

(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2013-150778
(P2013-150778A)

(43) 公開日 平成25年8月8日(2013.8.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F 1
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2012-233151 (P2012-233151)
(22) 出願日 平成24年10月22日 (2012.10.22)
(31) 優先権主張番号 特願2011-283970 (P2011-283970)
(32) 優先日 平成23年12月26日 (2011.12.26)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
(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
(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、医用画像処理装置、及び医用画像処理方法

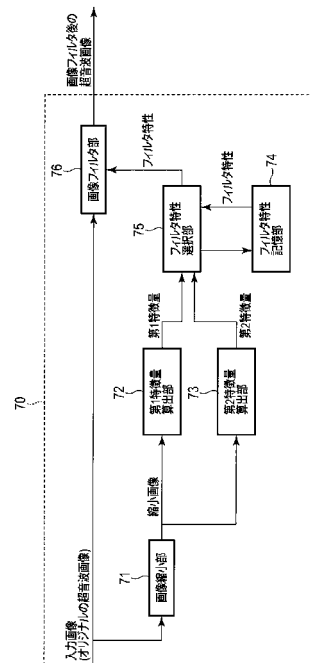
(57) 【要約】

【課題】画像診断能の向上。

【解決手段】フィルタ特性記憶部74は、複数のフィルタ特性の各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有するエッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の範囲とを関連付けて記憶している。第1特徴量算出部72は、超音波画像内の計算対象領域におけるエッジ方向に関するエッジ方向特徴量を算出する。第2特徴量算出部73は、超音波画像内の計算対象領域における輝度値分布に関する輝度特徴量を算出する。フィルタ特性選択部75は、フィルタ特性記憶部74に記憶されている複数のフィルタ特性の中から、算出されたエッジ方向特徴量と算出された輝度特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する。画像フィルタ部76は、選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを超音波画像に施す。

【選択図】 図6

図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送波し、前記被検体により反射された超音波を受波し、前記受波された超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて前記被検体に関する超音波画像を生成する画像生成部と、

前記生成された超音波画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記生成された超音波画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 の算出部と、

前記生成された超音波画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 の算出部と、

複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した超音波画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する記憶部と、

前記複数のパラメータセットの中から前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する選択部と、

前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記生成された超音波画像に施す画像フィルタ部と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の算出部は、

前記特定領域に含まれる複数の画素の各々について、前記画素のエッジ方向を前記画素の輝度値の空間微分に基づいて算出し、

前記画素のエッジ方向と基準のエッジ方向とのずれ量を算出し、

前記特定領域に含まれる複数の画素のうちの、第 1 閾値よりも大きい又は小さい前記算出されたずれ量を有する画素の画素数を、前記第 1 の特徴量として計数する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記第 2 の算出部は、前記特定領域に含まれる複数の画素のうちの、第 2 閾値よりも大きい又は小さい輝度値を有する画素の画素数を、前記第 2 の特徴量として計数する、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の算出部は、

前記特定領域に含まれる複数の画素の各々について、前記画素のエッジ強度を前記画素の輝度値の空間微分に基づいて算出し、

前記特定領域に含まれる複数の画素のうちの、第 3 閾値よりも大きい又は小さい前記算出されたエッジ強度を有する画素の画素数を、前記第 2 の特徴量として計数する、

請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記特定領域は、前記超音波画像の全体、または、前記超音波画像のマトリクスサイズよりも小さい部分領域である、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記特定領域は、ユーザからの指示に従って設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記特定領域は、前記超音波画像に一つ、または、複数個、設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記特定領域は、前記超音波画像の複数の分割領域の各々に設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記特定領域は、前記超音波画像の深さ方向に応じて設定された複数の分割領域の各々

50

に設定される、請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記特定領域は、前記超音波画像に対するセグメンテーション処理により区分された解剖学的領域を含むように設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記発生された超音波画像よりもマトリクスサイズが小さい縮小画像を生成する縮小画像生成部、をさらに備え、

前記第 1 の算出部は、前記生成された縮小画像について前記第 1 の特徴量を算出し、

前記第 2 の算出部は、前記生成された縮小画像について前記第 2 の特徴量を算出する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

被検体に超音波を送波し、前記被検体により反射された超音波を受波し、前記受波された超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて前記被検体に関する超音波画像を生成する画像生成部と、

前記生成された超音波画像に多重解像度分解を施し、複数の解像度レベルの各々について空間周波数上での低域画像と高域画像とを生成する多重解像度分解部と、

前記生成された低域画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記低域画像と前記高域画像との少なくとも一方に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 の算出部と、

前記生成された低域画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 の算出部と、

20

複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した超音波画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する記憶部と、

前記複数の解像度レベルの各々について、前記複数のフィルタ特性の中から前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する選択部と、

前記複数の解像度レベルの各々について、前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記低域画像と前記高域画像との少なくとも一方に施す画像フィルタ部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 13】

30

被検体に関する医用画像を記憶する第 1 の記憶部と、

前記被検体に関する医用画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記被検体に関する医用画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 算出部と、

前記医用画像内の特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 算出部と、

複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した医用画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する第 2 の記憶部と、

前記複数のフィルタ特性の中から前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する選択部と、

40

前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記被検体に関する医用画像に施す画像フィルタ部と、

を具備する医用画像処理装置。

【請求項 14】

被検体に関する医用画像を記憶する第 1 の記憶部と、

前記被検体に関する医用画像に多重解像度分解を施し、複数の解像度レベルの各々について空間周波数上での低域画像と高域画像とを生成する多重解像度分解部と、

前記低域画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記低域画像と前記高域画像との少なくとも一方に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 の算出部と、

50

前記低域画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 の算出部と、

複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する第 2 の記憶部と、

前記複数の解像度レベルの各々について、前記複数のフィルタ特性の中から前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する選択部と、

前記複数の解像度レベルの各々について、前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記低域画像と前記高域画像との少なくとも一方に施す画像フィルタ部と、

を具備する医用画像処理装置。

10

【請求項 15】

被検体に関する医用画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出することであって、前記特定領域が前記被検体に関する医用画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きく、

前記被検体に関する医用画像内の特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出し、

複数のフィルタ特性の中から前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択することであって、前記複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した医用画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けられており、

20

前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記被検体に関する医用画像に施す、

ことを具備する医用画像処理方法。

【請求項 16】

被検体に超音波を送波し、前記被検体により反射された超音波を受波し、前記受波された超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて前記超音波画像を生成する画像生成部と、

前記超音波画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記超音波画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 の算出部と、

30

前記超音波画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 の算出部と、

複数のフィルタ特性をそれぞれ有する複数の画像フィルタを選択的に適用可能な構成を有する画像フィルタ部と、

前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を有する特定の画像フィルタを前記超音波画像に適用するために、前記複数の画像フィルタの中から前記特定の画像フィルタを選択する選択部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 17】

被検体に関する医用画像を記憶する第 1 の記憶部と、

40

前記医用画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記医用画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第 1 の算出部と、

前記医用画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する第 2 の算出部と、

複数のフィルタ特性をそれぞれ有する複数の画像フィルタを選択的に適用可能な構成を有する画像フィルタ部と、

前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を有する特定の画像フィルタを前記医用画像に適用するために、前記複数の画像フィルタの中から前記特定の画像フィルタを選択する選択部と、

50

を具備する医用画像処理装置。

【請求項 18】

被検体に関する医用画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出することであって、前記特定領域が前記医用画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きく、

前記医用画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出し、

前記算出された第 1 の特徴量と前記算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を有する特定の画像フィルタを前記医用画像に適用するために、複数のフィルタ特性をそれぞれ有する複数の画像フィルタの中から前記特定の画像フィルタを選択する、

10

ことを具備する医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブから被検体に超音波を送波し、被検体により反射された超音波を超音波プローブを介して受波し、受波された超音波に応じたエコー信号に基づいて超音波画像を発生している。超音波画像は、被検体組織に関する情報以外に、各種のノイズや超音波の干渉によるスペックルを含んでいる。ノイズやスペックルは、超音波画像の画質を劣化させている。

20

【0003】

ノイズやスペックルを低減し被検体組織に関する情報を強調するために、超音波画像の各画素のエッジ情報を算出し、算出されたエッジ情報に応じたフィルタを画素に適用する方法がある。このフィルタは、具体的には、エッジ方向に平滑化し、エッジ方向の垂直方向に鮮鋭化している。このフィルタを利用した画像処理方法は、例えば、血管画像の画質向上に利用されている。

【0004】

30

このようなフィルタリング方法においては、フィルタ特性を診断部位内の生体組織の性状に最適化することが望ましい。現状では、診断部位毎に、フィルタ特性を決定づけるパラメータのセットが予め設定されている。この場合、スキャン対象の診断部位に応じたパラメータセットを操作画面で選択し、選択されたパラメータセットに応じたフィルタが超音波画像に施されている。

【0005】

しかしながら、超音波検査においては、操作者により超音波プローブが移動されることにより、超音波画像に描出されている診断部位や生体組織が変わる場合がある。選択されたパラメータセットが移動前の診断部位や生体組織に適していたとしても、移動後の診断部位や生体組織に適すとは限らない。パラメータセットが診断部位や生体組織に適さない場合、診断部位や生体組織に適したフィルタリングが行われず、画像診断能が劣化してしまう。この場合、操作者は、病変などを適切に観察できない。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【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】

