

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5049773号
(P5049773)

(45) 発行日 平成24年10月17日(2012.10.17)

(24) 登録日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-338276 (P2007-338276)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成19年12月27日(2007.12.27)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2009-153918 (P2009-153918A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成21年7月16日(2009.7.16)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成22年11月25日(2010.11.25)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(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	100075672 弁理士 峰 隆司

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、超音波画像処理プログラム

(57) 【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手段と、

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手段と、

一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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手段と、

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手段と、

前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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ことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【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、ラプラシアン・ピラミッド法であ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 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生データであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項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、

前記分解手段は、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。

10

【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、

前記分解手段は、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】

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手段と、

20

一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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手段と、

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手段と、

前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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手段と、

30

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 8】

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、

一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタ処理を実行させると共に、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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、

40

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、

前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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させる合成機能と、

を具備す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】

50

本発明は、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、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムに関するものであり、特に、画像データに含まれるスペckル除去に関する。

【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。

10

【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ckルが生成される。このスペckル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。

20

【0004】

そのひとつに、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、各レベルで分解した画像の高域成分に閾値、重み付けなどの処理を行う方法がある。この手法では、スペckルは除去されるものの、得られる画像が人工的な感じになるという問題点がある。

【0005】

そこで、各レベルで分解した画像のエッジを検出し、画素ごとにエッジの向きを算出し、エッジの接線方向に平滑化、法線方向に鮮明化のフィルタを施す方法が提案されている（特許文献1参照）。しかし、この場合においても、平滑化・鮮明化は固定フィルタのため、性能に限界がある。

30

【0006】

一方、非線形異方性拡散フィルタ（Nonlinear Anisotropic Diffusion Filter）によってスペckルを除去する方法も提案されている（非特許文献1参照）。しかし、非線形異方性拡散フィルタは、偏微分方程式を解いて算出する作業を必要とするため、演算処理に時間がかかるという問題点がある。また、非線形異方性拡散フィルタ単体では、ある程度スペckルを低減する効果があるものの、十分でないという問題点もある。

【特許文献1】特開2006-116307号参照

【非特許文献1】K.Z. Abd-Elmoniem, A.M. Youssef, and Y.M. Kadah, "Real-Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement in Ultrasound Imaging via Nonlinear Anisotropic Diffusion", IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 49, NO. 9, Sep. 2002

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記2つの手法は、いずれも処理する対象が2次元の超音波画像であって、画像の座標系が送受信系から表示系に変換されたスキャンコンバージョン処理後であり、なおかつ表示される手前で処理されることが前提とされている。この場合には、例えばBモード画像にカラーDプラ画像を重ねて表現される画像のBモード画像のみを処理するような場合に困難を生ずる。また、最近の表示系は高解像度化している。このため、スキャンコンバージョン処理後では高解像度のために多数のピクセルを処理しなければならず、処理の高速

50

化に不利となる。さらに上記従来例は超音波画像データがボリュームデータである場合については、具体的な提案をしていない。

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、2次元又は3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、超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。

【0010】

請求項1に記載の発明は、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手段と、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手段と、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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手段と、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手段と、前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

請求項7に記載の発明は、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手段と、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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手段と、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手段と、前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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である。

【0012】

請求項8に記載の発明は、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、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における前記低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタ処理を実行させると共に、前記一段下の階層からの出力データ又は前記最も下位の階層における前記低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、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、前記各階層において得られる、前記フィルタリング手段の出力データ及び前記高域レベル制御手段の出力データ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させる合成機能と、を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0013】

以上述べた本発明によれば、２次元又は３次元超音波画像データのスペck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、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】

【００１４】

以下、本発明の第１実施形態乃至第３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。

【００１５】

（第１実施形態）

以下、本発明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。

【００１６】

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、スキャンコンバータ２５、スペckル除去処理ユニット２６、制御プロセッサ（ＣＰＵ）２８、内部記憶部２９、インタフェース部３０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。

