

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5586375号  
(P5586375)

(45) 発行日 平成26年9月10日(2014.9.10)

(24) 登録日 平成26年8月1日(2014.8.1)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00  
**G 0 6 T 1/00 (2006.01)** G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-181201 (P2010-181201)	(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
(22) 出願日	平成22年8月13日(2010.8.13)	(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
(65) 公開番号	特開2011-56249 (P2011-56249A)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成23年3月24日(2011.3.24)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
審査請求日	平成25年7月12日(2013.7.12)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(31) 優先権主張番号	特願2009-187819 (P2009-187819)	(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
(32) 優先日	平成21年8月13日(2009.8.13)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する超音波プローブと、

前記走査の為の送信波として、第1の画像を取得する為の第1の送信波を生成する第1の送信波生成部と、

前記走査の為の送信波として、前記第1の画像より感度又は分解能が優れた第2の画像を取得する為の第2の送信波を生成する第2の送信波生成部と、

前記第1の送信波による走査で取得した前記第1の画像、及び前記第2の送信波による走査で取得した前記第2の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第1の画像と前記第2の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算部と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第1の画像と前記第2の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理は、ウェーブレット変換、ステーションナリ・ウェーブレット変換、及びピラミッド変換の何れかの変換を行う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】

前記フィルタ演算部による前記所定のフィルタ演算は、各解像度毎における前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との間の対応する各々の係数同士の加算平均処理、又は、所定の解像度よりも低解像度の係数については前記第 1 の画像の比率を高くした加算平均処理且つ所定の解像度よりも高解像度の係数については前記第 2 の画像の比率を高くした加算平均処理であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 4】

前記フィルタ演算部による前記所定のフィルタ演算は、所定の解像度よりも低解像度の前記係数については前記第 1 の画像の係数を用い、所定の解像度よりも高解像度の前記係数については前記第 2 の画像の係数を用いたフィルタ演算であ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 5】

前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像は、前記第 1 の送信波と前記第 2 の送信波とをフレーム交互に切り替えて走査して得られた画像であ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 6】

前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像は、前記第 1 の送信波と前記第 2 の送信波とをラスタ毎に切り替えて走査して得られた画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 7】

多重解像度解析部により処理後であって且つ前記フィルタ演算部による処理前に、前記第 2 の画像からエッジの位置情報を抽出し、該抽出したエッジ情報に基づいて前記第 1 の画像の各係数にエッジ強調処理或いはエッジ保存平滑化フィルタ処理を行うエッジ処理部を更に具備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 8】

前記第 1 の送信波の波連長は、前記第 2 の送信波の波連長よりも長い波連長であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 9】

前記被検体中の毛細血管には造影剤バブルが注入されており、前記感度とは前記造影剤バブルの検出能であ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 10】

前記第 1 の送信波生成部により生成される前記第 1 の送信波の生成本数は、前記第 2 の送信波生成部により生成される前記第 2 の送信波の生成本数の略  $1/2$  であ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 11】

被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

40

前記被検体に対して、所定の送信波を送信する送信部と、

前記送信波が送信された前記被検体で反射した超音波を、複数の受信周波数及び受信帯域で受信することにより、第 1 の画像と、前記第 1 の画像より感度又は分解能が優れた第 2 の画像と、を取得する受信部と、

前記受信部により取得した前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算部と、

50

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第1の画像と前記第2の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する超音波プローブと、

前記走査の為の送信波として、振幅変調法を用いた第1の画像の生成に関する第1の送信波を生成する第1の送信波生成部と、

前記走査の為の送信波として、位相変調法を用いた第2の画像の生成に関する第2の送信波を生成する第2の送信波生成部と、

前記第1の送信波による走査で取得した前記第1の画像、及び前記第2の送信波による走査で取得した前記第2の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第1の画像と前記第2の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算部と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第1の画像と前記第2の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項13】

被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

前記被検体に対し超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する機能と、

前記走査の為の送信波として、第1の画像を取得する為の第1の送信波を生成する第1の送信波生成機能と、

前記走査の為の送信波として、前記第1の画像より感度又は分解能が優れた第2の画像を取得する為の第2の送信波を生成する第2の送信波生成機能と、

前記第1の送信波による走査で取得した前記第1の画像、及び前記第2の送信波による走査で取得した前記第2の画像について、所定の変換処理によって多重解像度解析を行う多重解像度解析機能と、

前記多重解像度解析機能による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第1の画像と前記第2の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算機能と、

前記フィルタ演算機能による演算結果について、前記所定の変換処理の逆変換処理を行って、前記第1の画像と前記第2の画像との合成画像を生成する逆変換機能と、

をコンピュータに実現させるプログラム。

【請求項14】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する機能と、

前記走査の為の送信波として、振幅変調法を用いた第1の画像の生成に関する第1の送信波を生成する第1の送信波生成機能と、

前記走査の為の送信波として、位相変調法を用いた第2の画像の生成に関する第2の送信波を生成する第2の送信波生成機能と、

10

20

30

40

50

前記第 1 の送信波による走査で取得した前記第 1 の画像、及び前記第 2 の送信波による走査で取得した前記第 2 の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析機能と、

前記多重解像度解析機能による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算機能と、

前記フィルタ演算機能による演算結果について、前記多重解像度解析機能による変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換機能と、

をコンピュータに実現させるプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して組織像又はパブル像を取得して表示する超音波診断装置及び該超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムに関し、特に、視認性を向上させる為の画像処理を行う超音波診断装置及び該超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置が一般医療分野で広く使われている。超音波診断装置によれば、超音波プローブを被検体の体表面に当接させるだけの簡単な操作で、例えば被検体における心臓の拍動や胎児の動き等をリアルタイムで視認することができる。また、超音波診断装置は人体に対する安全性が高いとされており、繰り返し使用して検査を行うことができる。

20

【0003】

さらには、超音波診断装置は、X線診断装置、CT装置、及びMRI装置等の他の医用画像診断装置に比べてシステム規模が小さい。従って、例えばベッドサイドへ移動させての検査も容易に行うことができる。具体的には、超音波診断装置は、その有する機能の種類によっても異なるが、例えば小型な装置としては例えば片手で持ち運べる程度の装置が開発されている。

