

(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2010-227554
(P2010-227554A)

(43) 公開日 平成22年10月14日(2010.10.14)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 31 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2010-45682 (P2010-45682)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年3月2日 (2010.3.2)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2009-51145 (P2009-51145)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成21年3月4日 (2009.3.4)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

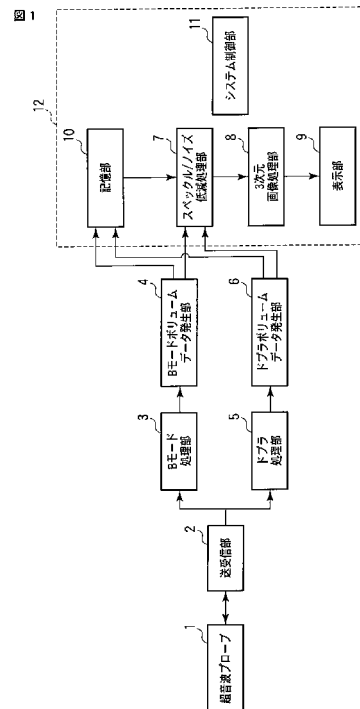
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法の提供。

【解決手段】 送受信部 2 は、超音波プローブ 1 を介して被検体に超音波を送信し、被検体により反射された超音波を受信し、受信された超音波に応じたエコー信号を出力する。Bモードボリュームデータ発生部 4 やドプラボリュームデータ発生部 6 は、エコー信号に基づいて第 1 ボリュームデータを発生する。スペックル/ノイズ低減処理部 7 は、第 1 ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、ボクセルの 3 次元的方向性に応じたフィルタリング特性で 3 次元フィルタリングを適用し、第 2 ボリュームデータを発生する。3 次元画像処理部 8 は、第 2 ボリュームデータに基づいて 2 次元の超音波画像のデータを発生する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波に由来するエコー信号を受信する送受信部と、

前記受信されたエコー信号に基づいて第 1 ボリュームデータを発生する第 1 ボリュームデータ発生部と、

前記発生された第 1 ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する低域 / 高域ボリュームデータ発生部と、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる 3 次元構造物の 3 次元的な構造パターンを分類するための 3 つの固有値を計算し、前記 3 つの固有値の中の 2 つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるフィルタ部と、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施す高域ボクセル制御部と、

前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペckルとノイズとが低減された第 2 ボリュームデータを発生する第 2 ボリュームデータ発生部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力する送受信部と、

前記エコー信号に基づいて第 1 ボリュームデータを発生する第 1 ボリュームデータ発生部と、

前記第 1 ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの 3 次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で 3 次元フィルタリングを適用し、第 2 ボリュームデータを発生する第 2 ボリュームデータ発生部と、

前記第 2 ボリュームデータに基づいて 2 次元の超音波画像のデータを発生する画像データ発生部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 ボリュームデータ発生部は、前記ボクセルのボクセル値と前記ボクセルの近傍に位置する複数の近傍ボクセルのボクセル値とに基づいて前記ボクセルの 3 次元的な拡散の強さと方向とを算出し、前記算出された 3 次元的な拡散の強さと方向とに応じて前記フィルタリング特性を決定する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 ボリュームデータ発生部は、

前記発生された第 1 ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する分解部と、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる 3 次元構造物の 3 次元的な構造パターンを分類するための 3 つの固有値を計算し、前記 3 つの固有値の中の 2 つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるフィルタ部と、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施す高域ボクセル制御部と、

前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペckルとノイズとが低減された第 2 ボリュームデータを発生する合成部と、

10

20

30

40

50

を具備する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記分解部は、前記発生された第 1 ボリュームデータに多重解像度分解を施し、前記低域ボリュームデータと前記高域ボリュームデータとを発生し、

前記合成部は、前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに多重解像度合成を施すことによって前記第 2 ボリュームデータを発生する、

請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記多重解像度分解と前記多重解像度合成とは、ウェーブレット変換 / 逆変換、ラプラシアン・ピラミッド法、又はガボール変換 / 逆変換である、請求項 5 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記超音波画像を表示する表示部をさらに備える請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力する送受信部と、

前記エコー信号に基づいて第 1 ボリュームデータを発生する発生部と、

前記第 1 ボリュームデータに含まれる 3 次元的な等方性構造を有する成分を低減し、3 次元的な異方性構造を有する成分を強調することによって、前記第 1 ボリュームデータから第 2 ボリュームデータを発生する低減部と、

20

前記第 2 ボリュームデータを 3 次元画像処理し、2 次元の超音波画像のデータを発生する 3 次元画像処理部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 9】

前記低減部は、

前記第 1 ボリュームデータを多重解像度分解し、第 1 低域ボリュームデータと第 1 高域ボリュームデータとを発生する分解部と、

前記第 1 低域ボリュームデータに基づいて 3 次元構造テンソルの固有値と固有ベクトルとを算出する算出部と、

30

前記固有値に応じた拡散の強さを有するフィルタを、前記固有ベクトルに応じた方向に沿って前記第 1 低域ボリュームデータに適用し、第 2 低域ボリュームデータを発生するフィルタ部と、

前記固有値に基づいて前記第 1 高域ボリュームデータに含まれるボクセルのボクセル値を制御し、第 2 高域ボリュームデータを発生する制御部と、

前記第 2 低域ボリュームデータと前記第 2 高域ボリュームデータとを多重解像度合成し、前記第 2 ボリュームデータを発生する合成部と、を備える、

請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

40

前記算出部は、前記 3 次元構造テンソルの 3 つの固有値を算出し、

前記フィルタ部は、前記 3 つの固有値のうちの最大固有値と最小固有値とを用いて前記第 1 低域ボリュームデータに含まれるエッジ成分の大きさに関するエッジ情報を算出し、前記エッジ情報の大きさに応じた前記拡散の強さを有する非線形異方性拡散フィルタを前記第 1 低域ボリュームデータに適用する、

請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記多重解像度分解と前記多重解像度合成とは、ウェーブレット変換 / 逆変換、ラプラシアン・ピラミッド法、又はガボール変換 / 逆変換である、請求項 9 記載の超音波診断装置。

50

【請求項 1 2】

前記超音波画像を表示する表示部をさらに備える請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

被検体に関する第 1 ボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記第 1 ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの 3 次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で 3 次元フィルタリングを適用し、第 2 ボリュームデータを発生する第 2 ボリュームデータ発生部と、

前記第 2 ボリュームデータに基づいて 2 次元の超音波画像のデータを発生する画像データ発生部と、

を具備する画像処理装置。

10

【請求項 1 4】

前記第 2 ボリュームデータ発生部は、前記ボクセルのボクセル値と前記ボクセルの近傍に位置する複数の近傍ボクセルのボクセル値とに基づいて前記ボクセルの 3 次元的な拡散の強さと方向とを算出し、前記算出された 3 次元的な拡散の強さと方向とに応じて前記フィルタリング特性を決定する、請求項 1 3 記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記第 2 ボリュームデータ発生部は、

前記発生された第 1 ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する分解部と、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる 3 次元構造物の 3 次元的な構造パターンを分類するための 3 つの固有値を計算し、前記 3 つの固有値の中の 2 つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるフィルタ部と、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施す高域ボクセル制御部と、

前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第 2 ボリュームデータを発生する合成部と、

を具備する請求項 1 3 記載の画像処理装置。

20

【請求項 1 6】

前記分解部は、前記発生された第 1 ボリュームデータに多重解像度分解を施し、前記低域ボリュームデータと前記高域ボリュームデータとを発生し、

前記合成部は、前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに多重解像度合成を施し、前記第 2 ボリュームデータを発生する、

請求項 1 5 記載の画像処理装置。

30

【請求項 1 7】

前記多重解像度分解と前記多重解像度合成とは、ウェーブレット変換 / 逆変換、ラプラシアン・ピラミッド法、又はガボール変換 / 逆変換である、請求項 1 6 記載の画像処理装置。

40

【請求項 1 8】

前記超音波画像を表示する表示部をさらに備える請求項 1 3 記載の画像処理装置。

【請求項 1 9】

被検体に関する第 1 ボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記第 1 ボリュームデータに含まれる 3 次元的な等方性構造を有する成分を低減し、3 次元的な異方性構造を有する成分を強調することによって、前記第 1 ボリュームデータから第 2 ボリュームデータを発生する低減部と、

前記第 2 ボリュームデータを 3 次元画像処理し、2 次元画像のデータを発生する 3 次元画像処理部と、

を具備する画像処理装置。

50

【請求項 20】

前記低減部は、

前記第 1 ボリュームデータを多重解像度分解し、第 1 低域ボリュームデータと第 1 高域ボリュームデータとを発生する分解部と、

前記第 1 低域ボリュームデータに基づいて 3 次元構造テンソルの固有値と固有ベクトルとを算出する算出部と、

前記固有値に応じた拡散の強さを有するフィルタを、前記固有ベクトルに応じた方向に沿って前記第 1 低域ボリュームデータに適用し、第 2 低域ボリュームデータを発生するフィルタ部と、