【００１７】

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。

【００１８】

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１３s、マウス１３c、キーボード１３d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。

【００１９】

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。

【００２０】

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。

【００２１】

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アア

10

20

30

40

50

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 2 】

超音波受信ユニット 2 2 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 1 2 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。

【 0 0 2 3 】

B モード処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 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 2 5 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 1 4 に表示される。

【 0 0 2 4 】

ドプラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 1 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 2 5 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 1 4 にカラー表示される。

【 0 0 2 5 】

スキャンコンバータ 2 5 は、超音波スキャンの走査線信号列を、B モード処理部 2 3、ドプラ処理部 2 4、スペckル除去処理ユニット 2 6 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 2 5 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 2 5 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、「生データ」と呼ばれる。

【 0 0 2 6 】

スペckル除去処理ユニット 2 6 は、制御プロセッサ 2 8 からの制御に基づいて、スキャンコンバージョン前の生データを用いて、後述するスペckル除去機能に従う処理を実行する。

【 0 0 2 7 】

制御プロセッサ 2 8 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手段である。制御プロセッサ 2 8 は、内部記憶部 2 9 から画像生成・表示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

内部記憶部 2 9 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ckル除去機能を実現するためのプログラム、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 2 6 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 2 9 のデータは、インタフェース回路 3 0 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。

【 0 0 2 8 】

インタフェース部 3 0 は、入力装置 1 3、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 3 0 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 9 】

10

20

30

40

50

(スペックル除去機能)

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、スキャンコンバージョン処理前の画像データ(生データ)を階層的に多重解像度分解して、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し、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における低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するフィルタリングを施す。また、各階層の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前記階層毎に制御すると共に、各階層において得られる、非線形異方性拡散フィルタの出力データ及び高域レベル制御の出力データを階層的に多重解像度合成することで、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。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、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 2 6 1 a は、B モード処理ユニット 2 3 から入力した画像データ(生データ)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、本発明の技術的思想は、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 2 6 2 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)は高域レベル制御部 2 6 1 b に、それぞれ出力される。

【 0 0 3 1 】

また、レベル 2 のウェーブレット変換部 2 6 2 a は、レベル 1 のウェーブレット変換部 2 6 1 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)を取得し、低域画像(LL)をレベル 2 のウェーブレット変換部 2 6 3 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)は高域レベル制御部 2 6 2 b に、それぞれ出力する。

【 0 0 3 2 】

さらに、レベル 2 のウェーブレット変換部 2 6 3 a は、レベル 2 のウェーブレット変換部 2 6 2 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)を取得し、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 2 6 3 c 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)は高域レベル制御部 2 6 3 b に、それぞれ出力する。

【 0 0 3 3 】

次に、レベル 3 の非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c は、低域画像(LL)にフィルタリングし、当該フィルタリング後の低域画像(LL)をウェーブレット逆変換部 2 6 3 d に出力する。また、レベル 3 の非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c は、低域画像(LL)に基づくエッジ情報も生成し、ウェーブレット逆変換部 2 6 3 d に出力する。

【 0 0 3 4 】

ここで、非線形異方性拡散フィルタについて説明する。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。

10

20

30

40

50

【数 1】

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

【0035】

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) ように表すことができる。

【数 2】

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

10

【0036】

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。

【0037】

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】

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

20

【0038】

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_{ρ} は 2 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。

30

【0039】

係数 λ_1 、 λ_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。

【0040】

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 + Δt におけるその点の新たな画素レベルを求め、次に t + Δt を新たな t として、同様の計算を 1 回から数回繰り返す。

40

【0041】

図 3 は、非線形異方性拡散フィルタ 263c (又は 261c、262c) のフィルタ処理の手順を示すフローチャートである。同図に示すように、非線形異方性拡散フィルタ 263c は、入力した低域画像 (LL) を x、y 方向に微分し (ステップ S1)、構造テンソル s_{11} 、 s_{12} 、 s_{22} を計算する (ステップ S2)。なお、ステップ S2 における計算には、ガウスフィルタの計算も含まれる。