30

【0004】

このように、超音波診断装置は、放射線等により被曝の影響がないことや、小型な装置であることから、例えば在宅医療等においても使用することができる。

【0005】

ところで、超音波診断装置においては、被検体内で媒質や小さな生体組織等により超音波の反射及び散乱が同時に生じることに起因する所謂スペckルノイズ (speckle noise) の問題が存在する。このスペckルノイズによって、映像の画質が落ちるだけでなく、観察しようとする身体器官と背景との境界などの重要な形態の表示において正確性が落ちる。このようなスペckルノイズは、超音波診断装置により取得した映像を用いた映像解釈、器官認識等の分野で大きな障害になっている。

40

【0006】

この問題を解決する為に、例えば特許文献 1 には次のような技術が開示されている。

【0007】

すなわち、特許文献 1 には、(a) 2次元超音波入力映像を多重解像度で構成される複数の映像でN(正の整数)レベルに分解 (decomposition) する段階; (b) 上記分解された映像で各ピクセルの特性を判定する段階; (c) 上記ピクセル特性に基づいて分解された映像に対して画質改善処理を実施する段階; (d) 上記分解された映像に対して1レベル合成 (composition) を実施する段階; 及び (e) 上記合成された映像の大きさが上記2次元超音波映像の大きさと同一になるまで上記 (b) ~ (d) 段階を反復して実施する段階から成る技術が開示されている。具体的には、前記 (a)

50

の段階で用いる多重解像度分析には、ウェーブレット変換 (wavelet transform) を用いている。

【0008】

この特許文献1に開示された技術によれば、スペックルノイズが除去される為、超音波診断装置により取得する映像の画質が改善される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2006-116307号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

ところで、超音波診断装置によれば、超音波プローブから被検体内部へ超音波を送信し、被検体内部からの反射信号を受信して画像化する為、超音波が被検体内を伝播する過程において超音波が散乱したり、減衰したりする等の問題がある。すなわち、被検体内における深部ほど、超音波診断装置による映像化は困難となる。

【0011】

具体的には、例えば、超音波の送信波形の波連長が短い場合には距離分解能は優れているが、波連長が長い場合に比べて深部感度が劣る。また、超音波の周波数が高いほど空間分解能が優れるが、超音波の伝播中の減衰の程度も高くなる為に深部感度が低くなる。

20

【0012】

同様のことは、造影超音波検査についても言える。造影超音波検査の場合、造影バブルの検出感度は診断において勿論重要であるが、高い空間分解能で造影バブルを細かく視認できることも、病変の辺縁情報の視認し易さ等の理由で、臨床的には重要なポイントである。

【0013】

上述したように、超音波診断装置においては、取得する映像の感度と分解能とが所謂トレードオフの関係にあり、両者を両立させることが非常に困難である。

【0014】

なお、特許文献1に開示されている技術は、このような問題を解決する技術ではない。

30

【0015】

本発明は、前記の事情に鑑みて為されたものであり、感度(輝度)と分解能(視認性)とを両立する映像を取得することができる超音波診断装置及び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】

【0016】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様による超音波診断装置は、被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する超音波プローブと、

40

前記走査の為の送信波として、第1の画像を取得する為の第1の送信波を生成する第1の送信波生成部と、

前記走査の為の送信波として、前記第1の画像より感度又は分解能が優れた第2の画像を取得する為の第2の送信波を生成する第2の送信波生成部と、

前記第1の送信波による走査で取得した前記第1の画像、及び前記第2の送信波による走査で取得した前記第2の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第1の画像と前記第2の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算

50

を行うフィルタ演算部と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

上記の目的を達成するために、本発明の第 2 の態様による超音波診断装置は、被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

前記被検体に対して、所定の送信波を送信する送信部と、

前記送信波が送信された前記被検体で反射した超音波を、複数の受信周波数及び受信帯域で受信することにより、第 1 の画像と、前記第 1 の画像より感度又は分解能が優れた第 2 の画像と、を取得する受信部と、

前記受信部により取得した前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算部と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

上記の目的を達成するために、本発明の第 3 の態様による超音波診断装置は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置であって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する超音波プローブと、

前記走査の為の送信波として、振幅変調法を用いた第 1 の画像の生成に関する第 1 の送信波を生成する第 1 の送信波生成部と、

前記走査の為の送信波として、位相変調法を用いた第 2 の画像の生成に関する第 2 の送信波を生成する第 2 の送信波生成部と、

前記第 1 の送信波による走査で取得した前記第 1 の画像、及び前記第 2 の送信波による走査で取得した前記第 2 の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析部と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算部と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記多重解像度解析部による変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換部と、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

上記の目的を達成するために、本発明の第 4 の態様によるプログラムは、被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

前記被検体に対し超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する機能と、

前記走査の為の送信波として、第 1 の画像を取得する為の第 1 の送信波を生成する第 1 の送信波生成機能と、

10

20

30

40

50

前記走査の為の送信波として、前記第 1 の画像より感度又は分解能が優れた第 2 の画像を取得する為の第 2 の送信波を生成する第 2 の送信波生成機能と、

前記第 1 の送信波による走査で取得した前記第 1 の画像、及び前記第 2 の送信波による走査で取得した前記第 2 の画像について、所定の変換処理によって多重解像度解析を行う多重解像度解析機能と、

前記多重解像度解析部による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算機能と、

前記フィルタ演算部による演算結果について、前記所定の変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換機能と、

をコンピュータに実現させることを特徴とする。

10

#### 【 0 0 2 0 】

上記の目的を達成するために、本発明の第 5 の態様によるプログラムは、

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波により走査して超音波画像を取得する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

前記被検体に対して超音波を送信し且つ当該被検体内で反射した超音波を受信する機能と、

前記走査の為の送信波として、振幅変調法を用いた第 1 の画像の生成に関する第 1 の送信波を生成する第 1 の送信波生成機能と、

前記走査の為の送信波として、位相変調法を用いた第 2 の画像の生成に関する第 2 の送信波を生成する第 2 の送信波生成機能と、

20

前記第 1 の送信波による走査で取得した前記第 1 の画像、及び前記第 2 の送信波による走査で取得した前記第 2 の画像について、所定の変換処理により多重解像度解析を行う多重解像度解析機能と、