前記固有値に基づいて前記第 1 高域ボリュームデータに含まれるボクセルのボクセル値を制御し、第 2 高域ボリュームデータを発生する制御部と、

前記第 2 低域ボリュームデータと前記第 2 高域ボリュームデータとを多重解像度合成し、前記第 2 ボリュームデータを発生する合成部と、を備える、

請求項 19 記載の画像処理装置。

10

【請求項 21】

前記算出部は、前記 3 次元構造テンソルの 3 つの固有値を算出し、

前記フィルタ部は、前記 3 つの固有値のうちの最大固有値と最小固有値とを用いて前記第 1 低域ボリュームデータに含まれるエッジ成分の大きさに関するエッジ情報を算出し、前記エッジ情報の大きさに応じた前記拡散の強さを有する非線形異方性拡散フィルタを前記第 1 低域ボリュームデータに適用する、

請求項 20 記載の画像処理装置。

20

【請求項 22】

前記多重解像度分解と前記多重解像度合成とは、ウェーブレット変換 / 逆変換、ラブラシアン・ピラミッド法、又はガボール変換 / 逆変換である、請求項 20 記載の画像処理装置。

【請求項 23】

前記 2 次元画像を表示する表示部をさらに備える請求項 19 記載の画像処理装置。

【請求項 24】

超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を送受信する送受信部と、第 1 ボリュームデータを発生する第 1 ボリュームデータ発生部と、低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する低域 / 高域ボリュームデータ発生部と、フィルタをかけるフィルタ部と、高域ボクセルを制御する高域ボクセル制御部と、第 2 ボリュームデータを発生する第 2 ボリュームデータ発生部と、システム制御部とを具備する超音波診断装置の制御方法であって、

30

前記システム制御部は、

前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力するために前記送受信部を制御し、

前記出力されたエコー信号に基づいて第 1 ボリュームデータを発生するために前記第 1 ボリュームデータ発生部を制御し、

40

前記発生された第 1 ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生するために前記低域 / 高域ボリュームデータ発生部を制御し、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる 3 次元構造物の 3 次元的な構造パターンを分類するための 3 つの固有値を計算し、前記 3 つの固有値の中の 2 つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるために前記フィルタ部と制御し、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施すために前記高域ボクセル制御部を制御し、

50

前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生するために前記第2ボリュームデータ制御部を制御する、
超音波診断装置の制御方法。

【請求項25】

超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を送受信する送受信部と、第1ボリュームデータを発生する第1ボリュームデータ発生部と、第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、3次元画像処理を施す3次元画像処理部と、システム制御部とを具備する超音波診断装置の制御方法であって、

前記システム制御部は、

前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力するために前記受信部を制御し、

前記出力されたエコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生するために前記第1ボリュームデータ発生部を制御し、

前記発生された第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用することによって第2ボリュームデータを発生するために前記第2ボリュームデータ発生部を制御し、

前記発生された第2ボリュームデータに基づいて2次元の超音波画像のデータを発生するために前記3次元画像処理部を制御する、

超音波診断装置の制御方法。

【請求項26】

前記システム制御部は、

前記ボクセルのボクセル値と前記ボクセルの近傍に位置する複数の近傍ボクセルのボクセル値とに基づいて前記ボクセルの3次元的な拡散の強さと方向とを算出し、

前記算出された3次元的な拡散の強さと方向とに応じて前記フィルタリング特性を決定する、ために前記第2ボリュームデータ発生部を制御する、

請求項25記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項27】

前記システム制御部は、

前記発生された第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生し、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、

前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、

前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけ、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施し、

前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生する、ために前記第2ボリュームデータ発生部を制御する、

請求項25記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項28】

被検体に関する第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生し、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、

前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、

10

20

30

40

50

前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけ、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施し、

前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生する、

ことを具備する画像処理方法。

【請求項29】

被検体に関する第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用することによって第2ボリュームデータを発生し、

前記第2ボリュームデータに基づいて2次元画像のデータを発生する、

ことを具備する画像処理方法。

【請求項30】

前記第2ボリュームデータを発生することは、

前記ボクセルのボクセル値と前記ボクセルの近傍に位置する複数の近傍ボクセルのボクセル値とに基づいて前記ボクセルの3次元的な拡散の強さと方向とを算出し、

前記算出された3次元的な拡散の強さと方向とに応じて前記フィルタリング特性を決定する、

ことを備える請求項29記載の画像処理方法。

【請求項31】

前記第2ボリュームデータを発生することは、

前記発生された第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生し、

前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、

前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、

前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけ、

前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施し、

前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生する、

ことを具備する請求項29記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズを低減する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動子から発生される超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織により反射された超音波を振動子を介して受信する。そして超音波診断装置は、受信された超音波に応じたエコー信号を発生し、発生されたエコーに基づいて超音波画像のデータを発生し、超音波画像を表示する。一般的に超音波診断装置は、1次元に配列された複数の振動子を有する超音波プローブを用いることにより、被検体内の断面をスキャンして2次元の超音波画像を収集している。また近年の超音波診断装置は、2次元状に配列された複数の振動子を有する超音波プローブ等を用いることに

10

20

30

40

50

より、被検体内のボリュームをスキャンして3次元の超音波画像（ボリュームデータ）を収集することも可能になってきている。

【0003】

ところで、複数の近接する被検体組織から反射された超音波は、それぞれの位相のために干渉する。この干渉により、振幅のみを合成する場合は見え方が異なる画像パターン、すなわちスペックル（speckle）が発生されてしまう。スペックルは、被検体組織の境界の位置や形状の正確な観測を妨げてしまう。そのため、スペックルを低減する（reduce）ための各種の処理方法が提案されている。

【0004】

例えば特許文献1に記載のように、ウェーブレット（wavelet）変換／逆変換等によって超音波画像を多重解像度分解し、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、法線方向に先鋭化のフィルタを施す方法が提案されている。しかしこの特許文献1の適用は、2次元の超音波画像に限定されている。

10

【0005】

一方、非特許文献1に記載のように、画像データ中の画素領域の構造分析の方法として、構造テンソル（Structure Tensor）を用いるものがある。非特許文献1には、非線形異方性拡散フィルタ（Nonlinear Anisotropic Diffusion Filter）による超音波画像のスペックル低減への応用が記載されている。しかし、非特許文献1の適用も、2次元の超音波画像に限定されている。

20

【0006】

ただしボリュームデータを特定の座標軸に垂直な断面に分割し、それらの各断面に2次元スペックル低減フィルタを適用することによって、ボリュームデータ内のスペックルを低減できる。しかし、この場合には2次元フィルタが適用された面におけるスペックルの低減精度に比して、それに垂直に交わる2つの面におけるスペックルの低減精度が劣っている。

【0007】

非線形異方性拡散フィルタを3次元に拡張する際、3次元構造テンソルの3つの固有値の大小関係によって構造の特徴を分類する必要がある。非特許文献2には、その具体例が記載されている。しかしこの非特許文献2には、3次元構造テンソルの各固有値を3次元拡散方程式に結びつける方法が記載されていない。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006 116307号公報

【非特許文献】

【0009】

【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

【非特許文献2】Z. Yu, C. Bajaj, "A Structure Tensor Approach for 3D Image Skeletonization: Applications in Protein Secondary Structure Analysis, Image Processing, 2006 IEEE International Conference on, 2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の第1の局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波に由来するエコー信号を受信する送受信部と、前記受信されたエコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生する第1ボリュームデータ発生部と、前記発生された第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する低域/高域ボリュームデータ発生部と、前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるフィルタ部と、前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施す高域ボクセル制御部と、前記フィルタ部で非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記高域ボクセル制御部でエッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペックルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、を具備する。

10

【0012】

本発明の第2の局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力する送受信部と、前記エコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生する第1ボリュームデータ発生部と、前記第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用し、第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、前記第2ボリュームデータに基づいて2次元の超音波画像のデータを発生する画像データ発生部と、を具備する。

20

【0013】

本発明の第3の局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力する送受信部と、前記エコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生する発生部と、前記第1ボリュームデータに含まれる3次元的な等方性構造を有する成分を低減し、3次元的な異方性構造を有する成分を強調することによって、前記第1ボリュームデータから第2ボリュームデータを発生する低減部と、前記第2ボリュームデータを3次元画像処理し、2次元の超音波画像のデータを発生する3次元画像処理部と、を具備する。

30

【0014】

本発明の第4の局面に係る画像処理装置は、被検体に関する第1ボリュームデータを記憶する記憶部と、前記第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用し、第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、前記第2ボリュームデータに基づいて2次元の超音波画像のデータを発生する画像データ発生部と、を具備する。

40

【0015】

本発明の第5の局面に係る画像処理装置は、被検体に関する第1ボリュームデータを記憶する記憶部と、前記第1ボリュームデータに含まれる3次元的な等方性構造を有する成分を低減し、3次元的な異方性構造を有する成分を強調することによって、前記第1ボリュームデータから第2ボリュームデータを発生する低減部と、前記第2ボリュームデータを3次元画像処理し、2次元画像のデータを発生する3次元画像処理部と、を具備する。