【0007】

目的は、画像診断能の向上を可能とする超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用

50

画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波を送波し、前記被検体により反射された超音波を受波し、前記受波された超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて前記被検体に関する超音波画像を生成する画像生成部と、前記生成された超音波画像内の特定領域におけるエッジ方向に関する第1の特徴量を算出する算出部であって、前記特定領域が前記生成された超音波画像に適用される画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい第1の算出部と、前記生成された超音波画像内の前記特定領域におけるエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第2の特徴量を算出する第2の算出部と、複数のフィルタ特性の各々に、前記フィルタ特性に適した超音波画像が有しうる第1の特徴量の範囲と第2の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する記憶部と、前記複数のパラメータセットの中から前記算出された第1の特徴量と前記算出された第2の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する選択部と、前記選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを前記生成された超音波画像に施す画像フィルタ部と、を具備する。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】血管壁に関するBモード画像の一例を示す図。

【図3】腹部及び肝臓に関するBモード画像の一例を示す図。

20

【図4】筋繊維(MSK)に関するBモード画像の一例を示す図。

【図5】本実施形態において利用される、診断部位や生体組織毎の平均輝度値と平均エッジ方向との計測結果を示す図。

【図6】図1に示される画像処理部の構成を示す図。

【図7】本実施形態に係る超音波画像内の計算対象領域の一例を示す図。

【図8】本実施形態に係る計算対象領域の他の例を示す図。

【図9】本実施形態に係る計算対象領域の他の例を示す図。

【図10】本実施形態に係る計算対象領域の他の例を示す図。

【図11】図6に示される第1特徴量算出部の構成を示す図。

【図12】図6のフィルタ特性記憶部において利用される、複数のパラメータセットの各々に第1特徴量の範囲と第2特徴量の範囲とを関連付けたテーブルの一例を示す図。

30

【図13】本実施形態の実施例1に係る画像処理部の構成を示す図。

【図14】図13の低域画像フィルタ部の構成を示す図。

【図15】本実施形態の変形例に係る第2特徴量算出部の構成を示す図。

【図16】本実施形態の実施例2に係る画像処理部の構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理方法を説明する。

【0011】

40

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す図を示している。図1に示すように超音波診断装置1は、超音波プローブ10、送信部20、受信部30、Bモード処理部40、カラードプラ処理部50、画像生成部60、画像処理部70、記憶部80、及び表示部90を備えている。

【0012】

超音波プローブ10は、複数の振動子を有している。超音波プローブ10は、送信部20からの駆動信号を受けて被検体に向けて超音波を送波する。被検体に送波された超音波は、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る。反射された超音波は、超音波プローブ10に受波される。超音波プローブ10は、受波された超音波の強度に応じた電気信号(エコー信号)を発生する。エコー信号の振幅は、反射された不連続面に

50

おける音響インピーダンスの差に依存する。また、移動している血流や心臓壁等の移動体の表面で超音波が反射された場合、エコー信号は、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存した周波数偏移を受ける。

【0013】

送信部20は、超音波プローブ10を介して被検体に超音波を繰り返し送信する。より詳細には、送信部20は、超音波の送信用に図示しないレートパルス発生回路、送信遅延回路、及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒)で、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するための遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ10に駆動パルスを印加する。

10

【0014】

受信部30は、超音波プローブ10を介して被検体からの超音波を繰り返し受信する。より詳細には、受信部30は、超音波の受信用に図示しないアンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ10からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をチャンネル毎にアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に対し、チャンネル毎にビーム状に集束させ且つ受信指向性を決定するための遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた各エコー信号を加算する。加算処理により、受信ビームに対応する受信信号が発生される。このようにして受信部30は、複数の受信ビームにそれぞれ対応する複数の受信信号を発生する。受信信号は、Bモード処理部40とカラードブラ処理部50とに供給される。

20

【0015】

Bモード処理部40は、受信部30からの受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波することで、エコー信号の強度を輝度で表現するBモード信号のデータを発生する。発生されたBモード信号のデータは、画像生成部60に供給される。

【0016】

カラードブラ処理部50は、受信部30からの受信信号に自己相関演算を施し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度や分散、パワー等の血流情報の強度をカラーで表現するドブラ信号のデータを発生する。発生されたドブラ信号のデータは、画像生成部60に供給される。

30

【0017】

画像生成部60は、Bモード処理部40からのBモード信号に基づいて、被検体に関するBモード画像を生成する。具体的には、画像生成部60は、スキャンコンバータにより構成される。画像生成部60は、Bモード信号のスキャン方式を超音波スキャン方式から表示デバイス方式に変換することにより、Bモード画像を生成する。Bモード画像の画素は、由来するBモード信号の強度に応じた輝度値を有している。同様にして画像生成部60は、カラードブラ処理部50からのドブラ信号に基づいて、被検体に関するドブラ画像を生成する。ドブラ画像の画素は、由来するドブラ信号の強度に応じたカラー値を有している。Bモード画像とドブラ画像とは、画像処理部70と記憶部80とに供給される。

40

【0018】

画像処理部70は、画像生成部60又は記憶部80からのBモード画像やドブラ画像に対して画像処理を実行する。より詳細には、画像処理部70は、Bモード画像やドブラ画像に描出されている生体組織に最適なフィルタ特性を有する画像フィルタをBモード画像やドブラ画像に施す。フィルタ処理により、スペックルやノイズが低減されたBモード画像やドブラ画像が発生される。画像処理の詳細については後述する。画像処理が施されたBモード画像やドブラ画像は、記憶部80と表示部90とに供給される。

【0019】

表示部90は、画像処理部70により画像処理が施されたBモード画像を表示デバイスに表示する。この際、Bモード画像には、ドブラ画像が重ねられても良い。表示デバイス

50

としては、例えばCRTディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プラズマディスプレイ等が適宜利用可能である。

【0020】

なお画像処理部70、記憶部80、及び表示部90は、医用画像処理装置100を構成する。この医用画像処理装置100は、図1に示すように、超音波診断装置1に組み込まれていてもよいし、超音波診断装置1とは別体のコンピュータに組み込まれていてもよい。医用画像処理装置100が超音波診断装置1とは別体の場合、医用画像処理装置100が処理対象とする医用画像は、超音波診断装置1により生成される画像に限定されない。例えば、医用画像処理装置100は、X線診断装置により生成されたX線画像、X線コンピュータ断層撮影装置により生成されたCT画像、磁気共鳴診断装置により生成されたMR画像、SPECT装置により生成されたSPECT画像、あるいは、PET装置により生成されたPET画像を処理対象としてもよい。しかしながら、説明を具体的に行うため、以下の説明において医用画像は、超音波画像であるとする。

10

【0021】

以下、本実施形態に係る画像処理部70の詳細について説明する。

【0022】

まず、診断部位や生体組織毎のBモード画像の特徴について説明する。なお、本実施形態において診断部位は、頭部や胸部、腹部等の超音波プローブが当てられる身体部位を示し、生体組織は、血管や筋繊維(MSK: musculoskeletal)、肝臓、心臓等の組織を示すものとする。

20

【0023】

図2は、血管壁に関するBモード画像の一例を示す図である。図3は、腹部及び肝臓に関するBモード画像の一例を示す図である。図4は、筋繊維(MSK)に関するBモード画像の一例を示す図である。図2に示すように、血管壁に関するBモード画像は、血管壁に関する画素領域(血管壁領域)を含んでいる。血管壁に関するBモード画像は、血管壁領域において、大域的に特定の方向に沿うエッジを有している。図2の場合、エッジは、紙面の横方向に走行している。また、血管壁に関するBモード画像においては、他の部位や生体組織に関するBモード画像に比して、特定の深さに低い輝度値を有する領域(図2において黒で示される領域)を含む。図3に示すように、腹部及び肝臓に関するBモード画像は、大域的に、特定の方向に沿うエッジを有していない。また、腹部及び肝臓に関するBモード画像は、他の部位や生体組織に関するBモード画像に比して、高い輝度値を有する領域(図3において白で示される領域)が広い範囲に分布している。図4に示すように、MSKに関するBモード画像は、MSKに関する画素領域(MSK領域)を含んでいる。MSKに関するBモード画像は、MSK領域において、大域的に特定の方向に沿うエッジを有している。図4の場合、エッジは、紙面の横方向に走行している。また、MSKに関するBモード画像においては、他の部位や生体組織に関するBモード画像に比して、低い輝度値を有する領域(図4において黒で示される領域)が広く分布している。

30

【0024】

図5は、診断部位や生体組織毎の平均輝度値と平均エッジ方向との計測結果を示す図である。図5において、診断部位や生体組織として、頸動脈、腹部、筋繊維(MSK)、及び心臓が挙げられている。なお頸動脈(走行方向)は、頸動脈に関するBモード画像であって、その断面が頸動脈の芯線に並行することを意味する。頸動脈(輪切り)は、頸動脈に関するBモード画像であって、その断面が頸動脈の芯線に直交することを意味する。平均輝度値は、Bモード画像に含まれる複数の画素の輝度値の平均値である。平均エッジ方向は、Bモード画像に含まれる複数の画素のエッジ方向の平均値である。なお、エッジ方向の詳細については後述するが、平均エッジ方向が高ければ高いほど各画素のエッジ方向が特定方向に揃っていることを意味する。

40

【0025】

図5に示すように、頸動脈(走行方向)に関するBモード画像は、他の診断部位や生体組織に関するBモード画像に比して、平均輝度値が統計的に低く、且つ平均エッジ方向が

50

統計的に高い。腹部に関する B モード画像は、他の診断部位や生体組織に関する B モード画像に比して、平均輝度値が統計的に高く、且つ平均エッジ方向が統計的に低い。筋繊維に関する B モード画像は、他の診断部位や生体組織に関する B モード画像に比して、平均輝度値が統計的に高く、且つ平均エッジ方向が統計的に高い。心臓に関する B モード画像は、他の診断部位や生体組織と比較して、平均輝度値が統計的に低く、且つ平均エッジ方向が統計的に低い。