前記多重解像度解析機能による前記所定の変換処理によって取得した各解像度の各係数毎に、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との対応する各々の係数同士で所定のフィルタ演算を行うフィルタ演算機能と、

前記フィルタ演算機能による演算結果について、前記多重解像度解析機能による変換処理の逆変換処理を行って、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との合成画像を生成する逆変換機能と、

30

をコンピュータに実現させる。

#### 【発明の効果】

#### 【 0 0 2 1 】

本発明によれば、感度（輝度）と分解能（視認性）とを両立する映像を取得することができる超音波診断装置及びプログラムを提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 2 2 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図である。

【図 2】本一実施形態に係る超音波診断装置 10 における前記画像生成回路 24 による画像合成処理の原理を示す図である。

40

【図 3】フレーム交互に送信波の切り替えを行なって画像 a と画像 b とを取得し、連続する 2 フレーム間で上述の画像合成処理を行って合成画像 c を生成する処理を説明する図である。

【図 4】ラスタ毎に送信波の切り替えを行って画像 a と画像 b とを取得し、ラスタ毎に画像合成処理を行って合成画像 c を生成する処理を説明する図である。

【図 5】変形例に係る超音波診断装置のシステム構成の一例を示す図である。

【図 6】スペckル除去処理ユニットにおいて実行されるスペckル除去機能に従う処理（スペckル除去処理）の流れを示す図である。

【図 7】非線形異方性拡散フィルタによるフィルタ処理の手順のフローチャートを示す図

50

である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

図1は、本一実施形態に係る超音波診断装置10のシステム構成を示すブロック図である。同図に示すように、超音波診断装置10は、超音波プローブ12と、入力装置13と、モニタ14と、送受信ユニット21と、Bモード処理ユニット22と、ドプラ処理ユニット23と、画像生成回路24と、制御プロセッサ25と、内部記憶装置26と、インターフェイス29と、記憶部30と、位置センサユニット31と、を具備する。

【0024】

なお、前記送受信ユニット21等は、集積回路などのハードウェアで構成してもよいし、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムとして構成しても勿論よい。

10

【0025】

前記超音波プローブ12は、前記送受信ユニット21からの駆動信号に基づいて、被検体Pとの間で照射・反射される超音波信号の送受波を担うデバイス(探触子)であり、電気/機械可逆の変換素子としての圧電セラミック等の圧電素子で形成されている。この超音波プローブ12は、例えばアレイ状に配列される複数の圧電素子を先端部に装備したフェーズドアレイタイプのもので構成される。これにより、超音波プローブ12は、供給されるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体のスキャン領域内の所望方向に送信し、且つ被検体から反射してきた超音波信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

20

【0026】

なお、超音波プローブ12は、例えば被検体に対して三次元走査が可能な二次元アレイプローブ(超音波振動子がマトリックス状に配置されたプローブ)であるとする。しかしながら、例えば超音波プローブ12を一次元アレイプローブ(超音波振動子が一方向に沿って配置されたプローブ)とし、手動方式、機械方式、拡散ビーム方式によって三次元走査を行う構成としても勿論よい。

【0027】

前記入力装置13は、当該超音波診断装置10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、等を当該超音波診断装置10に取り込む為のトラックボール13aと、各種スイッチ13bと、を有する。

30

【0028】

前記モニタ14は、画像生成回路24によって生成されたビデオ信号に基づいて、例えば生体内の形態学的情報や血流情報等の画像を表示する。

【0029】

前記送受信ユニット21は、不図示のパルサ回路と、遅延回路と、トリガ発生回路と、アンプ回路と、A/D変換器と、加算器と、を有する。前記パルサ回路は、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を繰り返し発生する。前記遅延回路は、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を、各レートパルスに与える。前記トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、前記超音波プローブ12に駆動パルスを印加する。前記アンプ回路は、前記超音波プローブ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。前記A/D変換器は、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る。前記加算器は、加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調し、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームを形成する。

40

【0030】

なお、前記送受信ユニット21は、制御プロセッサ25の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行する為に、送信周波数及び送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。

50

## 【0031】

前記Bモード処理ユニット22は、前記送受信ユニット21から出力されたエコー信号に対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさによって表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路24に出力され、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14に表示される。

## 【0032】

前記ドブラ処理ユニット23は、速度情報を周波数解析し、その解析結果を被検体内の血流又は組織の移動速度情報を担う信号として、画像生成回路24へ出力する。

## 【0033】

前記画像生成回路24は、前記Bモード処理ユニット22及び前記ドブラ処理ユニット23からの出力信号を、表示座標へ座標変換し、Bモード像及びCFM(カラー・フロー・マッピング)像に関する各種画像処理及び合成処理を行い、更にこれらの画像に基づいて各種の定量解析や計測を行い、それらの結果を示す情報を画像上に付加する等の画像処理を行い、その結果得られた画像信号をTV用のスキャン信号に変換してビデオ信号としてモニタ14に出力する。

10

## 【0034】

なお、三次元走査によるマルチプレーン表示(異なる断面に関する複数の超音波画像の表示)を実行する場合には、画像生成回路24は、三次元走査によって得られる複数断面の画像を、所定の形態にて順次又は同時に表示するための画像データを生成する。

## 【0035】

前記制御プロセッサ25は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、当該超音波診断装置10の動作を統括的に制御する制御手段である。この制御プロセッサ25は、必要に応じて内部記憶装置26から画像生成・表示等を実行する為の制御プログラムを読み出し、該制御プログラムを自身が所有するメモリ領域上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

20

## 【0036】

前記内部記憶装置26は、所定のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行する為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、及びその他のデータ群が記憶している。なお、この内部記憶装置26に記憶されているデータは、前記インターフェイス29を経由して外部周辺装置へ転送することも可能である。

30

## 【0037】

前記インターフェイス29は、入力装置13、ネットワーク、及び外部記憶装置(不図示)等との接続の為のインターフェイスである。なお、当該超音波診断装置10によって取得した超音波画像等のデータや解析結果等は、このインターフェイス29によって、ネットワークを介して他の装置等に転送可能である。