【0016】

本発明の第6の局面に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を送受信する送受信部と、第1ボリュームデータを発生する第

50

1 ボリュームデータ発生部と、低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生する低域/高域ボリュームデータ発生部と、フィルタをかけるフィルタ部と、高域ボクセルを制御する高域ボクセル制御部と、第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、システム制御部とを具備する超音波診断装置の制御方法であって、前記システム制御部は、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力するために前記受信部を制御し、前記出力されたエコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生するために前記第1ボリュームデータ発生部を制御し、前記発生された第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生するために前記低域/高域ボリュームデータ発生部を制御し、前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけるために前記フィルタ部と制御し、前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施すために前記高域ボクセル制御部を制御し、前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペckルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生するために前記第2ボリュームデータ発生部を制御する。

10

20

30

40

50

【0017】

本発明の第7の局面に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を送受信する送受信部と、第1ボリュームデータを発生する第1ボリュームデータ発生部と、第2ボリュームデータを発生する第2ボリュームデータ発生部と、3次元画像処理を施す3次元画像処理部と、システム制御部とを具備する超音波診断装置の制御方法であって、前記システム制御部は、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信し、前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波を受信し、前記受信された超音波に応じたエコー信号を出力するために前記受信部を制御し、前記出力されたエコー信号に基づいて第1ボリュームデータを発生するために前記第1ボリュームデータ発生部を制御し、前記発生された第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用することによって第2ボリュームデータを発生するために前記第2ボリュームデータ発生部を制御し、前記発生された第2ボリュームデータに基づいて2次元の超音波画像のデータを発生するために前記3次元画像処理部を制御する。

【0018】

本発明の第8の局面に係る画像処理方法は、被検体に関する第1ボリュームデータに基づいて空間周波数上での低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを発生し、前記発生された低域ボリュームデータに含まれる3次元構造物の3次元的な構造パターンを分類するための3つの固有値を計算し、前記3つの固有値の中の2つの固有値に基づいてエッジ情報を計算し、前記計算されたエッジ情報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前記低域ボリュームデータにかけ、前記発生されたエッジ情報に基づいて前記高域ボリュームデータに対してエッジ強調処理を施し、前記非線形異方性拡散フィルタをかけられた低域ボリュームデータと前記エッジ強調処理を施された高域ボリュームデータとに基づいてスペckルとノイズとが低減された第2ボリュームデータを発生する、ことを具備する。

【0019】

本発明の第9の局面に係る画像処理方法は、被検体に関する第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、前記ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用することによって第2ボリュームデータを発生し、前記第2ボリュームデータに基づいて2次元画像のデータを発生する、ことを具備する。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法を提供することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 2 】 図 1 のスペックル／ノイズ低減処理部の構成を示す図。

【 図 3 】 図 2 の 3 次元ウェーブレット変換部による 3 次元的なウェーブレット変換の概念を示す図。

【 図 4 】 図 3 のウェーブレット変換における各座標軸方向に適用させるフィルタの適用パターンを示す図。

【 図 5 】 3 次元構造テンソルの 3 つの固有値の大小関係に応じて分類される 3 つの構造パターンの 1 つを示す図。

【 図 6 】 3 次元構造テンソルの 3 つの固有値の大小関係に応じて分類される 3 つの構造パターンの 1 つを示す図。

【 図 7 】 3 次元構造テンソルの 3 つの固有値の大小関係に応じて分類される 3 つの構造パターンの 1 つを示す図。

【 図 8 】 図 2 の非線形異方性拡散フィルタ部による処理の典型的な流れを示す図。

【 図 9 】 本実施形態の変形例 1 に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法を説明する。

【 0 0 2 3 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図を示している。図 1 に示すように、本超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送受信部 2、B モード処理部 3、B モードボリュームデータ発生部 4、ドプラ処理部 5、ドプラボリュームデータ発生部 6、スペックル／ノイズ低減処理部 7、3 次元画像処理部 8、及び表示部 9 を備えている。

【 0 0 2 4 】

超音波プローブ 1 は、2 次元状に配列された複数の振動子を有している。超音波プローブ 1 は、送受信部 2 からの駆動信号を受けて被検体に向けて超音波を送信する。被検体に送信された超音波は、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、エコー信号として超音波プローブ 1 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射され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、送信された超音波が、移動している血流や心臓壁等の移動体の表面で反射された場合、エコー信号は、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存した周波数偏移を受ける。なお、超音波プローブ 1 は、3 次元走査が可能であれば、必ずしも 2 次元アレイ型である必要はない。例えば、超音波プローブ 1 は、機械的に揺動可能な 1 次元アレイ型であってもよい。

【 0 0 2 5 】

送受信部 2 は、超音波プローブ 1 を介して被検体の走査対象であるボリュームを超音波で繰り返し 3 次元走査する。この 3 次元走査により送受信部 2 からは、走査ボリュームに関する複数の走査線に関する複数のエコー信号が出力される。

【 0 0 2 6 】

より詳細には、送受信部 2 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のに必要な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

10

20

30

40

50

たレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動パルスを印加する。

【 0 0 2 7 】

また、送受信部 2 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 1 からのエコー信号を受信し、受信された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のに必要な遅延時間を与える。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。この加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波ビームが形成される。1 つの超音波ビームは、1 つの超音波走査線に対応する。走査線毎のエコー信号は、B モード処理部 3 とドブラ処理部 5 とに供給される。

10

【 0 0 2 8 】

B モード処理部 3 は、送受信部 2 からのエコー信号を対数増幅し、対数増幅されたエコー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、B モードボリュームデータ発生部 4 に供給される。

【 0 0 2 9 】

B モードボリュームデータ発生部 4 は、B モード処理部 3 からの B モード信号に基づいて、被検体に関するボリュームデータ（以下、B モードボリュームデータと呼ぶことにする）を発生する。具体的には、B モードボリュームデータ発生部 4 は、B モード信号のデータを走査線の位置情報に従ってメモリ上に 3 次元的に配置し、走査線間の B モード信号のデータを補間する。この配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成される B モードボリュームデータが発生される。各ボクセルは、由来する B モード信号のデータの強度に応じたボクセル値を有する。発生された B モードボリュームデータは、スペックル / ノイズ低減処理部 7 に供給される。

20

【 0 0 3 0 】

ドブラ処理部 5 は、送受信部 2 からのエコー信号を周波数解析し、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、ドブラボリュームデータ発生部 6 に供給される。

30

【 0 0 3 1 】

ドブラボリュームデータ発生部 6 は、ドブラ処理部 5 からのドブラ信号に基づいて、被検体に関するボリュームデータ（以下、ドブラボリュームデータと呼ぶことにする）を発生する。具体的には、ドブラボリュームデータ発生部 6 は、ドブラ信号のデータを走査線の位置情報に従ってメモリ上に 3 次元的に配置し、走査線間のドブラ信号のデータを補間する。この配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成されるドブラボリュームデータが発生される。各ボクセルは、由来するドブラ信号のデータの強度に応じたボクセル値を有する。発生されたドブラボリュームデータは、スペックル / ノイズ低減処理部 7 に供給される。

40

【 0 0 3 2 】

スペックル / ノイズ低減処理部 7 は、B モードボリュームデータ発生部 4 からの B モードボリュームデータやドブラボリュームデータ発生部 6 からのドブラボリュームデータに対してスペックル / ノイズ低減処理を実行し、スペックルやノイズが低減された B モードボリュームデータやドブラボリュームデータを発生する。より詳細には、スペックル / ノイズ低減処理部 7 は、B モードボリュームデータやドブラボリュームデータに含まれる 3 次元的な等方性構造を有する成分を低減し、3 次元的な異方性構造を有する成分を強調することにより、これらボリュームデータ中のスペックルやノイズを低減する。スペックルやノイズが低減された B モードボリュームデータやドブラボリュームデータは、3 次元画像処理部 8 に供給される。スペックル / ノイズ低減処理部 7 の詳細については後述する。

50

なお、スペックル/ノイズ低減処理部 7 は、B モードボリュームデータとドブラボリュームデータとの両方に対してスペックル低減処理を行なう必要はなく、何れか一方に対してのみ行なってもよい。

【 0 0 3 3 】

3次元画像処理部 8 は、スペックル/ノイズ低減処理部 7 からの B モードボリュームデータを 3次元画像処理して 2次元の B モード画像のデータを発生する。また、3次元画像処理部 8 は、スペックル/ノイズ低減処理部 7 からのドブラボリュームデータを 3次元画像処理して 2次元のドブラ画像のデータを発生する。用いられる 3次元画像処理としては、M P R (multi planar reconstruction) 処理や C P R (curved planar reconstruction) 処理、S P R (stretched CPR) 処理、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、M I P (maximum intensity projection) 等が挙げられる。発生された B モード画像のデータやドブラ画像のデータは、表示部 9 に供給される。