【 0 0 2 6 】

例えば、大域的に特定方向にエッジ方向を有する生体組織として、血管と M S K とが挙げられる。従って、血管に関する B モード画像と M S K に関する B モード画像とをエッジ方向のみで区別することができない。ところで、血管に関する B モード画像には、低輝度領域が比較的多く、M S K に関する B モード画像には、低輝度領域が比較的少ない。このように、B モード画像は、診断部位や生体組織毎に特有のエッジの向き及び輝度値分布を有しているといえる。

10

【 0 0 2 7 】

診断部位や生体組織毎に特有のエッジの向き及び輝度値分布を利用して、画像処理部 7 0 は、B モード画像が有する大域的なエッジ方向及び輝度値分布に従って、この B モード画像に最適なフィルタリング効果を生じさせるフィルタ特性を選択し、選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを B モード画像に施す。

【 0 0 2 8 】

以下、画像処理部 7 0 の詳細について説明する。なお、画像処理部 7 0 は、B モード画像とドプラ画像との何れの画像を処理しても良い。そこで、以下の説明を簡単に行うため、B モード画像とドプラ画像とをまとめて超音波画像と呼ぶことにする。

20

【 0 0 2 9 】

図 6 は、画像処理部 7 0 の構成を示す図である。図 6 に示すように、画像処理部 7 0 は、画像生成部 6 0 または記憶部 8 0 からオリジナルの超音波画像を入力する。以下、画像処理部 7 0 によりフィルタリングされるために入力されたオリジナルの超音波画像を、入力画像と呼ぶことにする。

【 0 0 3 0 】

以下、画像処理部 7 0 の詳細について説明する。画像処理部 7 0 内の第 1 特徴量と第 2 特徴量との計算対象は、超音波画像内の特定領域に限定される。ここで、当該特定領域を計算対象領域と呼ぶことにする。

30

【 0 0 3 1 】

図 7 は、計算対象領域の一例を示す図である。図 7 に示すように、計算対象領域 R 1 は、超音波画像に設定される。計算対象領域 R 1 は、後述の画像フィルタ部 7 6 により適用される画像フィルタのカーネル R 2 のサイズ（カーネルサイズ）よりも大きいマトリクスサイズを有する。計算対象領域 R 1 は、超音波画像と同一のマトリクスサイズを有していても良いし、超音波画像よりも小さいマトリクスサイズを有していても良い。

【 0 0 3 2 】

計算対象領域は、ユーザにより入力デバイス（図示せず）を介して、または、自動的に設定される。設定される計算対象領域の数は、一つであっても良いし、複数であっても良い。例えば、超音波画像が複数の領域に分割され、当該分割領域の各々が計算対象領域に設定されると良い。複数の分割領域の配列は、特に限定されない。例えば、超音波画像は、図 8 に示すように、左上領域 R L U、右上領域 R R U、左下領域 R L L、及び右下領域 R R L に分割されても良い。また、超音波画像は、図 9 に示すように、深さ方向に応じて分割されても良い。この場合、例えば、超音波画像は、深さ方向に関して上部に位置する領域 R U、中部に位置する領域 R M、及び下部に位置する領域 R L に分割されても良い。また、計算対象領域は、図 1 0 に示すように、超音波画像に含まれる特定の解剖学的領域を含むように設定されても良い。例えば、超音波画像に肝臓に関する画素領域 R L I が含まれているとする。解剖学的領域は、例えば、超音波画像内の解剖学的領域を幾何学的特性や輝度値特性等に応じて区分するセグメンテーション処理が知られている。例えば、超

40

50

音波画像に肝臓に関する画素領域 R L I が含まれているとする。セグメンテーション処理により超音波画像から肝臓領域 R L I が抽出される。計算対象領域 R S は、肝臓領域 R L I を含む領域に自動的に設定される。なお、計算対象領域の形状は、四角に限定されず、丸や六角形、任意形状等の如何なる形状でも良い。

【 0 0 3 3 】

図 6 に示すように、画像処理部 7 0 は、画像縮小部 7 1、第 1 特徴量算出部 7 2、第 2 特徴量算出部 7 3、フィルタ特性記憶部 7 4、フィルタ特性選択部 7 5、及び画像フィルタ部 7 6 を有する。

【 0 0 3 4 】

画像縮小部 7 1 は、入力画像よりもマトリクスサイズが小さい超音波画像（以下、縮小画像と呼ぶことにする。）を生成する。画像縮小処理としては、例えば、リサンプリングや画素の間引き、多重解像度分解等の既存のあらゆる画像縮小技術が適用可能である。画像縮小処理は、第 1 特徴量算出部 7 2 及び第 2 特徴量算出部 7 3 により算出される超音波画像の特徴量を大域的に把握するために、超音波画像を適切な解像度で処理するために行われる。また、画像縮小処理により、超音波画像のマトリクスサイズが減少するので、画像縮小部 7 1 の後段の処理速度が向上する。画像縮小処理により、超音波画像の縮小率と略同一の縮小率で計算対象領域も縮小する。

10

【 0 0 3 5 】

第 1 特徴量算出部 7 2 は、超音波画像内の計算対象領域におけるエッジ方向に関する第 1 の特徴量（以下、エッジ方向特徴量と呼ぶことにする。）を算出する。計算対象領域におけるエッジ方向は、計算対象領域に描出される解剖学的領域のエッジ方向の傾向を示す。以下、計算対象領域におけるエッジ方向は大域的なエッジ方向を意味する。

20

【 0 0 3 6 】

図 1 1 は、第 1 特徴量算出部 7 2 の構成を示す図である。第 1 特徴量算出部 7 2 は、画像縮小部 7 1 から縮小画像を入力する。図 1 1 に示すように、第 1 特徴量算出部 7 2 は、エッジ方向算出部 7 2 1、基準方向算出部 7 2 2、ずれ量算出部 7 2 3、及び第 1 計数部 7 2 3 4 を有している。

【 0 0 3 7 】

エッジ方向算出部 7 2 1 は、縮小画像内の計算対象領域に含まれる複数の画素の各々について、各画素のエッジ方向を画素の輝度値の空間微分に基づいて算出する。具体的には、エッジ方向算出部 7 2 1 は、まず処理対象画素と当該処理対象画素の近傍画素とを利用して超音波画像の各座標軸（具体的には、x 軸及び y 軸）に沿って空間微分し、空間微分値を算出する。そしてエッジ方向算出部 7 2 1 は、算出された空間微分値に基づいて処理対象画素に関するエッジ方向を算出する。より詳細には、エッジ方向算出部 7 2 1 は、空間微分値を利用して処理対象画素の構造テンソル（structure tensor）の複数の要素を算出する。エッジ方向算出部 7 2 1 は、算出された複数の要素に線形代数演算を施し、構造テンソルの 2 つの固有値と 2 つの固有ベクトルとを算出する。2 つの固有ベクトルのうちの一方がエッジに沿う方向を意味し、他方がエッジに垂直な方向を意味する。ここでエッジに沿う方向をエッジ方向と呼ぶことにする。なお、構造テンソルの固有値は、エッジの強度に依存する。なおエッジ方向の算出方法は、構造テンソルを利用する方法に限定されない。局所的なエッジ方向を算出可能であれば、ガボール変換等の他の方法を利用してエッジ方向を算出しても良い。

30

40

【 0 0 3 8 】

基準方向算出部 7 2 2 は、エッジ方向算出部 7 2 1 により算出された複数の画素に関する複数のエッジ方向に基づいて、エッジ方向の基準方向を算出する。基準方向は、複数のエッジ方向の統計値に設定される。具体的には、基準方向は、複数のエッジ方向の平均値、最大値、最小値、中間値、及び最頻値の何れか一つに設定されると良い。

【 0 0 3 9 】

ところで、エッジ方向は、周期変数である角度により規定されている。従って、角度の範囲の設定が不適切な場合、単純にエッジ方向の平均等の演算を行うと、基準方向が不適

50

切な値で算出されてしまう。例えば、 $\theta_1 = -$ 、 $\theta_2 = +$ である2つの角度 θ_1 及び θ_2 を考える。なお、 $|\theta_1 - \theta_2| < \pi$ である。角度 θ_1 と角度 θ_2 との望ましい平均値は、 $\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}$ である。しかしながら、角度範囲が $-\pi < \theta_1 < \theta_2 < \pi$ に設定されている場合、 $\theta_2 = -\pi + \theta_1$ として扱われる折り返りが発生し、平均が0になってしまう。

【0040】

従って基準方向算出部722は、以下の2つの対処策により、角度の折り返りなく適切に基準方向を算出する。

【0041】

(第1の対処策)：第1の対処策において基準方向算出部722は、エッジ方向が空間的に連続的に変化することを利用する。具体的には、まず、各エッジ方向の中から折り返りが発生している画素(以下、折り返り画素と呼ぶことにする。)を空間的連続性に従って特定する。折り返り画素と近傍の画素とのエッジ方向は、極端に不連続となる。従って、周囲の画素のエッジ方向と比較して極端に不連続なエッジ方向を有する画素を折り返り画素であると判定し、折り返り画素のエッジ方向を周囲の画素のエッジ方向に基づいて補正する。例えば、折り返り画素のエッジ方向は、その周囲の画素の何れか一つの画素のエッジ方向に置き換えられたり、周囲のエッジ方向の平均値等の統計値に置き換えられたりする。そして、基準方向算出部722は、各画素のエッジ方向に基づいて基準方向を算出する。このようにして、基準方向算出部722は、角度の折り返りなく適切に基準方向を算出することができる。

【0042】

(第2の対処策)：第2の対処策において基準方向算出部722は、エッジ方向を座標変換する。具体的には、まず、(1)式に示すように、ラジアンで表現されるエッジ方向を角座標系における2次元単位ベクトルで表現されるエッジ方向xに変換する。

$$x = (\cos \theta, \sin \theta) \dots (1)$$

次に基準方向算出部722は、(2)式に示すように、複数(N個)のエッジ方向 x_n に基づいて、直交座標系で表記される基準方向(平均値)Xを算出する。

【数1】

$$X = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n = \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \cos \theta_n, \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \sin \theta_n \right) = (X_1, X_2) \dots (2)$$