## 【0038】

前記記憶部30は、当該超音波診断装置10によって収集された画像及びネットワークを介して取得した各種画像を記憶する画像メモリ30aと、当該超音波診断装置10を機能させる為のソフトウェアを格納するソフトウェア格納部30bと、を有する。

40

## 【0039】

前記位置センサユニット31は、前記超音波プローブ12の位置及び向きを検出する為のセンサユニットである。

## 【0040】

ところで、本一実施形態においては、互いに異なる複数種類の送信波による走査で取得した画像を合成処理する。図2は、本一実施形態に係る超音波診断装置10における前記画像生成回路24による画像合成処理の原理を示す図である。ここでは2つの画像すなわち画像aと画像bとを合成する場合を例に、前記画像合成処理について説明する。

## 【0041】

まず、感度重視の画像である画像aを取得する為に比較的波連長の長い波形を送信波形

50

の送信波として用いる。そして、第2高調波の帯域のみをバンドパスフィルタで取り出し、画像aを得る。なお、位相変調の技術(Phase inversion, Phase Modulation, Phase Subtraction等と称される)を用いることで、第2高調波を感度良く受信することも可能である。

【0042】

続いて、比較的波連長の短い送信波形の送信波を用いて、画像aと同様に、第2高調波帯域を映像化することで、分解能重視の画像である画像bを得る。このとき送信シーケンスとしては、画像a取得の為の送信波の送信と、画像b取得の為の送信波の送信と、をフレーム交互で切り替える。なお、ラスト交互に送受信を切り替えても勿論よい。

【0043】

そして、各々のスキャンによって取得された画像は、各々のスキャン条件で前記画像生成回路24によって座標変換された後、連続する2つの画像に対して、多重解像度解析を行う。すなわち、例えばLレベル(例えば2, 3程度)の2次元離散ウェーブレット変換を行う。以下、具体的に説明する。

【0044】

ここでは、画像a及び画像bの多重解像度解析を行う為にレベル3の2次元離散ウェーブレット変換を行う場合を例に説明する。

【0045】

すなわち、まずレベル1の2次元離散ウェーブレット変換でA1(Approximation), H1(Horizontal detail), V1(Vertical detail), D1(Diagonal detail)のウェーブレット係数に分解する。

【0046】

次に、A1を更に2次元離散ウェーブレット変換することで、A2, H2, V2, D2を得る。更に、A2を2次元離散ウェーブレット変換することで、A3, H3, V3, D3を得る。以上の処理を、画像a及び画像bの双方においてそれぞれ行う。

【0047】

ここで、対応するウェーブレット係数同士で所定の演算を行うことで、新しい係数を作成する。前記所定の演算としては、例えば次のような演算を挙げることができる。

【0048】

すなわち、

$A_3 = A_3 a$  あるいは  $\text{Mean}(A_3 a, A_3 b)$  あるいは  $0.8 * A_3 a + 0.2 * A_3 b$  等のように  $A_3 a$  の比率を上げて加算平均

$H_3 = H_3 b$  もしくは  $H_3 b$  の比率を上げて加算平均

$V_3 = V_3 b$  もしくは  $V_3 b$  の比率を上げて加算平均

$D_3 = D_3 b$  もしくは  $D_3 b$  の比率を上げて加算平均

$H_2 = H_2 b$  もしくは  $H_2 b$  の比率を上げて加算平均

$V_2 = V_2 b$  もしくは  $V_2 b$  の比率を上げて加算平均

$D_2 = D_2 b$  もしくは  $D_2 b$  の比率を上げて加算平均

$H_1 = H_1 b$  もしくは  $H_1 b$  の比率を上げて加算平均

$V_1 = V_1 b$  もしくは  $V_1 b$  の比率を上げて加算平均

$D_1 = D_1 b$  もしくは  $D_1 b$  の比率を上げて加算平均

但し、 $a$  及び  $b$  は、それぞれ画像  $a$ ,  $b$  の係数であることを示している。また、 $\text{Mean}(a, b)$  は、画像  $a$  及び画像  $b$  の係数の平均値を計算する演算である。なお、ここで  $b = 0$  の場合は  $a$  の値を出力し、 $a = 0$  の場合は  $b$  の値を出力することも可能であるとする。

【0049】

上述した演算を行った後、前記係数  $A_3, H_3, V_3, D_3$  を2次元離散逆ウェーブレット変換して係数  $A_2$  を算出する。さらに、前記係数  $A_2, H_2, V_2, D_2$  から2次元離散逆ウェーブレット変換を行って係数  $A_1$  を算出する。そして、前記係数  $A_1, H_1, V_1, D_1$  から2次元離散逆ウェーブレット変換を行って合成画像を得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

ここで、上述した画像合成処理について詳細に説明する。ここでは、2枚のフレームについて各々ウェーブレット係数毎に演算を行う場合を例に説明する。

【 0 0 5 1 】

まず、演算関数をfunc(a1,a2,・・・,aN, M, Level)とする。ここで、a1,a2,・・・,aNは入力データを、M=0はApproximationを、M=1はHorizontal detailを、M=2はVertical detailを、M=3はDiagonal detailを、Levelはウェーブレット展開数を、それぞれ示している。また、idwt2は2次元離散逆ウェーブレット変換を示している。

【 0 0 5 2 】

すると、前記演算は、 10

A(L) = func(A(L,n),A(L,n-1),・・・,A(L,n-k),0,L)

H(L) = func(H(L,n),H(L,n-1),・・・,H(L,n-k),1,L)

V(L) = func(V(L,n),V(L,n-1),・・・,V(L,n-k),2,L)

D(L) = func(D(L,n),D(L,n-1),・・・,D(L,n-k),3,L)

H(L-1) = func(H(L-1,n),H(L-1,n-1),・・・,H(L-1,n-k),1,L-1)

V(L-1) = func(V(L-1,n),V(L-1,n-1),・・・,V(L-1,n-k),2,L-1)

D(L-1) = func(D(L-1,n),D(L-1,n-1),・・・,D(L-1,n-k),3,L-1)

.....