10

【 0 0 3 4 】

表示部 9 は、3次元画像処理部 8 からの B モード画像を表示する。また、表示部 9 は、3次元画像処理部からのドブラ画像を表示する。また、表示部 9 は、B モード画像とドブラ画像とを重ねて表示してもよい。表示部 9 としては、例えば C R T ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示デバイスが適宜利用可能である。

【 0 0 3 5 】

さらに超音波診断装置は、記憶部 10 を備える。記憶部 10 は、B モードボリュームデータ発生部 4 からの B モードボリュームデータとドブラボリュームデータ発生部 6 からのドブラボリュームデータとを記憶する。記憶部 10 により記憶された B モードボリュームデータ又はドブラボリュームデータとは、スペックル/ノイズ低減処理部 7 により読み出され、スペックル/ノイズ低減処理に供される。

20

【 0 0 3 6 】

さらに超音波診断装置は、システム制御部 11 を備える。システム制御部 11 は、超音波診断装置の各部を統括的に制御する。例えば、システム制御部 11 は、本実施形態に特有のスペックル/ノイズ低減処理を実行するために各部を制御する。

【 0 0 3 7 】

スペックル/ノイズ低減処理部 7、3次元画像処理部 8、表示部 9、記憶部 10、及びシステム制御部 11 は、画像処理装置 12 を構成する。典型的には、画像処理装置 12 は、本実施形態に係る超音波診断装置に内蔵されたコンピュータである。

30

【 0 0 3 8 】

次に、スペックル/ノイズ低減処理部 7 により実行されるスペックル/ノイズ低減処理について詳細に説明する。上述のように、スペックル/ノイズ低減処理部 7 は、B モードボリュームデータとドブラボリュームデータとのそれぞれに対してスペックル低減処理を行なえる。そのため、以下、説明の簡単のため、B モードボリュームデータとドブラボリュームデータとを区別せずに、単にボリュームデータと呼ぶことにする。また、B モード画像とドブラ画像とを特に区別しないときは、超音波画像と呼ぶことにする。

【 0 0 3 9 】

スペックル/ノイズ低減処理部 7 は、ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、ボクセルの 3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で 3次元フィルタリングを適用する。この 3次元フィルタによりスペックル/ノイズ低減処理部 7 は、ボリュームデータに含まれる 3次元的な等方性構造を有する成分を低減し、ボリュームデータに含まれる 3次元的な異方性構造を有する成分を強調する。なお、スペックル/ノイズ低減処理の処理対象は、必ずしも 3次元的な等方性構造成分と 3次元的な異方性構造成分との両方である必要はない。すなわち、スペックル/ノイズ低減処理部 7 は、3次元的な等方性構造成分の低減と 3次元的な異方性構造成分の強調との何れか一方のみを行なっても良い。

40

【 0 0 4 0 】

図 2 は、スペックル/ノイズ低減処理部 7 の構成を示す図である。図 2 に示すように、

50

スペックル／ノイズ低減処理部 7 は、多重解像度分解／合成を行なうために、複数階層からなる多重構造を有している。本実施形態においては、多重解像度分解／合成の最高次数は、レベル 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。すなわち、多重解像度分解／合成は、第 1 レベルから第 n レベル（ただし、n は 2 以上の自然数）の範囲で行なわれればよい。また本実施形態では、多重解像度分解／合成の一例としてウェーブレット変換／逆変換を採用する。しかしながら本実施形態は、これに限定する必要はない。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。また、本実施形態におけるウェーブレット変換／逆変換は、いわゆる離散ウェーブレット変換／逆変換を指す。

10

【0041】

スペックル／ノイズ低減処理部 7 は、階層毎に 3 次元ウェーブレット変換部 7 1（7 1 1、7 1 2、7 1 3）、非線形異方性拡散フィルタ部 7 3（7 3 1、7 3 2、7 3 3）、高域ボクセル制御部 7 5（7 5 1、7 5 2、7 5 3）、及び 3 次元ウェーブレット逆変換部 7 7（7 7 1、7 7 2、7 7 3）を備えている。

【0042】

3 次元ウェーブレット変換部 7 1 は、入力ボリュームデータに対して 3 次元的なウェーブレット変換を適用し、入力ボリュームデータを 1 種類の低域ボリュームデータと 7 種類の高域ボリュームデータとに分解する。

【0043】

図 3 は、3 次元的なウェーブレット変換による多重解像度分解の概念図である。図 4 は、3 次元ウェーブレット変換における各座標軸方向に適用させるフィルタの適用パターンを示す図である。図 3 と図 4 とに示すように、分解前のボリュームデータ I V に対し、x y z 直交座標の各軸方向に 1 次元の低域（L）フィルタと高域（H）フィルタとをそれぞれ適用して、ボリュームデータ I V をウェーブレット変換する。このような 3 次元ウェーブレット変換によりボリュームデータ I V は、1 種類の低域ボリュームデータ D V 1 と 7 種類の高域ボリュームデータ D V 2 ~ D V 8 とに分解される。低域ボリュームデータ D V 1 は、ボリュームデータ I V が有する空間周波数成分のうちの低周波成分を含む。各高域ボリュームデータ D V 2 ~ D V 8 は、ボリュームデータ I V が有する空間周波数成分のうちの少なくとも 1 方向に関する高周波成分を含む。例えば、x 軸、y 軸、及び z 軸のそれぞれに低域フィルタを適用することにより、x 軸、y 軸、及び z 軸方向に関して低域成分のみを有する低域ボリュームデータ D V 1 が発生される。もう一例を挙げると、x 軸に高域フィルタを適用し、y 軸と z 軸とのそれぞれに低域フィルタを適用することにより、x 軸方向の高域成分が強調された高域ボリュームデータ D V 2 が発生される。分解後の各ボリュームデータ D V 1 ~ D V 8 の各座標軸あたりの標本数は、分解前のボリュームデータ I V の各座標軸あたりの標本数の半分に縮小される。

20

30

【0044】

3 次元ウェーブレット変換部 7 1 が最高階層（レベル 3）に属さない場合、発生された低域ボリュームデータは、1 階層上の 3 次元ウェーブレット変換部 7 1 に供給される。3 次元ウェーブレット変換部 7 1 が最高階層に属する場合、発生された低域ボリュームデータは、同最高階層の非線形異方性拡散フィルタ部 7 3 に供給される。また、高域ボリュームデータは、同階層に属する高域ボクセル制御部 7 5 に供給される。

40

【0045】

非線形異方性拡散フィルタ部 7 3 は、供給された低域ボリュームデータに含まれるエッジ成分の大きさに関する情報を算出する。以下、エッジ成分の大きさに関する情報をエッジ情報と呼ぶことにする。エッジ情報は、同階層の高域ボクセル制御部 7 5 に供給される。また、非線形異方性拡散フィルタ部 7 3 は、供給された低域ボリュームデータに 3 次元的な非線形異方性拡散フィルタを適用する。非線形異方性拡散フィルタは、低域ボリュームデータに含まれるエッジ成分を強調し、低域ボリュームデータに含まれる非エッジ成分を平滑化する。非線形異方性拡散フィルタは、非線形的に異方性拡散する成分を強調する

50

フィルタである。低域ボリュームデータ中のエッジ成分は、非線形的に異方性拡散している。一方、スペックルやノイズに代表される非エッジ成分は、非線形的に等方性拡散している。従って、低域ボリュームデータに非線形異方性拡散フィルタが適用されると、エッジ成分のボクセル値が増大され、非エッジ成分が低減される。本実施形態に係る非線形異方性拡散フィルタは、スペックル/ノイズの低減精度を向上しつつ、処理速度の向上を可能にするために工夫がなされている。これについて、後述する。フィルタリング後の低域ボリュームデータは、同階層の3次元ウェーブレット逆変換部77に供給される。

【0046】

ここで、非線形異方性拡散フィルタ部73の処理について詳細に説明する。非線形異方性拡散フィルタ部73は、低域ボリュームデータ内の構造物（ボクセル領域）の方向性を考慮したフィルタである非線形異方性拡散フィルタを低域ボリュームデータに適用し、エッジ情報とフィルタリングされた低域ボリュームデータとを出力する。非線形異方性拡散フィルタは以下の拡散方程式（偏微分方程式）（1）で表される。

10

【数1】

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

【0047】

Iは処理するボリュームデータのボクセル値、 ∇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。tは、実際の処理上では、この拡散方程式の処理回数を示す。本実施形態において処理回数tは何回であっても良いが、説明を具体的に行なうため、1回であるとする。Dは拡散テンソル（Diffusion Tensor）であって、以下の式（2）のように表される。

20

【数2】

$$D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{D3} \end{pmatrix} R^T \quad \dots(2)$$

【0048】

（2）式中の λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} は拡散テンソルDの固有値であり、Rは拡散テンソルDの固有ベクトルである。固有ベクトルRは、以下の（3）式により表される。