【0043】

そして基準方向算出部722は、(3)式に示すように、直交座標系で表現される基準方向Xから各座標系で表現される基準方向 Θ を算出する。

【数2】

$$\Theta = \tan^{-1} \left(\frac{X_1}{X_2} \right) \dots (3)$$

【0044】

このようにして、基準方向算出部722は、角度の折り返りなく適切に基準方向を算出することができる。なお、上記の説明においては、第2の対処策を具体的に行うため、基準方向が平均値であるとした。しかしながら、第2の対処策において基準方向は、平均値のみに限定されず、最頻値や最大値、最小値、中間値等の何れの統計値であってもよい。

【0045】

ずれ量算出部723は、エッジ方向算出部721により算出された複数のエッジ方向の各々について、各エッジ方向と基準方向とのずれ量を算出する。このずれ量は、例えば、各エッジ方向と基準方向との2つの2次元単位ベクトルの内積として算出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

第 1 計数部 7 2 4 は、縮小画像内の計算対象領域に含まれる複数の画素のうちの、第 1 閾値（以下、エッジ方向閾値と呼ぶことにする。）よりも小さいずれ量を有する画素の画素数を、エッジ方向特徴量として計数する。計数処理の際、エッジ方向閾値による閾値処理が施されると良い。例えば、第 1 計数部 7 2 4 は、縮小画像にエッジ方向閾値による閾値処理を施し、エッジ方向閾値よりも小さい輝度値を有する画素を画素値“ 1 ”とし、エッジ方向閾値よりも大きい輝度値を有する画素を画素値“ 0 ”とする閾値画像を生成する。そして第 1 計数部 7 2 4 は、閾値画像に含まれる複数の画素の中から、例えば、画素値“ 1 ”を有する画素の画素数を計数する。エッジ方向閾値は、経験則に従って決定される。エッジ方向閾値は、例えば、図 5 の計測結果に従って、統計的に高い平均エッジ方向と統計的に低い平均エッジ方向とを区別可能な値、例えば、0.5 や 0.6 に設定されるとよい。すなわち、エッジ方向特徴量は、超音波画像に含まれる複数の画素の各々のエッジが特定方向に向いている度合いを示している。エッジ方向特徴量は、図 6 や図 1 1 に示すように、フィルタ特性選択部 7 5 に供給される。

10

【 0 0 4 7 】

以上で第 1 特徴量算出部 7 2 についての説明を終わる。なお、基準方向からの各画素のエッジ方向のずれ量を算出する理由を以下に説明する。血管壁や M S K 等の生体組織は、身体の全域を複雑に走行している。例えば、血管壁を観測している場合、図 2 に示すように、大域的に見れば、計算対象領域におけるエッジ方向は、水平方向に向いている。しかしながら、血管の位置等により、同一の診断部位の血管壁であっても、必ずしも計算対象領域におけるエッジ方向が水平方向に向いているとは限らない。そのため、計算対象領域におけるエッジが特定方向に向いている度合いを計測するためには、計算対象領域全体の基準方向からの各画素のエッジ方向のずれ量を算出するのが好ましい。このような理由から、第 1 特徴量算出部 7 2 は、基準方向からの各画素のエッジ方向のずれ量を算出している。換言すれば、第 1 特徴量算出部 7 2 は、生体組織の位置等によらず、計算対象領域におけるエッジ方向が特定方向に向いていることを検出することができる。

20

【 0 0 4 8 】

また、計算対象領域を超音波画像（あるいは、縮小画像）全体ではなく超音波画像（あるいは、縮小画像）の局所領域に設定することにより、エッジ方向特徴量に関する処理の高速化を実現することができる。

30

【 0 0 4 9 】

再び図 6 に戻って、第 2 特徴量算出部 7 3、フィルタ特性記憶部 7 4、フィルタ特性選択部 7 5、及び画像フィルタ部 7 6 について説明する。

【 0 0 5 0 】

第 2 特徴量算出部 7 3 は、超音波画像内の計算対象領域における輝度値分布に関する第 2 の特徴量（輝度特徴量）を算出する。計算対象領域における輝度値分布は、超音波画像内の計算対象領域に分布する輝度値の傾向を示す。以下、計算対象領域における輝度値分布は大域的な輝度値分布を意味する。なお、第 2 特徴量算出部 7 3 に入力される画像は、第 1 特徴量算出部 7 2 に入力された画像と同じ解像度を有していることが望ましい。従って、第 2 特徴量算出部 7 3 にも画像縮小部 7 1 からの縮小画像が入力される。

40

【 0 0 5 1 】

具体的には、第 2 特徴量算出部 7 3 は、縮小画像内の計算対象領域に含まれる複数の画素のうちの、第 2 閾値（以下、輝度閾値と呼ぶことにする。）よりも大きい又は小さいずれ量を有する画素の画素数を、輝度特徴量として計数する。例えば、第 2 特徴量算出部 7 3 は、縮小画像に輝度閾値による閾値処理を施し、輝度閾値よりも大きい輝度値を有する画素を画素値“ 1 ”とし、エッジ方向閾値よりも小さい輝度値を有する画素を画素値“ 0 ”とする閾値画像を生成する。そして第 2 計数部 7 3 は、閾値画像に含まれる複数の画素の中から、例えば、画素値“ 1 ”を有する画素の画素数を計数する。輝度閾値は、経験則に従って決定される。輝度閾値は、例えば、図 5 の計測結果に従って、統計的に高い平均輝度値と統計的に低い平均輝度値とを区別可能な値、例えば、0.5 に設定されるとよい

50

。なお、縮小画像内の背景領域を画素数の計数対象から除外するために、輝度閾値以外に背景領域除去のための下限閾値による閾値処理が縮小画像に施されても良い。

【 0 0 5 2 】

また、計算対象領域を超音波画像（あるいは、縮小画像）全体ではなく超音波画像（あるいは、縮小画像）の局所領域に設定することにより、輝度特徴量に関する処理の高速化を実現することができる。

【 0 0 5 3 】

フィルタ特性記憶部 7 4 は、複数のフィルタ特性の各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有しうる第 1 特徴量（エッジ方向特徴量）の範囲と第 2 特徴量（輝度特徴量）の範囲とを関連付けて記憶する。フィルタ特性は、パラメータセットあるいは画像フィルタの種類に応じて決定される。例えば、フィルタ特性記憶部 7 4 は、複数のフィルタ特性をそれぞれ決定づける複数のパラメータセットの各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有しうるエッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の範囲とを関連付けて記憶する。

10

【 0 0 5 4 】

図 1 2 は、複数のパラメータセットの各々に第 1 特徴量（エッジ方向特徴量）の範囲と第 2 特徴量（輝度特徴量）の範囲とを関連付けたテーブルの一例を示す図である。図 1 2 に示すように、各パラメータセットには、エッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の範囲との両方がテーブル上で関連付けられている。例えば、パラメータセット 1 は、エッジ方向特徴量の範囲 1 - 1 と輝度特徴量の範囲 2 - 1 との両方に関連付けられている。各パラメータセットは、超音波画像を適切にフィルタリング可能にするために、診断部位や生体組織毎に予め決定されている。診断部位や生体組織としては、例えば、血管や腹部、筋繊維、心臓等が挙げられる。エッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の範囲とは、具体的には、診断部位領域や生体組織領域を含む超音波画像が有しうる大域的なエッジ方向と輝度値分布とに関する経験則に従ってそれぞれ設定されている。

20

【 0 0 5 5 】

本実施形態に係る画像フィルタとしては、超音波画像に鮮鋭化、平滑化、ノイズ低減、及びスペckル低減のうちの少なくとも一つを実行するフィルタが利用される。本実施形態に係る画像フィルタとしては、例えば、線形な鮮鋭化フィルタ、線形な平滑化フィルタ、バイラテラルフィルタがある。また、本実施形態に係る画像フィルタとして、第 2 実施形態において詳述する、エッジ方向に依存して平滑化や鮮鋭化を施す非線形異方性拡散フィルタが利用されてもよい。画像フィルタのフィルタ強度やフィルタ方向等のフィルタ特性は、パラメータセットにより決定づけられる。各パラメータセットは、複数種類のパラメータからなる。本実施形態に係るパラメータとしては、例えば、エッジ部分の画素の輝度値の上昇度合いまたは下降度合いを示すパラメータ、非エッジ部分の画素の輝度値の上昇度合いまたは下降度合いを示すパラメータ、鮮鋭化の方向を示すパラメータ、先鋭化の強度を示すパラメータ、平滑化の方向を示すパラメータ、平滑化の強度を示すパラメータがある。

30

【 0 0 5 6 】

なお、乳がんを患っている乳房のように、画像フィルタを施すことにより病変部位等に特有の幾何学的特徴が抑制されてしまう部位がある。この場合、画像フィルタを画像に施すことは適切ではない。従って、画像フィルタを施したくない診断部位や生体組織に対応するエッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の範囲とに、画像フィルタを施さない旨のコード（以下、画像フィルタ OFF コードと呼ぶことにする。）を関連付けても良い。

40

【 0 0 5 7 】

フィルタ特性選択部 7 5 は、フィルタ特性記憶部 7 4 に記憶されている複数のフィルタ特性の中から、第 1 特徴量算出部 7 2 により算出されたエッジ方向特徴量と第 2 特徴量算出部 7 3 により算出された輝度特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する。具体的には、フィルタ特性選択部 7 5 は、第 1 特徴量算出部 7 2 により算出されたエッジ方向特徴量を含む範囲と第 2 特徴量算出部 7 3 により算出された輝度特徴量を含む範囲との両方に関連付けられたフィルタ特性を選択する。従って、フィルタ特性選択部 7 5 は、スキャ