H(1) = func(H(L,n),H(L,n-1),・・・,H(L,n-k),1,1)

V(1) = func(V(L,n),V(L,n-1),・・・,V(L,n-k),2,1) 20

D(1) = func(D(L,n),D(L,n-1),・・・,D(L,n-k),3,1)

A(L-1) = idwt2(A(L),H(L),V(L),D(L))

A(L-2) = idwt2(A(L-1),H(L-1),V(L-1),D(L-1))

.....

A(0) = idwt2(A(1),H(1),V(1),D(1))

として示される。ここで、A(0)が合成処理後の画像である。

【 0 0 5 3 】

ここで、前記演算関数の一例としては、例えば次の様な演算を挙げることができる。すなわち、全てのLevelにおいて、

func(a1,a2,・・・,aN, M, Level) = a 30  
 M = 0  
 func(a1,a2,・・・,aN, M, Level) = a2 30  
 M = 1,2,3

つまり、Approximationに関しては画像aの係数を、それ以外に関しては画像bの係数を用いて演算を行う。なお、画像a及び画像bのうち何れか一方の係数を用いるのではなく、所定の配分比率で加算平均処理を施しても勿論良い。更には、このような加算平均処理の際の配分比率に関しては、ユーザ所望の値に設定可能としてもよい。また、この設定をユーザが行う為の操作部等を設けても勿論よい。

【 0 0 5 4 】

上述したように、Approximationの係数については画像aの係数を用いることで、画像の大まかな輝度分布、構造については画像aから得られることになる。他方、H, V, Dのdetail係数については画像bの情報が反映される為に、見た目の粒の細かさ当は画像bのものを受け継ぐことになる。 40

【 0 0 5 5 】

ここで、例えば図3に示すようにフレーム交互に上述した送信波の切り替えを行なって画像aと画像bとを取得し、連続する2フレーム間で上述の画像合成処理を行って合成画像cを生成する場合は、上述した処理によって生成した合成画像を前記モニタ14に表示させる際に見た目のフレームレートが変わらないという利点がある。

【 0 0 5 6 】

他方、例えば図4に示すようにラスタ毎に送信波の切り替えを行って画像aと画像bとを取得し、ラスタ毎に上述の画像合成処理を行って合成画像cを生成する場合は、この生成した合成画像を前記モニタ14に表示させる際に一フレーム間での時相ズレが少なくな 50

るという利点がある。但し、この場合フレームレートは低下してしまう。

【0057】

このような問題点を克服する為に、例えば画像aと画像bとでラスタ本数を変えることで、フレームレートの低下を抑制することができる。すなわち、画像aに関しては高解像度が要求されない為、送信波ラスタ数を半分程度まで削減しても問題は生じないと言える。

【0058】

なお、上述した例では、各画素毎の係数のみを使用して演算を行ったが、近傍画素の係数を使用して演算を行っても勿論良い。例えば、位置(x,y)にある2枚の画像のAbsMaxの計算方法として、1枚目の画像の(x,y)を含む周囲5×5点の平均値a1を計算し、2枚目の画像の(x,y)を含む周囲5×5点の平均値a2を計算し、a1とa2の絶対値の大きい方の値を(x,y)における出力値としても良い。

10

【0059】

ところで、本一実施形態に係る超音波診断装置による上述した一連の画像合成処理は、プログラム化することで、或いはプログラム化した後当該プログラムを記憶媒体に読み込むことによって、当該超音波診断装置とは独立したソフトウェア製品単体としての販売、配布も容易になり、また本一実施形態に係る技術を他のハードウェア上で利用することも可能となる。

【0060】

以上説明したように、本一実施形態によれば、感度（輝度）と分解能（視認性）とを両立する映像を取得することができる超音波診断装置及びプログラムを提供することができる。

20

【0061】

具体的には、ウェーブレット変換により取得した低周波成分については主として高感度（高輝度）の画像aの係数を出力し、高周波成分については主として高分解能（高視認性）の画像bの係数を出力する演算を行うことで、画像a及び画像b双方の長所を受け継いだ画像を生成することができる。従って、互いに利点が異なる2枚の画像の長所を一枚の画像上で表現できる為、検査効率及び診断効率の向上に寄与する。

【0062】

ところで、前記一実施形態に係る超音波診断装置による上述した画像合成処理に、更にエッジの強調やスペckル低減の為にフィルタ処理を組み合わせた処理を行っても勿論よい。以下、詳細に説明する。

30

【0063】

[変形例]

例えば、特許文献1に開示されているような多重解像度解析と、以下説明するような非線形拡散フィルタと、を組み合わせた処理を上述した画像合成処理前に挿入してもよい。このような処理を行うことで、スペckルが少なくエッジが強調された見やすい画像を生成することができる。

【0064】

以下、本変形例の主な特徴である非線形拡散フィルタによるスペckル除去機能について詳細に説明する。この機能は、前記画像生成回路24による所謂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。

40

【0065】

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

50

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 6 6 】

図 5 は、本変形例に係る超音波診断装置のシステム構成の一例を示す図である。前記一実施形態に係る超音波診断装置との主な相違点は、スペックル除去処理ユニット 4 6 の有無である。

【 0 0 6 7 】

図 6 は、スペックル除去処理ユニット 4 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）の流れを示す図である。

【 0 0 6 8 】

図 6 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 2 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 6 9 】

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 7 0 】

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 7 1 】

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 7 2 】

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。

【数 1】

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

【 0 0 7 3 】

I は処理する画像の画素レベル、 $\nabla I$  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】

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

【0074】

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  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$  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。

10

【0075】

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】

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

20

【0076】

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 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。

【0077】

係数  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$  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。

30

【0078】

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。

【0079】

図 7 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。

40

【0080】

次に、非線形異方性拡散フィルタ 263c 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 S3)。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 263b (又は 262b、261b) での処理に利用される。

【0081】

次に、非線形異方性拡散フィルタ 263c 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

50

プS4)。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。

【0082】

次に、非線形異方性拡散フィルタ263c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S5)。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263d(又は261d、262d)に出力される。

【0083】

次に、図6に示す様に、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、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263dに入力される。

【0084】

ウェーブレット逆変換部263dは、非線形異方性拡散フィルタ263cからの低域画像(LL)と、高域レベル制御部263b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。