30

【数3】

$$R = (\omega_1 \quad \omega_2 \quad \omega_3) \quad \dots(3)$$

【0049】

拡散テンソルDの固有値 λ_{D1} は、固有ベクトル ω_1 が示す方向の拡散の強さを表す。同様に、固有値 λ_{D2} は固有ベクトル ω_2 が示す方向の拡散の強さを表し、固有値 λ_{D3} は固有ベクトル ω_3 が示す方向の拡散の強さを表す。固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} の値をボクセルごとに制御することによって、非線形異方性拡散フィルタの拡散の強さが制御される。なお、固有ベクトルRは、非線形異方性拡散フィルタのフィルタ方向と同義である。すなわち、固有ベクトルRを適宜設定することにより、非線形異方性拡散フィルタの所望のフィルタ方向が設定される。

40

【0050】

また、拡散テンソルDの固有ベクトル ω_1 、 ω_2 、及び ω_3 は、低域ボリュームデータ中のボクセルの3次元構造テンソルSの固有ベクトルに等しい。また、拡散テンソルDの固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} は、後述する3次元構造テンソルSの固有値から算出されるエッジの大きさに依存する。

【0051】

3次元構造テンソルSは、以下の（4）式のように規定される。

50

【数 4】

$$S = G_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{12} & s_{22} & s_{23} \\ s_{13} & s_{23} & s_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{s1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{s2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{s3} \end{pmatrix} R^T \quad \dots(4)$$

【0052】

I_x は、処理対象のポリウムデータ I の x 方向に沿う空間微分、 I_y は、処理対象のポリウムデータ I の y 方向に沿う空間微分、 I_z は、処理対象のポリウムデータ I の z 方向に沿う空間微分を表す。G は 3 次元ガウス関数、演算子「*」は畳み込みを表す。固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 は、3 次元構造テンソル S の固有値であり、その大小関係は、 $s_1 > s_2 > s_3$ であるとする。空間微分 I_x 、 I_y 、及び I_z の算出方法は、上記の算出方法に厳密に従わなくともよい。例えば、 I_x 、 I_y 、及び I_z を算出するかわりに、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

【0053】

3 次元構造テンソル S の各要素 s が求まっている場合における固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 と固有ベクトル R 及び R^T とは、線形代数学でよく知られている方法によって算出することができる。すなわち、(4) 式中の 3×3 の行列の固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 は、例えばカルダノ (Cardano) の方法等によって、実質的に 3 次方程式を解くことにより算出できる。また、3 次元構造テンソル S は、実対称行列であるので、固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 は実数であり、固有ベクトル R 及び R^T は実ベクトルである。実ベクトル R 及び R^T は互いに直交する。

20

【0054】

ポリウムデータに含まれる 3 次元的な構造物の代表的な構造パターンは、3 次元構造テンソル S の固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 の大小関係によって分類される。図 5、図 6、及び図 7 は、それぞれ 3 つの構造パターンうちの 1 つを示す模式図である。図 5 に示すように、 $s_1 \gg s_2 \gg s_3$ の場合、構造物は異方性構造物であり、平板状構造を有する。図 6 に示すように、 $s_1 \gg s_2 > s_3$ の場合、構造物は異方性構造物であり、線状構造を有する。図 7 に示すように、 $s_1 \approx s_2 \approx s_3$ の場合、構造物は等方性構造物であり、球状構造を有する。低減対象であるスペックルやノイズは、球状構造を有する。また、強調対象であるエッジ成分は、平面状構造や線状構造を有する。

30

【0055】

本発明者は、ポリウムデータの 3 次元構造テンソルを非線形異方性拡散フィルタに適用するにあたっては、平板状の構造と線状の構造とを特に分別する必要がないことを経験的に見出した。それは、第 2 固有値 s_2 を考慮して発生された超音波画像は、考慮しないで発生された超音波画像に比して、画質が向上していなかったからである。そのため、本実施形態においては、第 1 固有値 s_1 と第 3 固有値 s_3 との差分値に応じて、3 次元構造物の形状を判別することにする。すなわち、この差分値 $D I \gg 0$ の場合、構造物は異方性構造を有するとし、 $D I \approx 0$ の場合、等方性構造を有するとする。第 1 固有値 s_1 と第 3 固有値 s_3 との差分は、エッジ情報の算出に用いられる。エッジ情報 Pe は、以下の (5) 式のように表される。

40

【数 5】

$$Pe = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{s1} - \lambda_{s3})^2}{k^2}\right) \quad \dots(5)$$

【0056】

エッジ情報 Pe は、エッジの大きさを 0 から 1 までの範囲に正規化することにより算出されるパラメータである。エッジ情報 Pe の値が 1 に近いほど異方性が強く、0 に近いほど

50

ど等方性が強い。すなわち、エッジ情報 Pe の値が 1 に近いほど構造物はエッジ成分に近く、0 に近いほど構造物は非エッジ成分に近い。このようにエッジ情報 Pe は、構造物の異方性又は等方性（エッジ成分又は非エッジ成分）の度合を示といえる。

【0057】

パラメータ k は、エッジ成分の抽出度合を示す。パラメータ k は、ユーザにより図示しない操作部を介して任意に設定可能である。例えば、パラメータ k を小さくすると、エッジ成分が抽出されやすくなる。

【0058】

エッジ情報 Pe を用いて非線形異方性拡散フィルタの拡散の強さ、すなわち、3次元拡散テンソル D の固有値 D_1 、 D_2 、及び D_3 が算出される。固有値 D_1 は以下の(6)式、固有値 D_2 は以下の(7)式、固有値 D_3 は以下の(8)式により表される。

10

【数6】

$$\lambda_{D1} = \beta_1(1 - Pe) + \beta_2 \cdot Pe \quad \dots(6)$$

$$\lambda_{D2} = \beta_3(1 - Pe) + \beta_4 \cdot Pe \quad \dots(7)$$

$$\lambda_{D3} = \beta_5(1 - Pe) + \beta_6 \cdot Pe \quad \dots(8)$$

【0059】

(6)、(7)、及び(8)式中の $(1 - Pe)$ の部分は非エッジ成分を示し、 Pe の部分は、エッジ成分を示している。低減対象であるスペックルやノイズが属する非エッジ成分に対しては、その方向性を持たせない必要がある。すなわち、この非エッジ成分を方向に依らず拡散させなければならない。そのため、 $\beta_1 = \beta_3 = \beta_5 > 0$ に設定する。一方、強調対象であるエッジ成分に対しては、その方向性をより強調させなければならない。すなわち、このエッジ成分の垂直方向（固有値 D_1 の固有ベクトル v_1 が指す方向）を先鋭化させ、それ以外の方向（固有値 D_2 の固有ベクトル v_2 が指す方向と固有値 D_3 の固有ベクトル v_3 が指す方向）を拡散させる必要がある。そのため、 β_2 は 0 に近い値に設定され、 β_4 と β_6 とは β_2 よりも大きい所定値に設定される。これらパラメータ β_1 、 β_2 、 β_3 、 β_4 、 β_5 、及び β_6 のそれぞれは、図示しない操作部を介して任意に設定可能である。

20

30

【0060】

また、上述のように、拡散テンソル D の固有ベクトル v_1 、 v_2 、及び v_3 は、3次元構造テンソル S の固有ベクトル v_1 、 v_2 、及び v_3 に等しい。以上により拡散テンソル D の固有値 D_1 、 D_2 、及び D_3 と固有ベクトル v_1 、 v_2 、及び v_3 とを算出することができる。従って、(2)式中の拡散テンソル D の各要素 d を算出でき、非線形異方性拡散フィルタ（拡散方程式(1)）を得ることができる。本実施形態に係る非線形異方性拡散フィルタの固有値（拡散の強さ）は、上述のように、異方性又は等方性の度合を示すエッジ情報 Pe の大きさに応じて変化する。すなわち、本実施形態に係る非線形異方性拡散フィルタを低域ボリュームデータに適用することにより、低域ボリュームデータ中の異方性構造を有する成分が強調され、等方性構造を有する成分が低減される。

40

【0061】

図8は、非線形異方性拡散フィルタ部73によるフィルタ処理の典型的な流れを示す図である。なお、ステップS1～ステップS6の処理は、処理対象のボリュームデータを構成する各ボクセルについて行なわれる。

【0062】

図8に示すように、まず非線形異方性拡散フィルタ部73は、低域ボリュームデータの処理対象である入力ボクセルのボクセル値を入力する。そして非線形異方性拡散フィルタ部73は、入力ボクセルのボクセル値とその近傍のボクセルのボクセル値とに基づいて、入力ボクセルのボクセル値を各座標軸に沿って空間微分し、微分値 I (I_x 、 I_y 、 I_z) を算出する（ステップS1）。微分値 I を算出すると、非線形異方性拡散フィルタ部7

50

3は、(4)式に示すように、算出された微分値Iと3次元ガウス関数Gとを畳み込み演算し、構造テンソルSの各要素sを算出する(ステップS2)。なお、ステップS2における計算には、3次元ガウス関数Gの計算も含まれる。

