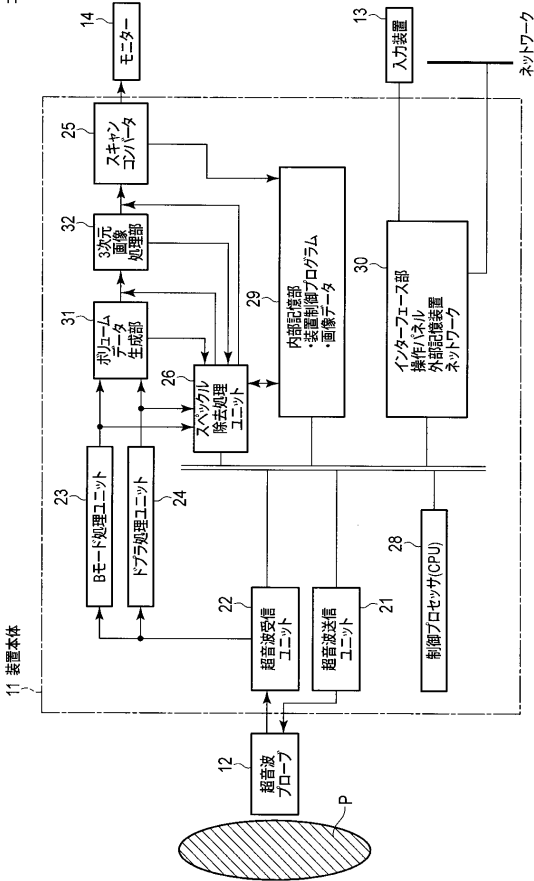
【 図 10 】

図 10



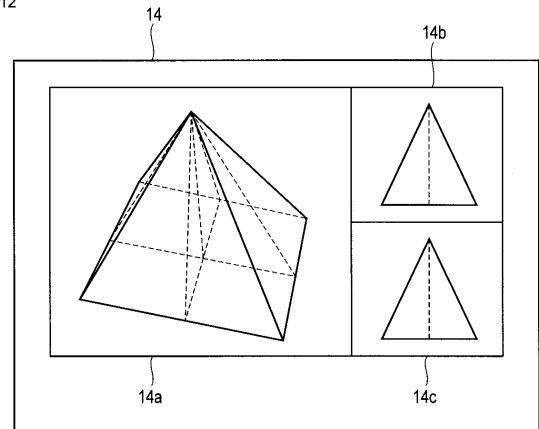
【 図 11 】

図 11

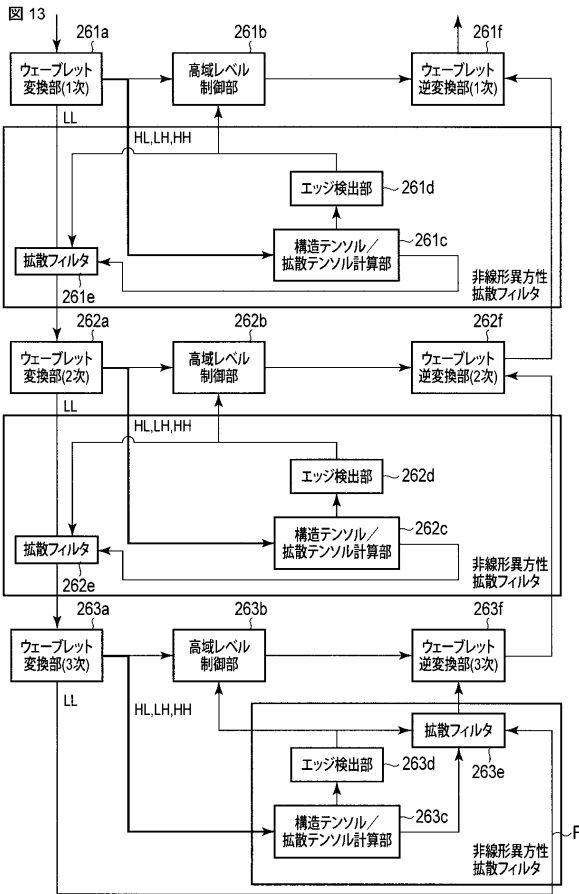


【 図 12 】

図 12



【 図 1 3 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (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 100158805
弁理士 井関 守三
- (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 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本社内
- (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本社内
- (72)発明者 鷲見 篤司
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD09 EE04 JB33 JB49 JC20 JC25 JC28 KK21
5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE03 CE06
CG05 CH09 DB02 DB09 DC16

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	JP2012050816A	公开(公告)日	2012-03-15
申请号	JP2011172357	申请日	2011-08-05
[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 鷺見篤司		
发明人	西原 財光 今村 智久 鷺見 篤司		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/20		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/483 G01S7/52074 G01S7/52077 G01S15/8979 G01S15/8993 G06T5/003 G06T2207/10136 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/20192 G06T2207/30044		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/20.B A61B8/14 G06T5/00.710 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE04 4C601/BB33 4C601/BB49 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC28 4C601/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CG05 5B057/CH09 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC16 5L096/AA09 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA06 5L096/FA26 5L096/GA55 5L096/GA59		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
优先权	2010176733 2010-08-05 JP		
其他公开文献	JP5835994B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：抑制出现在胎儿的面部表面上的相对较大的结构部分的不自然的边缘增强，并适当强调诸如胎儿手指的相对较细的结构部分的边缘。 解决方案：超声图像数据按层次进行多分辨率分解，从第一级到第n级（自然数为2或更大）分解为低频分解图像数据，从第一级到第n级分解为高频分解图像。 获取数据，使用每层中的高频分解图像数据计算滤波系数，然后使用该滤波系数将非线性各向异性扩散滤波器应用于下一个较低层的输出数据或低频分解图像数据。 然后，从高频分解图像数据为每一层生成信号的边缘信息，并基于每一层的边缘信息为每一层控制高频分解图像数据的信号电平，并输出滤波单元的输出数据。 可替代地，来自下一个较低层的输出数据和高频电平控制单元的输出数据被分层地多分辨率合成。 [选型图]图1

図 1