【0042】

50

次に、非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c は、構造テンソルの各要素からエッジの大きさを計算する（ステップ S 3）。この計算結果は、後段の偏微分方程式計算及び高域レベル制御部 2 6 3 b（又は 2 6 2 b、2 6 1 b）での処理に利用される。

【 0 0 4 3 】

次に、非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c は、構造テンソルの各要素に基づいて、非線形異方性拡散フィルタの偏微分方程式の数値解析に用いられる各係数を計算する（ステップ S 4）。なお、当該ステップにおいては、構造テンソルの計算も含まれ、また、処理の効率化のため、エッジの大きさも計算に用いられる。

【 0 0 4 4 】

次に、非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c は、1 回、または数回の偏微分方程式の数値解析的計算を繰り返し実行する（ステップ S 5）。当該計算によって得られた結果は、ウェーブレット逆変換部 2 6 3 d（又は 2 6 1 d、2 6 2 d）に出力される。

【 0 0 4 5 】

次に、図 2 に示す様に、レベル 3 の高域レベル制御部 2 6 3 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。なお、本実施形態では、エッジ情報は、前記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 枚の高域画像はウェーブレット逆変換部 2 6 3 d に入力される。

【 0 0 4 6 】

ウェーブレット逆変換部 2 6 3 d は、非線形異方性拡散フィルタ 2 6 3 c からの低域画像（LL）と、高域レベル制御部 2 6 3 b からの水平方向高域画像（LH）、垂直方向高域画像（HL）、対角線方向高域画像（HH）とから、1 枚の合成画像を形成する。合成画像の縦横の長さは、入力画像の 2 倍となる。

【 0 0 4 7 】

レベル 3 のウェーブレット逆変換部 2 6 3 d から出力された合成画像は、レベル 2 の非線形異方性拡散フィルタ 2 6 2 c に入力され、レベル 3 と同様のフィルタリング処理がなされた後、ウェーブレット逆変換部 2 6 2 d の低域画像入力へ送出される。一方、ウェーブレット変換部 2 6 2 a から出力され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）は、高域レベル制御部 2 6 2 b においてレベル 3 と同様の高域レベル制御がなされ、ウェーブレット逆変換部 2 6 2 d の高域画像入力へ送出される。ウェーブレット逆変換部 2 6 2 d はレベル 3 と同様に 1 枚の低域画像と 3 枚の高域画像から 1 枚の合成画像データを形成する。

【 0 0 4 8 】

また、レベル 2 のウェーブレット逆変換部 2 6 2 d から出力された合成画像は、レベル 1 の非線形異方性拡散フィルタ 2 6 1 に入力され、レベル 2、3 と同様のフィルタリング処理がなされた後、ウェーブレット逆変換部 2 6 1 d の低域画像入力へ送出される。一方、ウェーブレット変換部 2 6 1 a から出力され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）は、高域レベル制御部 2 6 1 b においてレベル 2、3 と同様の高域レベル制御がなされ、ウェーブレット逆変換部 2 6 1 d の高域画像入力へ送出される。ウェーブレット逆変換部 2 6 1 d はレベル 2、3 と同様に 1 枚の低域画像と 3 枚の高域画像から 1 枚の合成画像データを形成する。

【 0 0 4 9 】

以上述べた処理によって形成された合成画像データは、スペックル除去処理ユニット 2 6 からスキャンコンバータ 2 5 に送出される。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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

(効果)

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 1 】

本超音波診断装置によれば、スキャンコンバージョン処理前の画像データ(生データ)を階層的に多重解像度分解して、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し、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における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、一段下の階層からの出力データ又は最も下位の階層における低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するフィルタリングを施す。また、各階層の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前記階層毎に制御すると共に、各階層において得られる、非線形異方性拡散フィルタの出力データ及び高域レベル制御の出力データを階層的に多重解像度合成することで、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。従って、それぞれのフィルタのみを適用するよりも、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。