【0063】

3次元構造テンソルSの各要素sが算出されると、非線形異方性拡散フィルタ部73は、(4)式に示すように、算出された各要素sを線形代数演算して3次元構造テンソルSの固有値 λ_s と固有ベクトル v_s とを算出する(ステップS3)。固有値 λ_s が算出されると、非線形異方性拡散フィルタ部73は、(5)式に示すように、算出された固有値 λ_s とパラメータkとを利用してエッジ情報Peを算出する(ステップS4)。エッジ情報Peは、高域ボクセル制御部75に供給される。

10

【0064】

エッジ情報Peが算出されると、非線形異方性拡散フィルタ部73は、(6)、(7)、及び(8)式に示すように、エッジ情報Peとパラメータ α とを利用して、拡散の強さ、すなわち拡散テンソルDの固有値 D_1 、 D_2 、及び D_3 を算出する(ステップS5)。拡散テンソルDの固有値 D_1 、 D_2 、及び D_3 と拡散テンソルD(構造テンソルS)の固有ベクトル v_1 、 v_2 、及び v_3 とが算出されると、非線形異方性拡散フィルタ部73は、(2)式に示すように、算出された固有値 D_1 、 D_2 、及び D_3 と固有ベクトル v_1 、 v_2 、及び v_3 とを線形代数演算して、拡散テンソルDの各要素dを算出する(ステップS6)。拡散テンソルDの要素dが算出されると、非線形異方性拡散フィルタ部73は、算出された要素dと微分値Iとに基づいて(1)式の拡散方程式を数値解析演算し、出力ボクセル値を算出する(ステップS7)。具体的には、時刻tにおいて、あるボクセルとその近傍ボクセルにおけるボクセル値と拡散テンソルの各要素値とから、時刻 $t + \Delta t$ におけるそのボクセルの新たなボクセル値を求め、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。算出された出力ボクセル値は、3次元ウェーブレット逆変換部77に供給される。

20

【0065】

ステップS7が行なわれると、次の処理対象の入力ボクセルを変更して再びステップS1~ステップS7が行なわれる。このようにして、処理対象の入力ボリュームデータを構成する全てのボクセルについて、ステップS1~ステップS7が行なわれると、非線形異方性拡散フィルタ部73によるフィルタ処理が終了する。

30

【0066】

すなわち、非線形異方性拡散フィルタ部73は、3次元構造テンソルの固有値に応じた拡散の強さを有する3次元の非線形異方性拡散フィルタを、3次元構造テンソルの固有ベクトルに応じたフィルタリング方向(拡散テンソルの固有ベクトルが指す方向)に沿って低域ボリュームデータに適用し、フィルタリング後の低域ボリュームデータを発生する。

【0067】

高域ボクセル制御部75は、非線形異方性拡散フィルタ部73からのエッジ情報に基づいて、3次元ウェーブレット変換部71からの高域ボリュームデータに含まれるボクセルのボクセル値を制御する。より詳細には、高域ボクセル制御部75は、高域ボリュームデータに含まれる異方性構造を有する成分のボクセル値を増大させ、等方性構造を有する成分のボクセル値を低減する。すなわち、高域ボクセル制御部75により、高域ボリュームデータに含まれるスペckル成分やノイズ成分が低減される。

40

【0068】

より詳細には、高域ボクセル制御部75は、入力ボクセル値 I_H をフィルタに適用して出力ボクセル値 I_H' を出力する。このフィルタは、以下の(9)式により表される。

【数7】

$$I_H' = A \cdot Pe \cdot I_H + B \cdot (1 - Pe) \cdot I_H \quad \dots(9)$$

【0069】

ここで、Aは、エッジ成分に対する制御係数であり、Bは、スペckルやノイズに代表

50

される非エッジ成分に対する制御係数である。例えば、制御係数 A は、1 以上に設定され、制御係数 B は、1 以下に設定される。すなわち、エッジ成分は、 I_H と A と P_e との積により強調される。また、非エッジ成分は、 I_H と B と $(1 - P_e)$ との積により低減される。このフィルタにより、エッジ成分が強調され、非エッジ成分が低減された高域ボリュームデータは、3次元ウェーブレット逆変換部 77 に供給される。

【0070】

また、 $A = 0$ 且つ $B = 0$ に設定されることで、高域ボクセル制御部 75 は、エッジ成分（異方性構造成分）を強調せず、非エッジ成分（等方性構造成分）を低減する。このように非エッジ成分が低減されることで、エッジ成分を相対的に強調させることができる。反対に、 $A = 0$ 且つ $B = 0$ に設定されることで、高域ボクセル制御部 75 は、エッジ成分（異方性構造成分）を強調し、非エッジ成分（等方性構造成分）を低減しない。このようにエッジ成分が強調されることで、非エッジ成分を相対的に低減させることができる。

10

【0071】

高域ボクセル制御部 75 によるエッジ成分の他の強調方法としては、以下の方法がある。まず、所定のエッジ情報の大きさを閾値に設定して、閾値以上のエッジ情報を有するボクセルをエッジ成分、閾値以下のエッジ情報を有するボクセルを非エッジ成分に設定する。そしてエッジ成分に属するボクセルの出力ボクセル値を、その入力ボクセル値と制御係数 A との積に変更する。換言すれば、エッジ成分に属するボクセルの入力ボクセル値は、入力ボクセル値と制御係数 A との積に置き換えられる。また、非エッジ成分に属するボクセルの出力ボクセル値を、その入力ボクセル値と制御係数 B との積に変更する。非エッジ成分に属するボクセルの入力ボクセル値は、入力ボクセル値と制御係数 B との積に置き換えられる。

20

【0072】

3次元ウェーブレット逆変換部 77 は、非線形異方性拡散フィルタ部 73 からの低域ボリュームデータと高域ボクセル制御部 75 からの高域ボリュームデータとを多重解像度合成（本実施形態の典型例としては、3次元ウェーブレット逆変換）し、低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを合成し、合成ボリュームデータを発生する。発生された合成ボリュームデータは、入力ボリュームデータに比して、異方性構造を有する成分が強調され、等方性構造を有する成分が低減されている。発生された合成ボリュームデータの各座標軸あたりの標本数は、入力されたボリュームデータの各座標軸あたりの標本数の 2 倍に拡大される。3次元ウェーブレット逆変換部 77 が最下層に属さない場合、発生された合成ボリュームデータは、1階層下の非線形異方性拡散フィルタ部 73 に供給される。3次元ウェーブレット逆変換部 77 が最下層に属する場合、発生された合成ボリュームデータは、3次元画像処理部 8 に供給される。

30

【0073】

次に、各階層における3次元ウェーブレット変換部 71、非線形異方性拡散フィルタ部 73、高域ボクセル制御部 75、及び3次元ウェーブレット逆変換部 77 の処理の流れを説明する。

【0074】

図 2 に示すように、レベル 1 の 3次元ウェーブレット変換部 71₁ は、入力ボリュームデータに対して 3次元ウェーブレット変換を行い、1種類の低域ボリュームデータと 7種類の高域ボリュームデータを出力する。低域ボリュームデータはレベル 2 の 3次元ウェーブレット変換部 71₂ に供給され、高域ボリュームデータはレベル 1 の高域ボクセル制御部 75₁ に供給される。

40

【0075】

レベル 2 の 3次元ウェーブレット変換部 71₂ は、レベル 1 の 3次元ウェーブレット変換部 71₁ からの低域ボリュームデータに対して 3次元ウェーブレット変換を行い、1種類の低域ボリュームデータと 7種類の高域ボリュームデータを出力する。低域ボリュームデータはレベル 3 の 3次元ウェーブレット変換部 71₃ に供給され、高域ボリュームデータはレベル 2 の高域ボクセル制御部 75₂ に供給される。

50

【0076】

レベル3の3次元ウェーブレット変換部713は、レベル2の3次元ウェーブレット変換部712からの低域ポリウムデータに対して3次元ウェーブレット変換を行い、1種類の低域ポリウムデータと7種類の高域ポリウムデータを出力する。低域ポリウムデータは、レベル3の非線形異方性拡散フィルタ部733に供給され、高域ポリウムデータはレベル3の高域ボクセル制御部753に供給される。

【0077】

次に、非線形異方性拡散フィルタ部733は、3次元ウェーブレット変換部713からの低域ポリウムデータに関するエッジ情報を算出する。エッジ情報は、レベル3の高域ボクセル制御部753に供給される。また、非線形異方性拡散フィルタ部733は、低域ポリウムデータに非線形異方性拡散フィルタを適用する。フィルタリング後の低域ポリウムデータは、レベル3の3次元ウェーブレット逆変換部773に供給される。

10

【0078】

高域ボクセル制御部753は、3次元ウェーブレット変換部713からの7種類の高域ポリウムデータと非線形異方性拡散フィルタ部733からのエッジ情報とを入力する。そして高域ボクセル制御部753は、入力されたエッジ情報に基づいて7種類の高域ポリウムデータの各々に含まれるボクセルのボクセル値を制御して、ボクセル値が制御された7種類の高域ポリウムデータを出力する。7種類の高域ポリウムデータは、レベル3の3次元ウェーブレット逆変換部773に供給される。