【0085】

レベル3のウェーブレット逆変換部263d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262c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262d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262a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262b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262dの高域画像入力へ送出される。ウェーブレット逆変換部262d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。

【0086】

また、レベル2のウェーブレット逆変換部262d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261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261d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261a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261b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261dの高域画像入力へ送出される。ウェーブレット逆変換部261d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。

【0087】

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46から画像生成回路24に送出される。画像生成回路24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14において所定の形態で表示される。

【0088】

以上説明したように、本変形例によれば、前記一実施形態と同様の効果を奏する上に、以下の効果を奏する超音波診断装置及びプログラムを提供することができる。

【0089】

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

10

20

30

40

50

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

## 【0090】

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。

## 【0091】

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プラ画像を重ねても当該処理がカラードプ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。

20

## 【0092】

なお、分解能に優れた画像aではエッジの誤認識の問題があり、上述したフィルタ処理を強くかけられないケースがある。そこで、エッジ情報の抽出については画像間の演算前の画像bから算出し、該算出結果を用いて演算後の画像に対して平滑化フィルタをかけるとよい。これにより、エッジの誤認識等を抑制することができる。

## 【0093】

ところで、以上説明した一実施形態及び変形例においては、多重解像度解析として離散的ウェーブレット変換を用いた。一般的な離散的ウェーブレット変換においては、LPF(Low Pass Filter)とHPF(High Pass Filter)を掛けて、それぞれの出力を半分にダウンサンプリングする。この為、情報量は当該ウェーブレット変換前と後とで変化しない。一方、ウェーブレット縮退で係数を操作した後に逆ウェーブレット変換を行うと、画像においてブロック状のアーティファクトが見える場合がある。

30

## 【0094】

このような事情を鑑みて、多重解像度解析として離散的ウェーブレット変換の代わりに、ステーションナリ(stationary)ウェーブレット変換を用いることが考えられる。

40

## 【0095】

ステーションナリ・ウェーブレット変換ではダウンサンプリングを行わない。この為、例えば2次元画像を扱う場合には1回の変換によって情報量が4倍になってしまうが、ウェーブレット縮退を行った後に逆変換を行っても、上述したようなブロック状のアーティファクトは生じない。

## 【0096】

更には、多重解像度解析として、ウェーブレット変換の代わりにラプラシアン(Laplacian)ピラミッド、RoL(Ratio of low pass)ピラミッド、グラディエント(Gradient)ピラミッド、といった各種のピラミッド変換(Pyramid transform)を用いても良い。

50

## 【 0 0 9 7 】

ウェーブレット変換とピラミッド変換との主な相違点は、ウェーブレット変換が直交変換であるのに対して、ピラミッド変換は必ずしも直交変換ではない点である。しかしながら、ウェーブレット変換と同様、ピラミッド変換によっても多重解像度解析が可能である。

## 【 0 0 9 8 】

なお、上述した周波数コンパウンドによる画像合成処理に、前記一実施形態及び変形例を適用することができる。例えば振幅変調方法を使用する場合、パブルのみを映像化する為に基本波帯域のみを使用することができる。しかしながら、この場合には周波数帯域が狭く分解能が悪い画像になってしまう。そこで、この画像を画像 a とし、二次高調波までを含めた画像を画像 b とし、これら画像 a と画像 b とについて上述した合成処理を施すことで、感度が良く且つ分解能が良く見える画像が得られる。この方法においては、送信波の切り替えを行う必要が無い為、フレームレートの劣化は生じない。

10

## 【 0 0 9 9 】

## 〔 第 2 変形例 〕

ところで、造影超音波検査においては、良好な空間分解能と造影パブルの検出感度が求められると共に、造影パブルと組織との分離能の高さも求められる。本第 2 変形例は、このような事情に鑑みて為されたものである。

## 【 0 1 0 0 】

以下、説明の重複を避ける為に、上述の一実施形態及び第 1 変形例との相違点について説明する。本第 2 変形例に係る超音波診断装置及びプログラムでは、上述の画像 a 及び画像 b を次の処理により取得する。

20

## 【 0 1 0 1 】

画像 a の取得については、所謂 AM (Amplitude Modulation ; 振幅変調) 法として当業者に知られている手法により行う。この AM 法では、前記パルス回路は、レートパルスを繰り返し発生する際に、所定の (例えば 5 kHz の) レート周波数  $f_r$  Hz (周期 ;  $1 / f_r$  秒) で当該レートパルスを振幅変調して繰り返し発生する。

## 【 0 1 0 2 】

この AM 法は、造影パブルと組織との分離能に優れた方法であり、また深部感度についても優れている。

30

## 【 0 1 0 3 】

画像 b の取得については、所謂 PM (Phase Modulation ; 位相変調) 法として当業者に知られている手法により行う。この PM 法では、前記パルス回路は、レートパルスを繰り返し発生する際に、所定の (例えば 5 kHz の) レート周波数  $f_r$  Hz (周期 ;  $1 / f_r$  秒) で当該レートパルスを位相変調して繰り返し発生する。

## 【 0 1 0 4 】

この PM 法は、空間分解能に優れた方法である。しかしながら、この PM 法は、造影パブルと組織との分離能については優れていない方法であるとされている。

## 【 0 1 0 5 】

本第 2 変形例では、上述の一実施形態及び第 1 変形例と同様に、例えば画像 a 取得の為の送信波の送信と、画像 b 取得の為の送信波の送信と、をフレーム交互またはラスタ毎に切り替える。このようにして取得した AM 法による画像 a と PM 法による画像 b とに対して多重解像度解析を行い、さらに合成処理を行う。

40

## 【 0 1 0 6 】

以上説明したように、本第 2 変形例によれば、上述の一実施形態に係る超音波診断装置及びプログラムと同様の効果を奏する上に、次の効果を奏する超音波診断装置及びプログラムを提供することができる。

## 【 0 1 0 7 】

すなわち、本第 2 変形例によれば、感度 (輝度) と分解能 (視認性) とを両立した上で、造影パブルと組織との分離能も良好な超音波診断装置及びプログラムを提供することが