50

ンされている診断部位や生体組織に適したフィルタ特性を選択することができる。選択されたフィルタ特性に対応するパラメータセットまたは画像フィルタは、画像フィルタ部 76 に供給される。画像フィルタの種類が固定されている場合、選択されたフィルタ特性に対応するパラメータセットが選択される。画像フィルタの種類が固定されていない場合、選択されたフィルタ特性に対応する画像フィルタの種類が選択される。フィルタ特性選択部 75 による選択対象は、ユーザにより入力デバイス（図示せず）を介して任意に設定可能である。なお、画像フィルタ OFF コードが選択された場合、この画像フィルタ OFF コードが画像フィルタ部 76 に供給される。

【 0 0 5 8 】

画像フィルタ部 76 は、フィルタ特性選択部 75 からパラメータセットが供給された場合、供給されたパラメータセットに応じたフィルタ特性を有する既定の画像フィルタを超音波画像に適用する。フィルタ特性選択部 75 から画像フィルタの種類が供給された場合、画像フィルタ部 76 は、供給された種類の画像フィルタを超音波画像に適用する。画像フィルタによるフィルタ対象領域は、カーネルに限定される。カーネルは、所定のサイズ（カーネルサイズ）を有している。カーネルサイズは、 3×3 以上のサイズに設定される。画像フィルタ部 76 は、カーネルの位置を上述の計算対象領域の範囲内で順番に変更しながら、各カーネル位置において、カーネルに含まれる複数の画素に対して画像フィルタを施す。この画像フィルタの適用により、超音波画像に描出されている診断部位領域や生体組織領域に適切なフィルタリング効果を得ることができる。なお、フィルタ特性選択部 75 から画像フィルタ OFF コードが供給された場合、画像フィルタ部 76 は、超音波画像に画像フィルタを施さない。画像フィルタ部 76 からの超音波画像は、表示部 90 により表示される。

【 0 0 5 9 】

以上で、画像処理部 70 についての説明を終了する。

【 0 0 6 0 】

なお上記の説明において画像処理部 70 は、画像縮小部 71 を有するとした。しかしながら、本実施形態に係る画像処理部 70 は、これに限定されず、画像縮小部 71 を有さなくても良い。この場合、第 1 特徴量算出部 72 は、画像生成部 60 や記憶部 80 からのオリジナルの超音波画像に基づいて、このオリジナルの超音波画像の大域的なエッジ方向に関するエッジ方向特徴量を算出する。同様に、第 2 特徴量算出部 73 は、オリジナルの超音波画像に基づいて、このオリジナルの超音波画像の大域的な輝度値分布に関する輝度特徴量を算出する。なお、この際、第 1 特徴量算出部 72 及び第 2 特徴量算出部 73 の処理対象の画素は、超音波画像内の計算対象領域に限定される。上述のように、計算対象領域のマトリクスサイズは、画像フィルタのカーネルサイズよりも大きい。

【 0 0 6 1 】

上記説明により、超音波診断装置 1 は、フィルタ特性記憶部 74、第 1 特徴量算出部 72、第 2 特徴量算出部 73、フィルタ特性選択部 75、及び画像フィルタ部 76 を含んでいる。フィルタ特性記憶部 74 は、複数のフィルタ特性の各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有しうるエッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の特徴量の範囲とを関連付けて記憶している。第 1 特徴量算出部 72 は、超音波画像内の計算対象領域におけるエッジ方向に関するエッジ方向特徴量を算出する。第 2 特徴量算出部 73 は、超音波画像内の計算対象領域における輝度値分布に関する輝度特徴量を算出する。フィルタ特性選択部 75 は、フィルタ特性記憶部 74 に記憶されている複数のフィルタ特性の中から、算出されたエッジ方向特徴量と算出された輝度特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する。画像フィルタ部 76 は、選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを超音波画像に施す。

【 0 0 6 2 】

超音波画像は、診断部位や生体組織毎に特有のエッジの向き及び輝度値分布を有している。従って、フィルタ特性選択部 75 は、スキャン対象の診断部位や生体組織に適したフィルタ特性を選択することができ、画像フィルタ部 76 は、スキャン対象の診断部位や生

10

20

30

40

50

体組織に適したフィルタ特性を有する画像フィルタを超音波画像に施すことができる。従って、超音波検査中に超音波プローブ10が移動され、移動前のスキャン対象の診断部位や生体組織と移動後のスキャン対象の診断部位や生体組織とが異なる場合であっても、スキャン対象の診断部位や生体組織に適切な画像フィルタを超音波画像に施すことができる。フィルタリング後の超音波画像が表示されることにより、操作者は、病変などを適切に観察することができる。

【0063】

また、血管やMSK等の人体の広域に分布する生体組織に関する超音波画像の場合、異なる診断部位であっても同一のフィルタリング効果が得られると良い。しかしながら、従来においては、フィルタ特性のパラメータセットが診断部位に応じてプリセットされているので、同一のフィルタリング効果を得ることができなかつた。

10

【0064】

しかしながら、本実施形態に係る超音波診断装置1は、スキャン対象の生体組織に適切な画像フィルタを超音波画像に施すことができるので、血管等の人体の広域に分布する生体組織に関する超音波画像であっても、診断部位によらず、一定のフィルタリング効果を得ることができる。

【0065】

かくして本実施形態によれば、画像診断能の向上を可能とする超音波診断装置1及び超音波画像処理装置100を提供することが可能となる。

【0066】

20

[実施例1]

以下、画像縮小処理に多重解像度分解を採用し、画像フィルタに非線形異方性拡散フィルタを採用した本実施形態の実施例を説明する。実施例1においては、非線形異方性拡散フィルタに関する複数のパラメータセットの中から適切なパラメータセットが選択されるものとする。なお、本実施形態において画像縮小部と画像フィルタ部とは、別個に設けられるとした。しかしながら、実施例1に係る超音波診断装置は、これに限定されない。実施例1に係る超音波画像装置においては、画像フィルタのアルゴリズムに画像縮小処理が組み込まれている。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

【0067】

30

図13は、実施例1に係る画像処理部110の構成を示す図である。図13に示すように、画像処理部110は、多重解像度分解/合成を行なうために、複数階層(レベル)からなる多重構造を有している。なお図13においては、説明を具体的に行うため、多重解像度分解/合成の最高レベルは、3としている。しかしながら本実施形態は、これに限定する必要はない。多重解像度分解/合成は、レベル1からレベルn(ただし、nは2以上の自然数)の範囲で行なわれればよい。また実施例では、多重解像度分解/合成の一例として離散ウェーブレット変換/逆変換を採用する。しかしながら実施例は、これに限定する必要はない。例えば、多重解像度分解/合成として、ラプラシアン・ピラミッド(Laplacian pyramid)法やガボール(Gabor)変換/逆変換等の既存の多重解像度分解/合成法を採用してもよい。

40

【0068】

図13に示すように、画像処理部110は、レベル毎に多重解像度分解部111(111₁、111₂、111₃)、低域画像フィルタ部113(113₁、113₂、113₃)、高域画像フィルタ部115(115₁、115₂、115₃)、及び多重解像度合成部117(117₁、117₂、117₃)を備えている。

【0069】

多重解像度分解部111は、処理対象画像に基づいて、処理対象画像の解像度よりも低い解像度を有する低域画像と高域画像とを発生する。例えば、多重解像度分解部111は、処理対象画像に離散ウェーブレット変換を施す。離散ウェーブレット変換において多重解像度分解部111は、x y 直交座標の各軸方向(各次元)に1次元の低域フィルタと高

50

域フィルタとをそれぞれ適用する。これらフィルタの適用により、処理対象画像が1枚の低域画像と3枚の高域画像とに分解される。低域画像は、処理対象画像が有する空間周波数成分のうち低周波成分を含む。各高域画像は、処理対象画像が有する空間周波数成分のうち少なくとも1方向に関する高周波成分を含む。分解後の各画像の各座標軸あたりの標本数は、分解前の各座標軸あたりの標本数の半分に縮小される。

【0070】

多重解像度分解部111が最低レベル(図13の場合レベル1)に属する場合、処理対象画像は、画像生成部60又は記憶部80からのオリジナルの超音波画像である。多重解像度分解部111が最低レベル(図13の場合レベル1)に属さない場合、処理対象画像は、1レベル下の多重解像度分解部111からの低域画像である。

10

【0071】

多重解像度分解部111が最高レベル(図13の場合レベル3)に属する場合、発生された低域画像は、同最高レベルの低域画像フィルタ部113 3に供給される。多重解像度分解部111が最高レベルに属さない場合、発生された低域画像は、1レベル下のレベルに属する多重解像度分解部111に供給される。発生された3枚の高域画像は、同レベルに属する高域画像フィルタ部115に供給される。

【0072】

低域画像フィルタ部113は、診断部位や生体組織毎に特有のエッジの向き及び輝度値分布を利用して、処理対象画像が有する大域的なエッジ方向及び輝度値分布に従って、この処理対象画像に最適なフィルタリング効果を生じさせるパラメータセットを選択し、選択されたパラメータセットに応じたフィルタ特性を有する非線形異方性拡散フィルタを処理対象画像に施す。非線形異方性拡散フィルタは、エッジの接線方向に平滑化を施し、エッジの法線方向に鮮鋭化を施す画像フィルタである。非線形異方性拡散フィルタが施された画像は、同レベルの多重解像度合成部117に供給される。

20

【0073】

低域画像フィルタ部113が最高レベル(図13の場合レベル3)に属する場合、処理対象画像は、同最高レベルに属する多重解像度分解部111からの低域画像である。低域画像フィルタ部113が最高レベルに属さない場合、処理対象画像は、1レベル上のレベルに属する多重解像度合成部117からの画像である。