20

【0079】

3次元ウェーブレット逆変換部773は、非線形異方性拡散フィルタ部733からの低域ポリウムデータと高域レベル制御部753からの高域ポリウムデータとに3次元ウェーブレット逆変換をし、単一の合成ポリウムデータを出力する。合成ポリウムデータは、低域ポリウムデータとしてレベル2の非線形異方性拡散フィルタ部732に供給される。

【0080】

非線形異方性拡散フィルタ部732は、3次元ウェーブレット逆変換部773からの低域ポリウムデータに対してレベル3と同様のフィルタ処理を行い、フィルタ処理後の低域ポリウムデータをレベル2のウェーブレット逆変換部772に供給する。一方、レベル2の高域ボクセル制御部752は、レベル2の3次元ウェーブレット変換部712からの7種類の高域ポリウムデータのボクセル値をレベル3と同様に制御する。そして高域ボクセル制御部752は、ボクセル値が制御された7種類の高域ポリウムデータをレベル2のウェーブレット逆変換部772に供給する。ウェーブレット逆変換部772は、非線形異方性拡散フィルタ部732からの低域ポリウムデータと高域ボクセル制御部752からの7種類の高域ポリウムデータとに対して、レベル3と同様の方法で3次元ウェーブレット逆変換し、単一の合成ポリウムデータを出力する。合成ポリウムデータは、低域ポリウムデータとしてレベル1の非線形異方性拡散フィルタ部731に供給される。

30

【0081】

非線形異方性拡散フィルタ部731に供給された低域ポリウムデータは、レベル2、3と同様のフィルタ処理がなされた後、レベル1のウェーブレット逆変換部771に供給される。一方、レベル1の3次元ウェーブレット変換部711から出力された7種類の高域ポリウムデータは、レベル1の高域ボクセル制御部751においてレベル2やレベル3と同様にボクセル値制御がなされ、レベル1のウェーブレット逆変換部771へ供給される。そしてウェーブレット逆変換部771は、レベル2、3と同様に低域ポリウムデータと7種類の高域ポリウムデータとに3次元ウェーブレット逆変換し、単一の合成ポリウムデータを出力する。出力された合成ポリウムデータの各座標軸あたりの標本数は、スペckル/ノイズ低減処理部7に入力されたポリウムデータの各座標軸あたりの標本数に等しい。

40

50

【0082】

レベル1の3次元ウェーブレット逆変換部77 1により発生された合成ボリュームデータは、3次元画像処理部8に供給される。3次元画像処理部8は、合成ボリュームデータに3次元画像処理して超音波画像(2次元画像)のデータを発生する。発生された超音波画像上の等方性構造は低減され、異方性構造は強調されている。すなわち超音波画像上のスペックルやノイズが低減されている。発生された超音波画像は、表示部9により表示される。

【0083】

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。

【0084】

上述のように本実施形態に係る超音波診断装置は、入力ボリュームデータのボクセル各々について3次元構造テンソルに基づいてエッジ情報を算出する。超音波診断装置は、エッジ情報に基づいて3次元フィルタ(拡散方程式(1))をボクセル毎に算出する。3次元フィルタは、ボクセルの3次元的方向性に応じたフィルタ強度とフィルタ方向とを有している。超音波診断装置は、算出された3次元フィルタを入力ボリュームデータに適用し、入力ボリュームデータ内の構造物のエッジ方向(処理対象ボクセルの接面内の全方向)に沿って平滑化し、エッジ方向に直交する方向(処理対象ボクセルの接面の法線方向)に沿って先鋭化する。例えば、構造物が平面形状を有している場合、構造物の平面(図5の σ_2 σ_3 平面)に沿って平滑化し、この平面の法線方向(図5の σ_1 方向)に沿って先鋭化する。このように超音波診断装置は、個々の構造物の形状に応じた最適な3次元フィルタをボリュームデータに適用することができる。

【0085】

より詳細には、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、ボリュームデータに対して、各座標軸に沿って低域フィルタ及び高域フィルタをそれぞれ適用することによって3次元的多重解像度分解を実行し、ボリュームデータを低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとに分解する。そして超音波診断装置は、低域ボリュームデータに非線形異方性拡散フィルタを適用する。非線形異方性拡散フィルタの適用により、低域ボリュームデータに含まれるエッジ成分が増大され、スペックルやノイズ等の非エッジ成分が低減された低域ボリュームデータが発生される。非線形異方性拡散フィルタを適用する際、3次元構造テンソルの固有値の大小関係に応じた構造物の構造パターンを判別する必要がある。本実施形態に係る超音波診断装置は、3つの固有値のうち最大値と最小値とのみを用いて3次元的多重解像度パターンを判別する。これにより、3つの固有値を用いる場合に比して処理量が低下し、処理速度が向上する。これは超音波診断装置の長所である画像表示のリアルタイム性の観点からしても好ましい。

【0086】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、非線形異方性拡散フィルタにより得られたエッジ情報を利用して高域ボリュームデータ内のエッジ成分を増大し、非エッジ成分を低減している。すなわち、高域ボリュームデータに対するエッジ成分強調では、予め得られたエッジ情報を利用することにより、新たにエッジ成分の位置情報等を特定する必要がない。これによっても処理速度が従来に比して向上する。

【0087】

そしてエッジが強調された低域ボリュームデータと高域ボリュームデータとを多重解像度合成して、非エッジ成分が低減され且つエッジ成分が強調された出力ボリュームデータを発生する。この出力ボリュームデータは、3次元多重解像度分解/合成や3次元拡張フィルタを利用して発生されたものである。従って本実施形態に係るスペックル/ノイズ低減処理は、従来のようにボリュームデータに対して2次元フィルタを適用する場合に比して、座標軸の方向に影響を受けず、従来に比して3次元的に偏りなく均一にスペックルやノイズを低減できる。

【0088】

かくして本実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法

10

20

30

40

50

、及び画像処理方法は、ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する。

【0089】

(変形例1)

以下、本実施形態の変形例1に係る超音波診断装置、画像処理装置12、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法を説明する。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。

【0090】

変形例1に係る超音波診断装置は、ボリュームデータに対して3次元画像処理を行なった後にスペックル/ノイズ低減処理を実行する。図9は、変形例1に係る超音波診断装置の構成を示す図である。Bモードボリュームデータ発生部4は、発生されたBモードボリュームデータを3次元画像処理部8に供給する。ドブラボリュームデータ発生部6は、発生されたドブラボリュームデータを3次元画像処理部8に供給する。3次元画像処理部8は、供給されたBモードボリュームデータやドブラボリュームデータ等のボリュームデータを3次元画像処理して、厚みつき断面画像のデータを発生する。発生された厚みつき断面画像のデータは、スペックル/ノイズ低減処理部7に供給する。

10

【0091】

スペックル/ノイズ低減処理部7は、供給された厚みつき断面画像に対して本実施形態に特有なスペックル/ノイズ低減処理を実行し、スペックルやノイズを低減する。厚み付き断面画像の各断面をx-y平面、厚み方向をz軸方向とすれば、その処理方法は本実施形態における3次元画像の処理方法と同一である。しかし、変形例1ではx、y軸方向に比べz軸方向の標本数がかなり少なくなる。処理結果を平面として表示する場合、処理後のz軸方向の標本数は1となる。また低減処理後にMIPなど別の処理を行ってから平面を構成する場合には、低減処理後も厚み付き断面画像であり、z軸方向の標本数は複数となる。スペックルやノイズが低減された厚みつき断面画像のデータは、再び3次元画像処理部8に供給される。

20

【0092】

3次元画像処理部8は、スペックルやノイズが低減された厚みつき断面画像のデータを3次元画像処理し、2次元の超音波画像のデータを発生する。発生された超音波画像のデータは、表示部9に供給される。

30

【0093】

表示部9は、3次元画像処理部8から供給された超音波画像を表示する。

【0094】

かくして変形例1によれば、ボリュームデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法を提供することが可能となる。

【0095】

(変形例2)

上記の実施形態に係る画像処理装置12は、超音波診断装置に内蔵されているとした。しかしながら本実施形態は、これに限定する必要はない。例えば、画像処理装置12は、X線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置、核医学診断装置に内蔵されていてもよい。また、画像処理装置12は、超音波診断装置、X線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴イメージング装置、及び核医学診断装置等の画像診断装置にネットワークを介して接続されたワークステーションであってもよい。すなわち本実施形態に係る処理対象のボリュームデータは、画像診断装置の種類によらない。変形例2に係る画像処理装置12は、超音波診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴イメージング装置、核医学診断装置等のあらゆる画像診断装置により発生されたボリュームデータに対して上述のスペックル/ノイズ低減処理を実行可能である。

40

【0096】

50

かくして変形例 2 によれば、ポリウムデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する画像処理装置及び画像処理方法を提供することが可能となる。

【0097】

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。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】

【0098】

以上本発明によれば、ポリウムデータに含まれるスペックルやノイズの低減精度及び低減処理速度の向上を実現する超音波診断装置、画像処理装置、超音波診断装置の制御方法、及び画像処理方法の提供を実現することができる。