50

できる。

【0108】

なお、取得する画像間の時間差を小さくする為に、画像bを取得する為のスキャンに比べて少ないラスタ数で画像aを取得する為のスキャンを行ってもよい。また、画像aと画像bとの合成比率を変える為のUIを設けてもよい。

【0109】

さらに、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

10

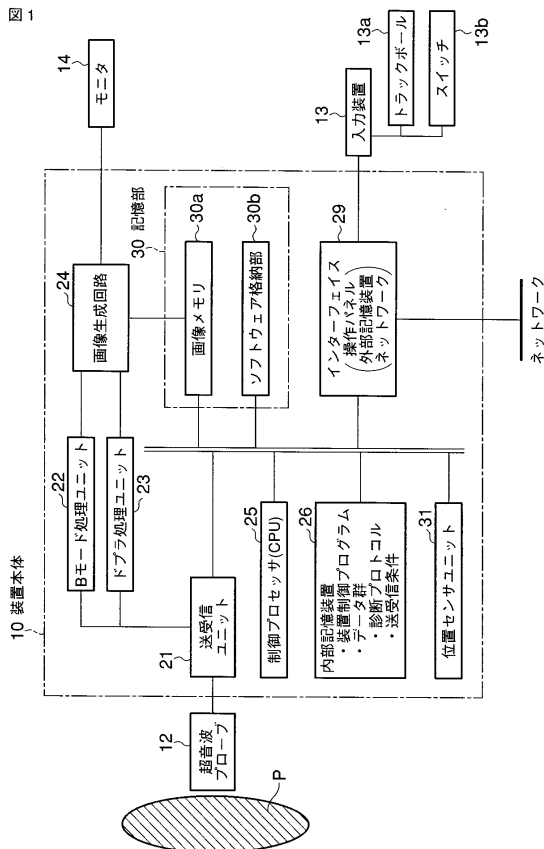
【符号の説明】

【0110】

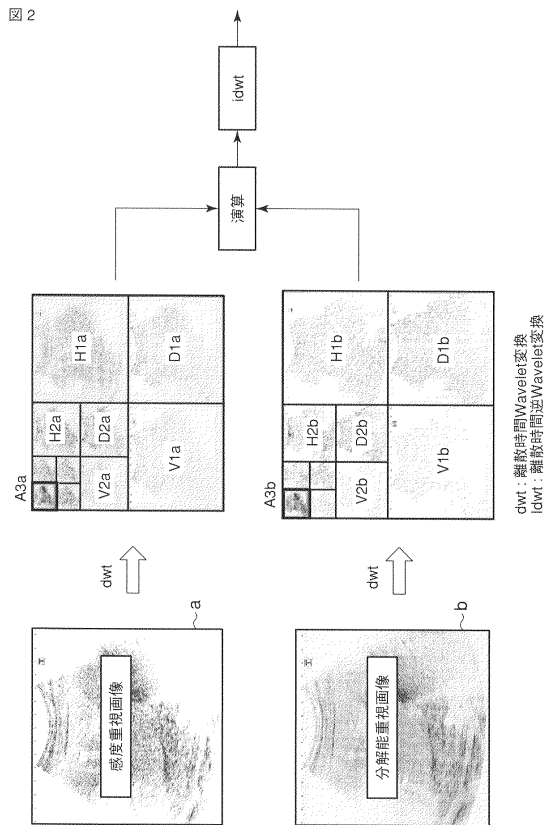
10...超音波診断装置、 12...超音波プローブ、 13...入力装置、 14...モニタ、 21...送受信ユニット、 22...Bモード処理ユニット、 23...ドプラ処理ユニット、 24...画像生成回路、 25...制御プロセッサ、 26...内部記憶装置、 29...インターフェイス、 30...記憶部、 30a...画像メモリ、 30b...ソフトウェア格納部、 31...位置センサユニット、 46...スペクル除去処理ユニット、 261a...ウェーブレット変換部、 261b...高域レベル制御部、 261...非線形異方性拡散フィルタ、 261d...ウェーブレット逆変換部、 262a...ウェーブレット変換部、 262b...高域レベル制御部、 262c...非線形異方性拡散フィルタ、 262d...ウェーブレット逆変換部、 263a...ウェーブレット変換部、 263c...非線形異方性拡散フィルタ、 263b...高域レベル制御部、 263d...ウェーブレット逆変換部。