【0074】

図14は、低域画像フィルタ部113の構成を示す図である。図14に示すように、低域画像フィルタ部113は、第1特徴量算出部72、第2特徴量算出部73、フィルタ特性記憶部74、フィルタ特性選択部75、及び画像フィルタ部76を有する。

30

【0075】

第1特徴量算出部72は、処理対象画像に含まれる複数の画素の各々について、エッジ方向とエッジ強度とを算出する。そして第1特徴量算出部72は、超音波画像の大域的なエッジ方向に関するエッジ方向特徴量を算出する。エッジの強度と方向との組合せがエッジ情報と呼ばれている。エッジ方向特徴量は、計算対象領域に限定して算出される。

【0076】

第2特徴量算出部73は、超音波画像の大域的な輝度値分布に関する輝度特徴量を算出する。輝度特徴量は、計算対象領域に限定して算出される。

40

【0077】

フィルタ特性記憶部74は、複数のフィルタ特性をそれぞれ決定づける複数のパラメータセットの各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有するエッジ方向特徴量の範囲と輝度特徴量の特徴量の範囲とを関連付けて記憶している。各パラメータセットは、非線形異方性フィルタのフィルタ特性を決定づける複数のパラメータを有している。これらパラメータとしては、例えば、平滑化の強さや鮮鋭化の強さ、エッジ検出の感度等が挙げられる。パラメータセットは、レベル毎に設定されていても、レベル毎に設定されていなくてもよい。

【0078】

50

フィルタ特性選択部 75 は、フィルタ特性記憶部 74 に記憶されている複数のパラメータセットの中から、第 1 特徴量算出部 72 により算出されたエッジ方向特徴量と第 2 特徴量算出部 73 により算出された輝度特徴量との両方に応じたパラメータセットを選択する。

【0079】

画像フィルタ部 76 は、フィルタ特性選択部 75 からのパラメータセットに応じたフィルタ特性を有する非線形異方性拡散フィルタを超音波画像に適用する。画像フィルタ部 76 は、非線形異方性拡散フィルタのカーネルサイズは、 3×3 以上のサイズを有する。画像フィルタ部 76 は、線形異方性拡散フィルタのカーネルを上述の計算対象領域の範囲内において順番に変更しながら、各カーネル位置において、非線形異方性拡散フィルタを施す。この非線形異方性フィルタの適用により、処理対象画像に描出されている診断部位領域や生体組織領域に適切なフィルタリング効果を得ることができる。

10

【0080】

以上で低域画像フィルタ部 113 についての説明を終了する。

【0081】

再び図 13 に戻り、高域画像フィルタ部 115 と多重解像度合成部 117 とについて説明する。

【0082】

高域画像フィルタ部 115 は、低域画像フィルタ部 113 からのエッジ情報を利用して、多重解像度分解部 111 からの 3 枚の高域画像の輝度値をそれぞれ制御する。具体的には、高域画像フィルタ部 115 は、各高域画像に含まれる複数の画素の各々について、エッジ情報に応じたパラメータを画素に乗ずる。このパラメータは、エッジ領域のための第 1 のパラメータと非エッジ領域のための第 2 のパラメータとを有する。第 1 のパラメータは、エッジ領域が強調されるように設定される。第 2 のパラメータは、非エッジ領域が抑制されるように設定される。高域画像フィルタ部 115 により輝度値が制御された高域画像は、多重解像度合成部 117 に供給される。なお、高域画像フィルタ部 115 においても、低域画像フィルタ部 113 と同様の非線形異方性フィルタが高域画像に適用されてもよい。

20

【0083】

多重解像度合成部 117 は、低域画像フィルタ部 113 からの低域画像と高域画像フィルタ部 115 からの 3 枚の高域画像とに基づいて、低域画像や高域画像よりも解像度が大きい出力画像を発生する。具体的には、多重解像度合成部 117 は、低域画像と 3 枚の高域画像とに離散ウェーブレット逆変換等の多重解像度合成を行う。合成後の出力画像の各座標軸あたりの標本数は、合成前の低域画像や高域画像の各座標軸あたりの標本数の 2 倍に拡大される。

30

【0084】

多重解像度合成部 117 が最低レベル（図 13 の場合レベル 1）に属さない場合、出力画像は、1 レベル下のレベルに属する低域画像フィルタ部 113 に供給される。多重解像度合成部 117 が最低レベルに属する場合、出力画像は、画像処理部 110 から表示部 90 に供給され、表示される。

40

【0085】

以上で実施例に係る画像処理部 110 についての説明を終了する。

【0086】

上記説明により、実施例に係る超音波診断装置は、多重解像度分解部 111、第 1 特徴量算出部 72、第 2 特徴量算出部 73、フィルタ特性記憶部 74、フィルタ特性選択部 75、及び画像フィルタ部 76 を有している。多重解像度分解部 111 は、超音波画像に多重解像度分解を施し、複数の解像度レベルの各々について空間周波数上での低域画像と高域画像とを生成する。第 1 特徴量算出部 72 は、低域画像の大域的なエッジ方向に関する第 1 の特徴量を算出する。第 2 特徴量算出部 73 は、低域画像の大域的なエッジ強度分布又は輝度値分布に関する第 2 の特徴量を算出する。フィルタ特性記憶部 74 は、複数のフ

50

フィルタ特性の各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有しうる第 1 の特徴量の範囲と第 2 の特徴量の範囲とを関連付けて記憶する。フィルタ特性選択部 7 5 は、複数の解像度レベルの各々について、複数のフィルタ特性の中から第 1 特徴量算出部 7 2 により算出された第 1 の特徴量と第 2 特徴量算出部 7 3 により算出された第 2 の特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する。画像フィルタ部 7 6 は、複数の解像度レベルの各々について、選択されたフィルタ特性を有する画像フィルタを低域画像と高域画像との少なくとも一方に施す。

【 0 0 8 7 】

実施例においては、多重解像度分解された各レベルでフィルタリングを行う。従って、これにより、レベル 1 の多重解像度合成後にフィルタリングを行う場合に比して、より超音波画像の画質が向上する。

10

【 0 0 8 8 】

かくして実施例によれば、画像診断能の向上を可能とする超音波診断装置及び超音波画像処理装置を提供することが可能となる。

【 0 0 8 9 】

なお、輝度特徴量とエッジ強度特徴量とを併用しても良い。また、画像を複数のサブ領域に空間的に分割し、各サブ領域毎に特徴量を得るなどして次元を増やしてから、主成分分析等の手法を用いて、次元を削減しても良い。

【 0 0 9 0 】

また、フィルタ特性選択部 7 5 は、パラメータセットの選択のため、例えば、フィッシャー (Fisher) の線形識別関数や A b a B o o s t アルゴリズム等による統計的アルゴリズムを利用してもよい。例えば、これら統計的アルゴリズムのための学習サンプルデータとして、診断部位や生体組織が既知の超音波画像のエッジ方向特徴量や輝度特徴量が利用されるとよい。

20

【 0 0 9 1 】

(変形例)

本実施形態に係る第 2 特徴量算出部 7 3 は、第 2 特徴量として、大域的な輝度値分布に関する輝度特徴量を算出するとした。しかしながら、本実施形態に係る第 2 特徴量算出部 7 3 は、これに限定されず、第 2 特徴量として、大域的なエッジ強度分布に関するエッジ強度特徴量を算出してもよい。以下、変形例に係る画像処理部 7 0 について詳細に説明する。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

30

【 0 0 9 2 】

図 1 5 は、本実施形態の変形例に係る第 2 特徴量算出部の構成を示す図である。図 1 5 に示すように、第 2 特徴量算出部は、エッジ強度算出部 7 3 2 と第 2 計数部 7 3 3 とを有している。なお、変形例に係る第 2 特徴量算出部の処理対象は、オリジナルの超音波画像であっても、オリジナルの超音波画像の縮小画像であってもよい。しかしながら、以下の説明を具体的に行うため、変形例に係る第 2 特徴量算出部の処理対象は、縮小画像であるとする。

【 0 0 9 3 】

エッジ強度算出部 7 3 2 は、縮小画像内の計算対象領域に含まれる複数の画素の各々について、各画素のエッジ強度を画素の輝度値の空間微分に基づいて算出する。具体的には、まず、エッジ強度算出部 7 3 2 は、エッジ方向算出部 7 2 1 と同様に、処理対象画素と処理対象画素の近傍画素とを利用して超音波画像の各座標軸に沿って空間微分し、空間微分値を算出する。そしてエッジ強度算出部 7 3 2 は、算出された空間微分値に基づいて処理対象画素に関するエッジ強度を算出する。

40

【 0 0 9 4 】

第 2 計数部 7 3 3 は、縮小画像内の計算対象領域に含まれる複数の画素のうちの、第 3 閾値 (以下、エッジ強度閾値と呼ぶことにする。) よりも小さいエッジ強度を有する画素の画素数を、エッジ強度特徴量として計数する。計数処理の際、エッジ強度閾値による閾

50

値処理が施されると良い。すなわち、第2計数部733は、縮小画像にエッジ強度閾値による閾値処理を施し、エッジ強度閾値よりも小さいエッジ強度を有する画素を画素値“1”とし、エッジ強度閾値よりも大きいエッジ強度を有する画素を画素値“0”とする閾値画像を生成する。そして第2計数部733は、閾値画像に含まれる複数の画素の中から、例えば、画素値“1”を有する画素の画素数を計数する。エッジ強度閾値は、経験則に従って決定される。