【符号の説明】

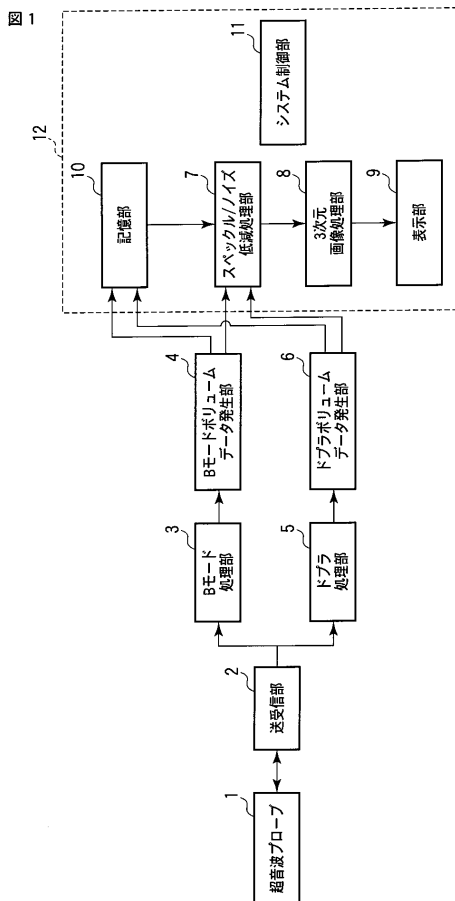
【0099】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送受信部、3 ... Bモード処理部、4 ... Bモードポリウムデータ発生部、5 ... ドプラ処理部、6 ... ドプラポリウムデータ発生部、7 ... スペックル/ノイズ低減処理部、8 ... 3次元画像処理部、9 ... 表示部、10 ... 記憶部、11 ... システム制御部、12 ... 画像処理装置

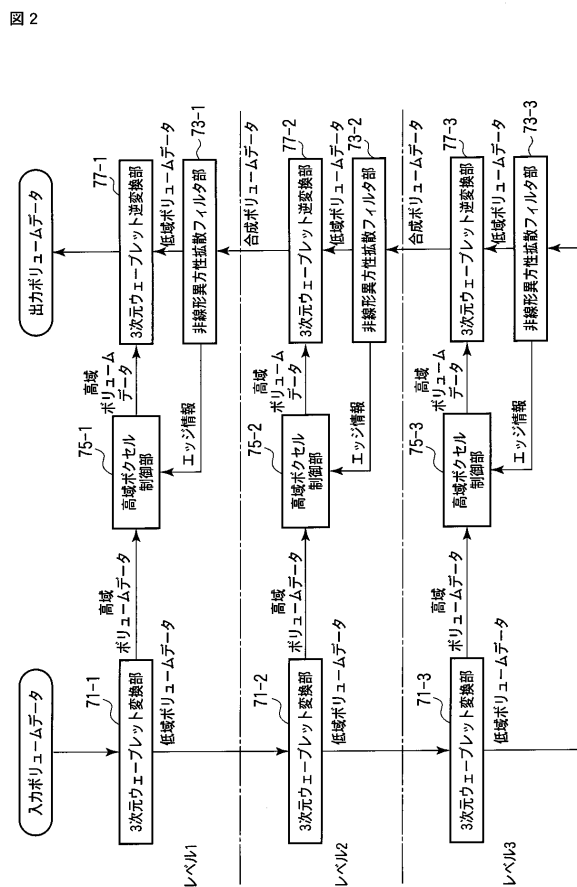
10

20

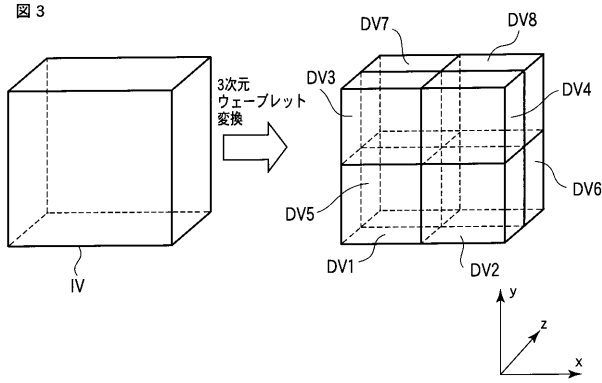
【図 1】



【図 2】



【 図 3 】

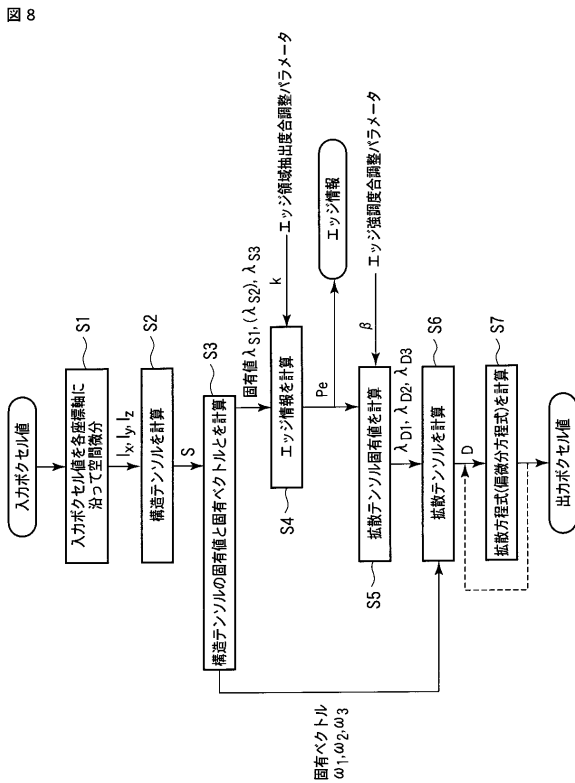


【 図 4 】

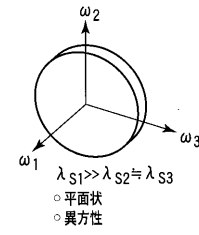
	x方向	y方向	z方向
DV1	L	L	L
DV2	H	L	L
DV3	L	H	L
DV4	H	H	L
DV5	L	L	H
DV6	H	L	H
DV7	L	H	H
DV8	H	H	H

L: 低域
H: 高域

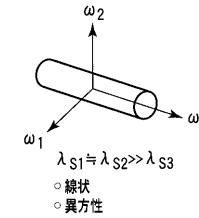
【 図 8 】



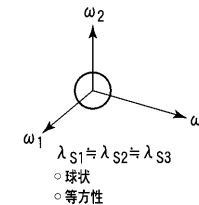
【 図 5 】



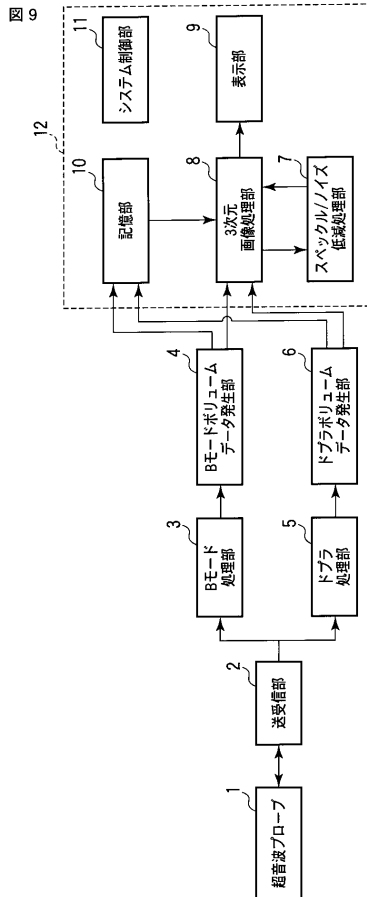
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (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 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 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 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 JB28 JC10 JC21 JC33
5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CE02 CE03
CE06 CG05

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置，超声波诊断装置的控制方法和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2010227554A	公开(公告)日	2010-10-14
申请号	JP2010045682	申请日	2010-03-02
[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		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/483 G01S7/52077 G06T5/002 G06T5/003 G06T5/10 G06T2207/10136 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/20192		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JC10 4C601/JC21 4C601/JC33 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CG05 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA05 5L096/FA06 5L096/GA02		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2009051145 2009-03-04 JP		
其他公开文献	JP5525867B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，图像处理设备，超声波诊断设备的控制方法以及图像处理方法，以实现精度的提高以及体积数据中包括的斑点和噪声的处理速度的降低。发送器/接收器单元2通过超声波探头1向被检体发送超声波，接收被检体反射的超声波，并根据接收到的超声波输出回波信号。。B模式体数据生成器4和多普勒体数据生成器6基于回波信号生成第一体数据。斑点/噪声降低处理单元7将三维滤波应用于具有根据体素的三维方向性的滤波特性的第一体数据中包括的每个体素，以生成第二体数据。要做。三维图像处理单元8基于第二体数据生成二维超声图像数据。[选型图]图1