10

【 0 0 5 2 】

また、本超音波診断装置によれば、画像を多重解像度分解によって画像を縮小してから非線形異方性拡散フィルタを適用している。従って、原画像に直接非線形異方性拡散フィルタをかける場合と比較して処理面積(処理対象となるデータ量)を減少させることができる。その結果、計算に時間のかかる非線形異方性拡散フィルタのより高速な処理を実現することができる。

20

【 0 0 5 3 】

また、本超音波診断装置によれば、スペックル除去処理はBモード画像のみを処理するため、Bモード画像にカラードブラ画像を重ねても当該処理がカラードブラ画像に影響を与えない。従って、画像処理や画像表示における自由度を制限することなく、また、表示系の解像度が高くなっても処理速度に影響を与えずに、高品質なスペックル除去を実現することができる。

【 0 0 5 4 】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、2次元画像データ(生データ)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、3次元ボリュームデータ(生データ)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。

30

【 0 0 5 5 】

図4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が異なる。

【 0 0 5 6 】

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。

40

【 0 0 5 7 】

3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。

50

【0058】

図5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。

【0059】

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。

10

【0060】

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。

【0061】

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、3次元空間全体で効果的なスペックル除去が実現できる。

20

【0062】

（第3の実施形態）

以上のように第2の実施形態は3次元のボリュームデータに、3次元画像処理前に本発明を適用する例を示したが、以降、第3の実施形態として、3次元画像処理後の3次元表示に対して本発明を適用する例を示す。

30

【0063】

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。

【0064】

図6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4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。

40

【0065】

図7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。

【0066】

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7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

50

から受け取る三次元画像データは、上記ポリウ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。

【0067】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0068】

(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。

【0069】

(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、3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。

【0070】

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】

【0071】

以上本発明によれば、2次元又は3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、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】

【0072】

【図1】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。

【図2】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処理の流れを示した図である。

【図3】図3は、非線形異方性拡散フィルタ263c(又は261c、262c)のフィルタ処理の手順を示すフローチャートである。

【図4】図4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5】図5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6】図6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7】図7は、複数の3次元的画像(ポリウ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。