【0095】

以上で変形例に係る第2特徴量算出部の構成についての説明を終わる。

【0096】

なお変形例に係るフィルタ特性記憶部は、複数のフィルタ特性の各々に、各フィルタ特性に適した超音波画像が有しうるエッジ方向特徴量の範囲とエッジ強度特徴量の範囲とを関連付けて記憶する。変形例1に係るフィルタ特性選択部は、変形例に係るフィルタ特性記憶部に記憶されている複数のフィルタ特性の中から、第1特徴量算出部72により算出されたエッジ方向特徴量と変形例に係る第2特徴量算出部により算出されたエッジ強度特徴量との両方に応じたフィルタ特性を選択する。変形例1に係る画像フィルタ部は、フィルタ特性選択部からのフィルタ特性を有する画像フィルタを超音波画像に適用する。

10

【0097】

かくして変形例によれば、画像診断能の向上を可能とする超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理方法を提供することが可能となる。

【0098】

20

[実施例2]

上述の実施例は、単一の画像フィルタ(具体的には、非線形異方性拡散フィルタ)の複数のパラメータセットの中から、エッジ方向特徴量と輝度特徴量またはエッジ強度特徴量とに応じたパラメータセットを選択するとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。実施例2に係る超音波診断装置1は、上述のように複数の画像フィルタの中から、エッジ方向特徴量と輝度特徴量またはエッジ強度特徴量とに応じた画像フィルタを選択する。以下、実施例2に係る超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理方法について説明する。

【0099】

図16は、実施例2に係る画像処理部120の構成を示す図である。図16に示すように、画像処理部120は、画像縮小部71、第1特徴量算出部72、第2特徴量算出部73、フィルタ選択部81、画像フィルタ部82、及び切替部83を有する。

30

【0100】

画像フィルタ部82は、複数のフィルタ特性をそれぞれ有する複数の画像フィルタを選択的に適用可能な構成を有する。画像フィルタとしては、線形フィルタ(ガウシアンフィルタ、微分フィルタ、ウェーブレットフィルタ等)または非線形フィルタ(メディアンフィルタ、モルフォロジーフィルタ(morphological filter)、ノンローカルミーンフィルタ(non-local means filter)、バイラテラルフィルタ(bi-lateral filter)、異方性拡散フィルタ(anisotropic diffusion filter)等)が適用可能である。複数の画像フィルタの組み合わせは、上記の画像フィルタのいずれの組み合わせでよい。また、複数の画像フィルタの中に、画像フィルタを適用しない(すなわち全ての信号を通過させるのみ)という選択肢が含まれていても良い。画像フィルタの数は、2以上であれば、幾つでも良い。しかしながら、以下の説明を具体的に行うため、画像フィルタは、第1画像フィルタ82-1と第2画像フィルタ82-2との2つであるとする。

40

【0101】

フィルタ選択部81は、第1特徴量算出部72により算出されたエッジ方向特徴量と第2特徴量算出部73により算出された輝度特徴量またはエッジ強度特徴量との両方に応じたフィルタ特性を有する画像フィルタを処理対象の超音波画像に適用するために、画像フィルタ部内の複数の画像フィルタの中から特定の画像フィルタを選択する。選択された画像フィルタが稼働され、選択されていない画像フィルタが停止される。選択対象の画像フ

50

フィルタの識別子は、切替部 8 3 に供給される。

【 0 1 0 2 】

切替部 8 3 は、複数の画像フィルタの出力端子 P 1 と画像処理部 1 2 0 の出力端子 P 2 とを切替可能に接続する。切替部 8 3 は、フィルタ選択部 8 1 からの識別子に対応する画像フィルタの出力端子 P 1 を出力端子 P 2 に接続する。これにより、フィルタ選択部 8 1 により選択された画像フィルタの出力画像が画像処理部 1 2 0 から出力される。

【 0 1 0 3 】

このように変形例 2 によれば、複数の画像フィルタの中から、エッジ方向特徴と輝度特徴量またはエッジ強度特徴量とに応じたフィルタ特性を有する画像フィルタが選択される。

10

【 0 1 0 4 】

かくして変形例 2 によれば、画像診断能の向上を可能とする超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理方法を提供することが可能となる。

【 0 1 0 5 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

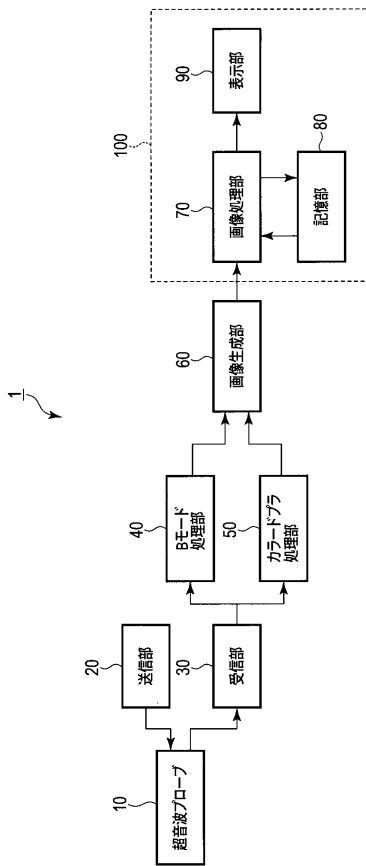
【 符号の説明 】

【 0 1 0 6 】

1 ... 超音波診断装置、 1 0 ... 超音波プローブ、 2 0 ... 送信部、 3 0 ... 受信部、 4 0 ... Bモード処理部、 5 0 ... カラー Doppler 処理部、 6 0 ... 画像生成部、 7 0 ... 画像処理部、 7 1 ... 画像縮小部、 7 2 ... 第 1 特徴量算出部、 7 3 ... 第 2 特徴量算出部、 7 4 ... フィルタ特性記憶部、 7 5 ... フィルタ特性選択部、 7 6 ... 画像フィルタ部、 8 0 ... 記憶部、 9 0 ... 表示部、 1 0 0 ... 医用画像処理装置、

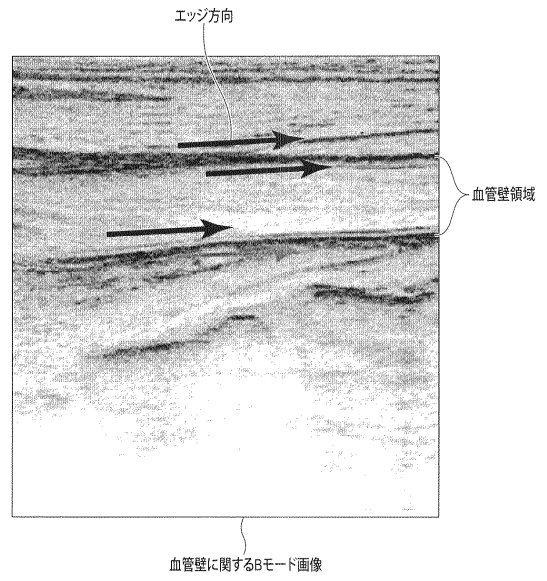
【 図 1 】

図 1



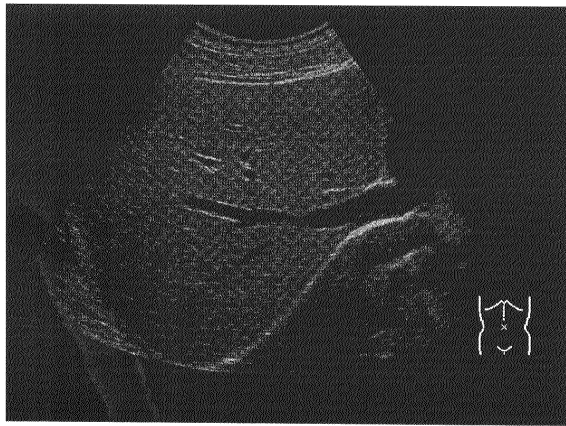
【 図 2 】

図 2



【 図 3 】

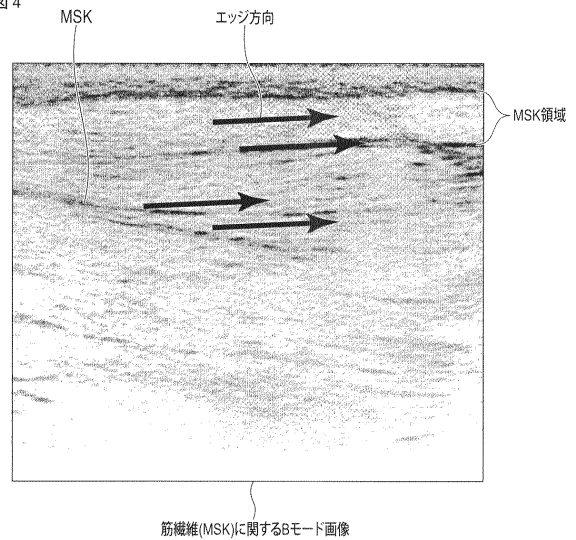
図 3



腹部及び肝臓に関するBモード画像

【 図 4 】

図 4



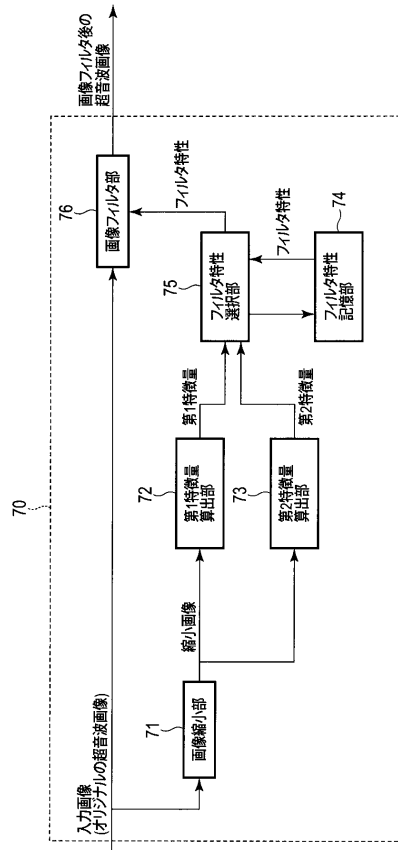
【 図 5 】

図 5

診断部位 生体組織	平均輝度値	平均エッジ方向	
頸動脈 (走行方向)	1	0.4946	0.7743
	2	0.3769	0.8372
	3	0.3935	0.8426
頸動脈 (輪切り)	0.4988	0.5949	
腹部	0.7157	0.3526	
MSK	0.716	0.7894	
心臓	0.3476	0.3619	