20

【図1】

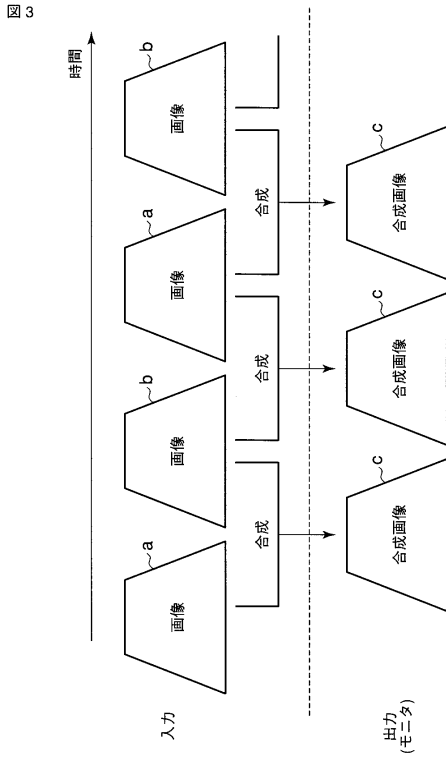


【図2】

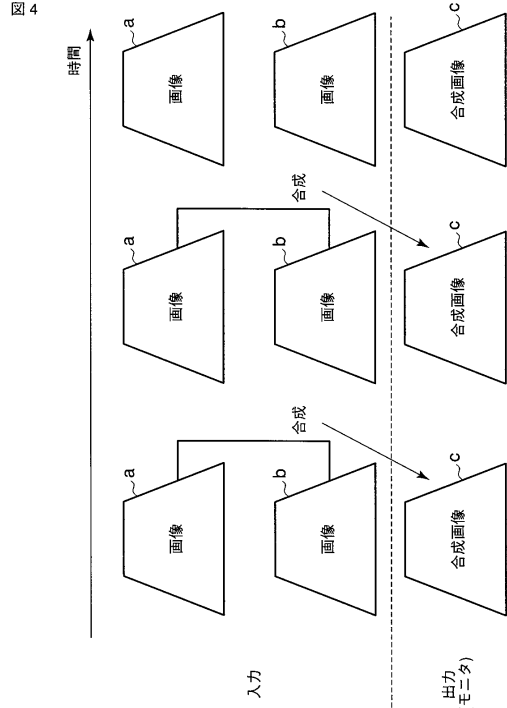


dwt: 離散時間Wavelet変換  
idwt: 離散時間逆Wavelet変換

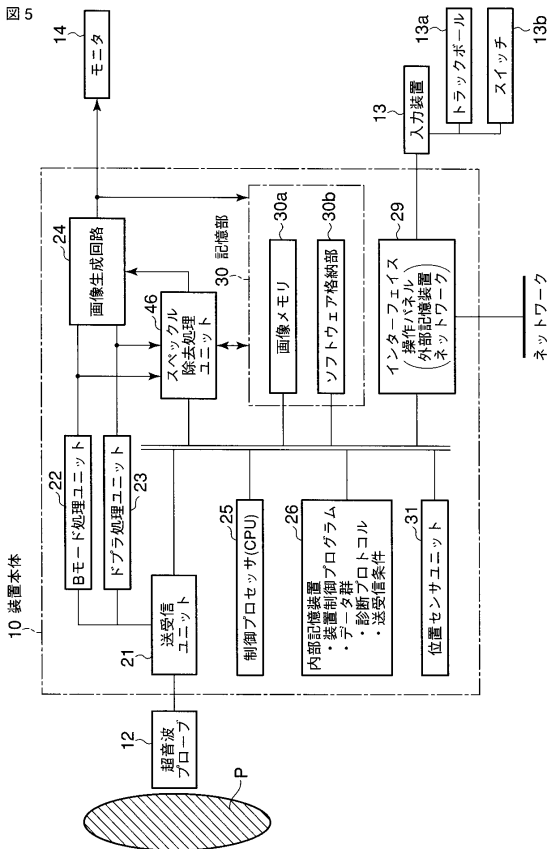
【図3】



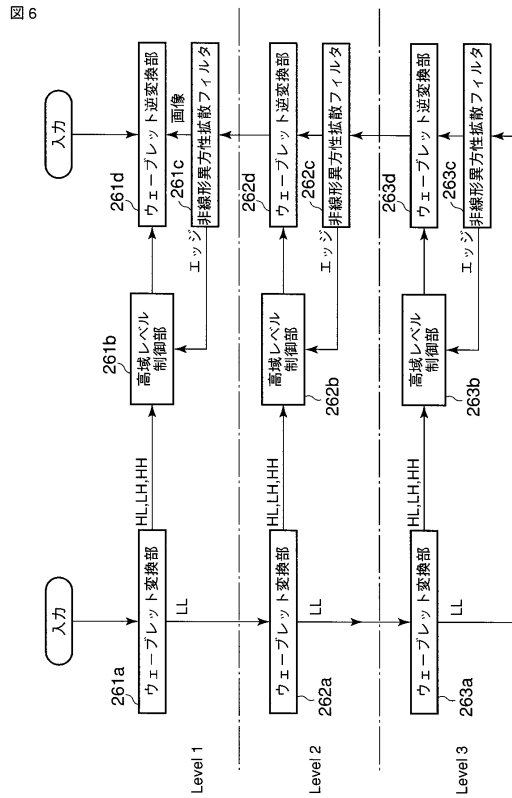
【図4】



【図5】

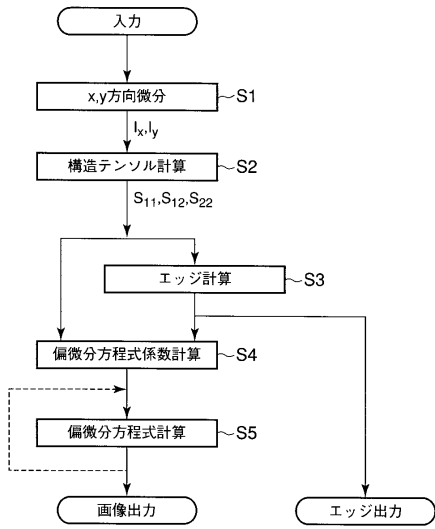


【図6】



【図7】

図7



## フロントページの続き

- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (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 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 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 吉田 哲也  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特表2007-513727(JP,A)  
特開2009-082469(JP,A)  
特開2005-296331(JP,A)  
特開2001-269344(JP,A)  
特開2009-045276(JP,A)  
特開平05-056980(JP,A)  
特開昭60-114244(JP,A)  
特開平05-084238(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
G06T 1/00

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5586375B2</a>	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	JP2010181201	申请日	2010-08-13
[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	吉田哲也		
发明人	吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G01N29/46 A61B8/00 G01N29/0672 G01N2291/02475		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/DE13 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/JC40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA11 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/CH18 5B057/DA07 5B057/DA16 5L096/AA09 5L096/BA13 5L096/CA09 5L096/CA18 5L096/CA22 5L096/DA01 5L096/EA06 5L096/EA39 5L096/FA06 5L096/FA26 5L096/FA32 5L096/FA67 5L096/GA55		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
优先权	2009187819 2009-08-13 JP		
其他公开文献	JP2011056249A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置和程序，获取获得灵敏度（亮度）和分辨率（可见度）之间的兼容性的图像。解决方案：该超声波诊断装置10通过扫描预定区域来获得断层图像数据。超声波对象。作为用于扫描的传输波，适当地选择用于获取灵敏度优先于分辨率的图像的第一传输波或用于获取具有更高优先级的分辨率而非灵敏度的图像的第二传输波来执行扫描。。通过预定的变换处理对由各个传输波获取的第一图像和第二图像进行多分辨率分析，并且对于通过分析获取的每个分辨率的每个系数，对第一图像和第二图像的对应系数执行预定的滤波操作。并且，通过关于滤波器算术结果的多分辨率分析执行变换处理的逆变换处理，生成第一图像和第二图像的合成图像。

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