【符号の説明】

【0073】

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...ポリウムデータ生成部、32...三次元画像処理部

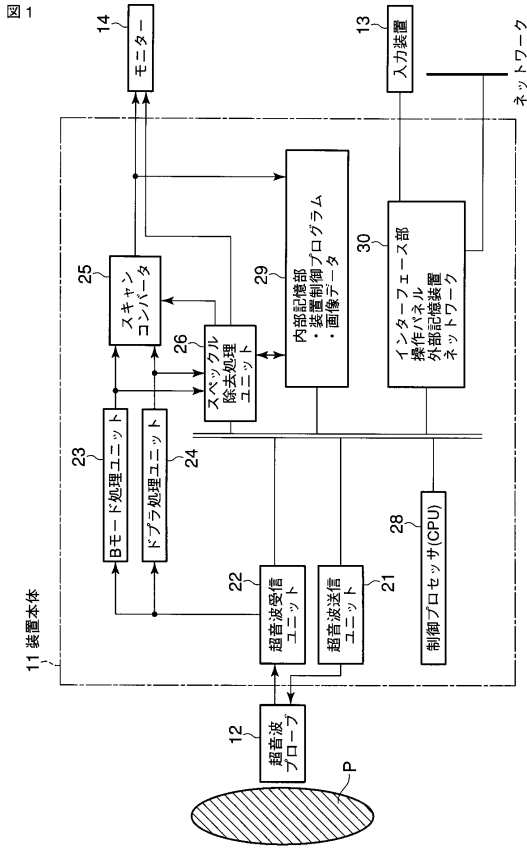
10

20

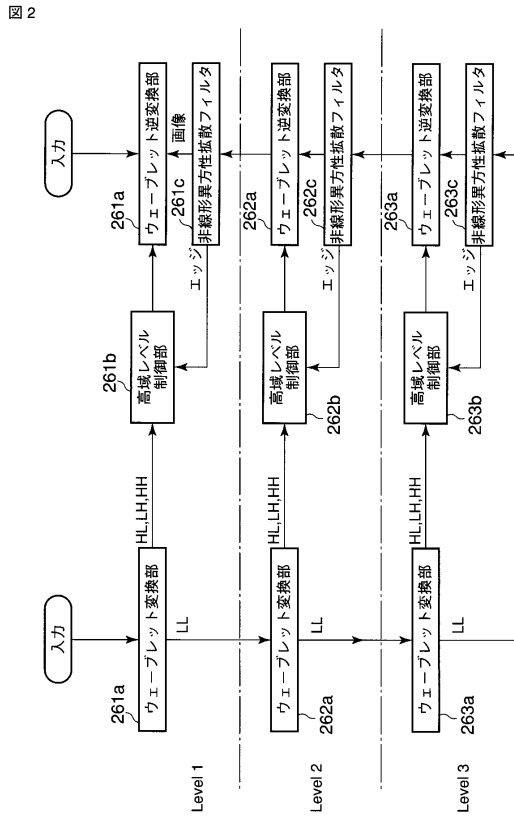
30

40

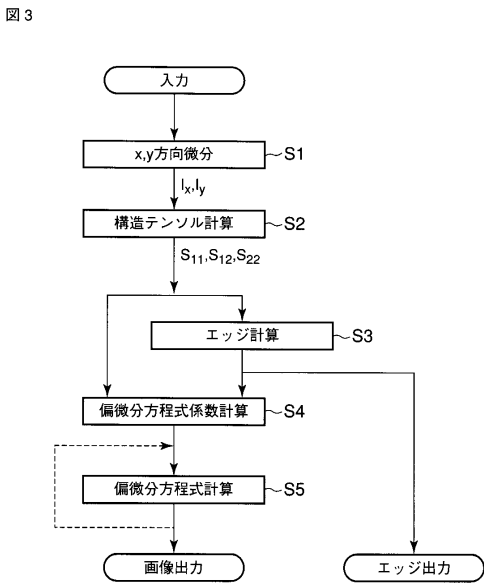
【図1】



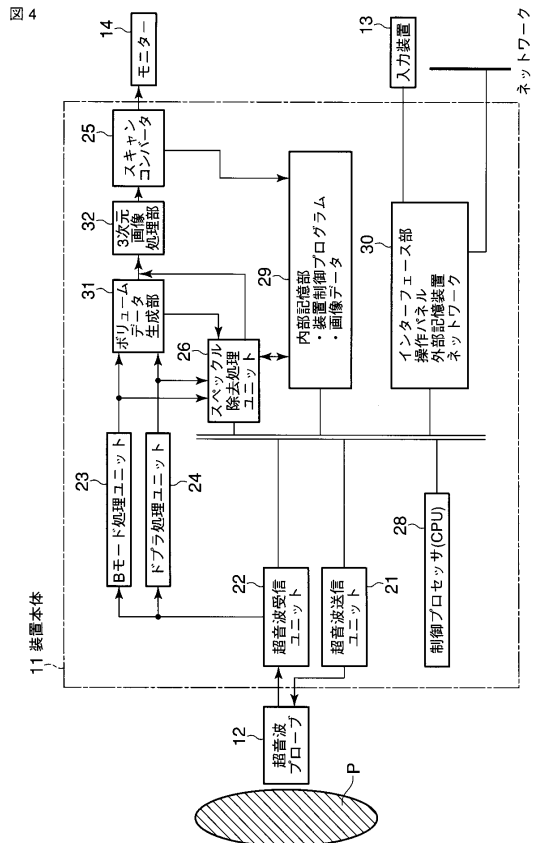
【図2】



【図3】

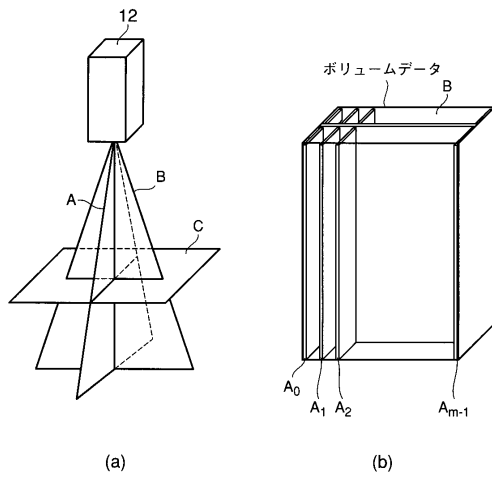


【図4】



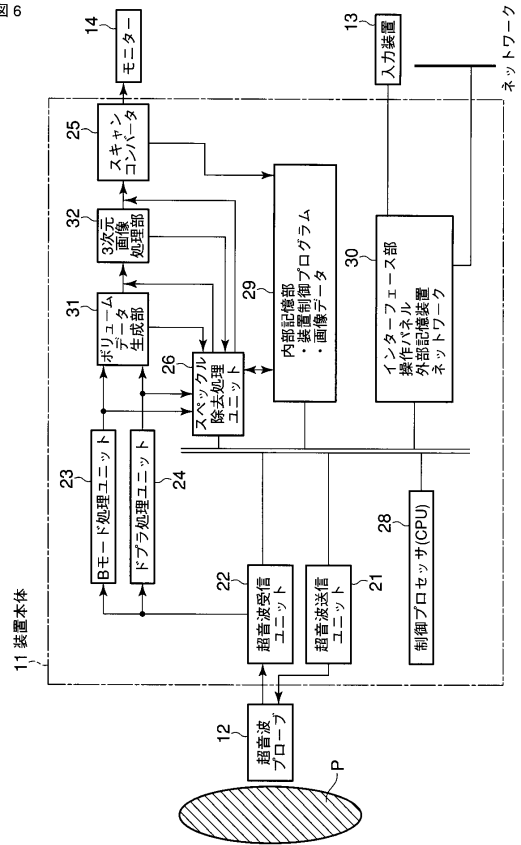
【図5】

図5



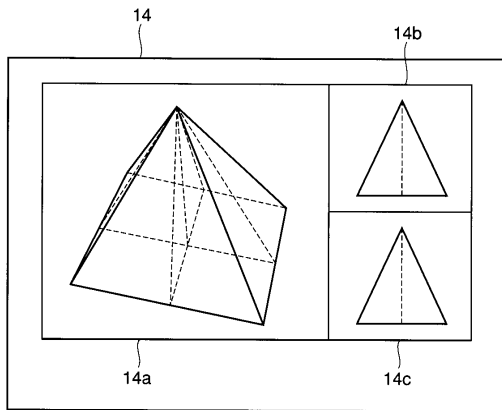
【図6】

図6



【図7】

図7



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 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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (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
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 大住 良太
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社内
- (72)発明者 佐藤 武史
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社内

審査官 富永 昌彦

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I)

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置，超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5049773B2	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	JP2007338276	申请日	2007-12-27
[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 佐藤武史		
发明人	大住 良太 佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆 山下元		
其他公开文献	JP2009153918A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够更有效且高速地去除二维或三维超声图像数据中的斑点。ZOLUTION：超声诊断设备在扫描转换处理之前将图像数据分层地分解为多分辨率，以获得从第一级到第n级的图像数据的低分辨率区域以及图像数据的高分辨率区域：利用非线性各向异性扩散滤波，应用来自底层的图像数据的一个等级 - 低层或低分辨率区域的输出数据；根据来自底层的图像数据的一个等级 - 低等级或低分辨率区域的输出数据，应用每个层次的信号的过滤生成边缘信息。该装置还基于每个层次的边缘信息来控制每个层次的图像数据的高分辨率区域的信号电平；并且通过多分辨率分层地合成输出数据，通过非线性各向异性扩散过滤以及通过在每个层次中获得的高区域级控制的输出数据。Z

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