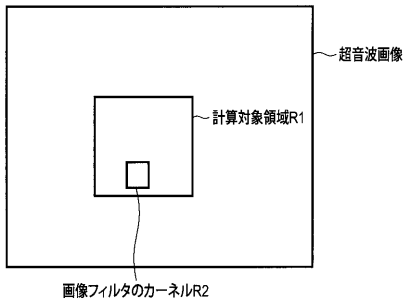
【 図 6 】

図 6



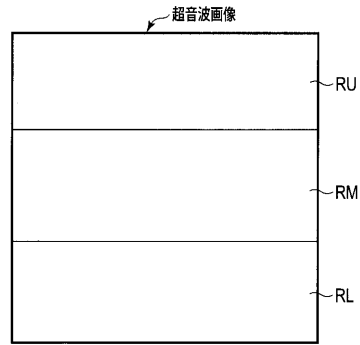
【 図 7 】

図 7



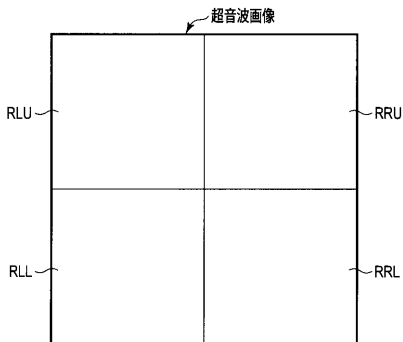
【 図 9 】

図 9



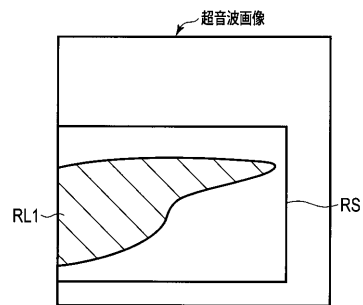
【 図 8 】

図 8



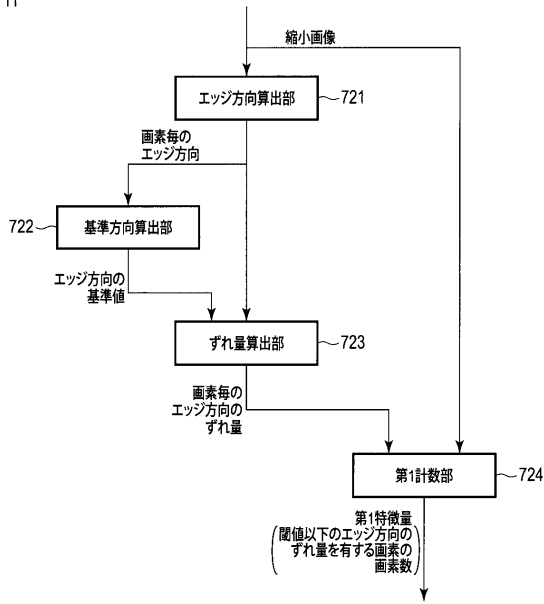
【 図 10 】

図 10



【 図 1 1 】

図 11



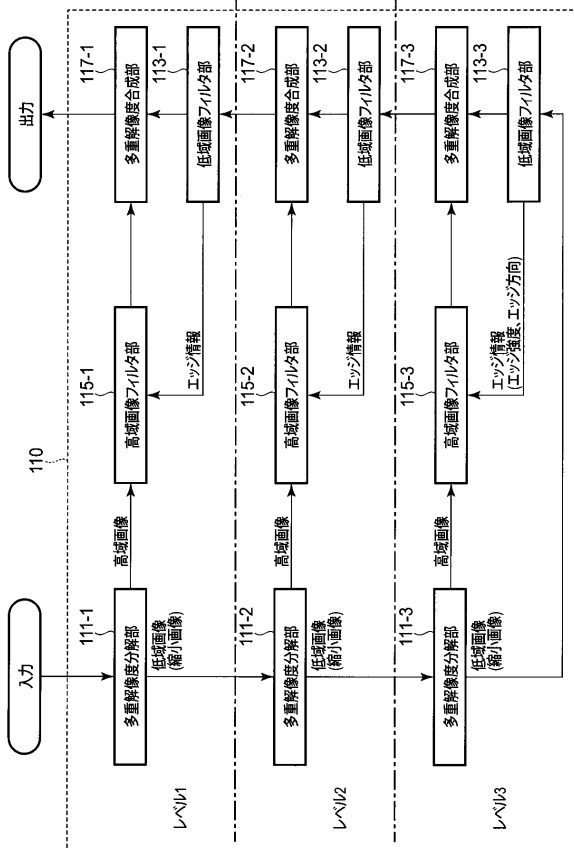
【 図 1 2 】

図 12

パラメータセット	第1特徴量(エッジ方向特徴量)	第2特徴量(傾斜特徴量)
パラメータセット1	範囲1-1	範囲2-1
パラメータセット2	範囲1-2	範囲2-2
パラメータセット3	範囲1-3	範囲2-3
...

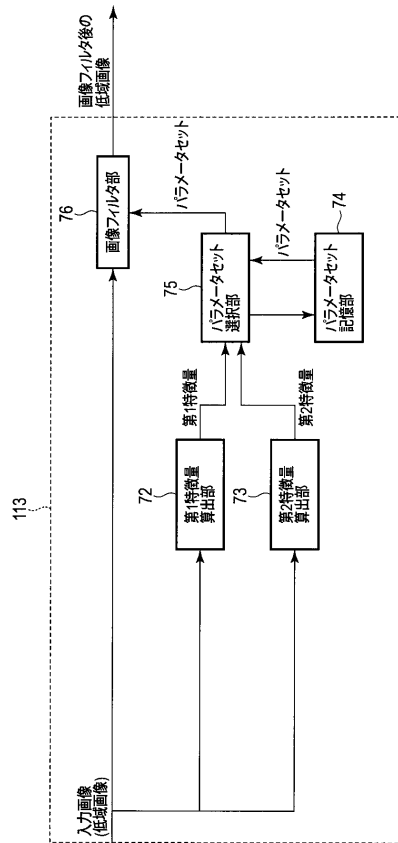
【 図 1 3 】

図 13



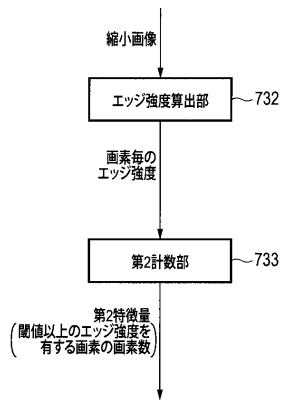
【 図 1 4 】

図 14



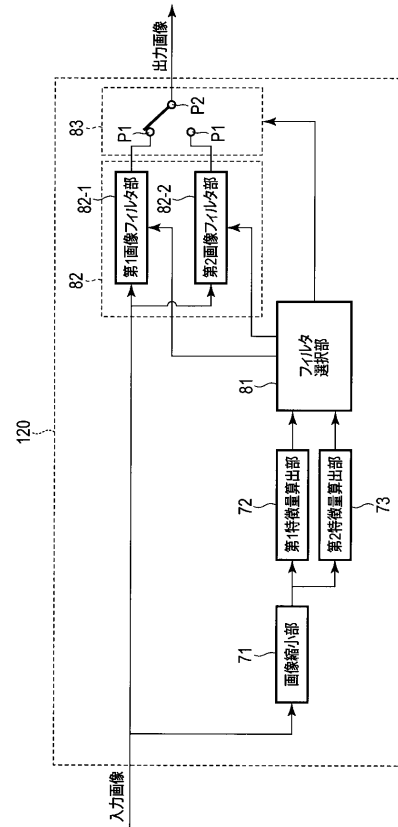
【 図 1 5 】

図 15



【 図 1 6 】

図 16



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 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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本社内
- (72)発明者 市岡 健一
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 DD08 DD14 DD30 DE04 EE04 JB33 JB35 JB40 JB46 JC08
JC09 JC10 JC11 JC37 KK10 KK12 KK19 LL05

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理方法		
公开(公告)号	JP2013150778A	公开(公告)日	2013-08-08
申请号	JP2012233151	申请日	2012-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太 市岡健一		
发明人	大住 良太 市岡 健一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5269 G06T5/002 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/30056 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/DD14 4C601/DD30 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB33 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL05		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上正 冈田隆		
优先权	2011283970 2011-12-26 JP		
其他公开文献	JP6081139B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高图像诊断能力 解决方案：滤波器特性存储单元74将适合于每个滤波器特性的超声图像所具有的边缘方向特征量的范围与亮度特征量的特征量的范围与多个滤波器特性中的每一个相关联。它被记住了。第一特征量计算单元72计算与超声图像中的计算目标区域中的边缘方向相关的边缘方向特征量。第二特征量计算单元73计算与超声图像中的计算目标区域中的亮度值分布有关的亮度特征量。滤波器特性选择部分75从存储在滤波器特性存储部分74中的多个滤波器特性中选择与计算的边缘方向特征量和计算的亮度特征量两者相对应的滤波器特性。图像滤波器单元76将具有所选滤波器特性的图像滤波器应用于超声图像。点域6

