

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5449852号
(P5449852)

(45) 発行日 平成26年3月19日 (2014.3.19)

(24) 登録日 平成26年1月10日 (2014.1.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2009-113667 (P2009-113667)
 (22) 出願日 平成21年5月8日 (2009.5.8)
 (65) 公開番号 特開2010-259658 (P2010-259658A)
 (43) 公開日 平成22年11月18日 (2010.11.18)
 審査請求日 平成24年5月1日 (2012.5.1)

(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
 (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
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 大住 良太
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し超音波を送受信し、所定枚数の超音波画像データを生成する画像生成手段と、

前記所定枚数の超音波画像データに基づいて、時間方向及び空間方向に多重解像度分析を行い、低域分解画像データと、高域分解画像データとを得る多重解像度分解手段と、

前記低域分解画像データからエッジ情報に関する特徴量を算出する特徴量算出手段と、
前記特徴量に基づいて前記低域分解画像データに対してフィルタリング処理を施し処理後低域分解画像データを取得するフィルタリング処理手段と、

前記処理後低域分解画像データと前記高域分解画像データとを多重解像度合成して処理後超音波画像データを生成する多重解像度合成手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対し超音波を送受信し、所定時間毎に前記被検体における特定の領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、

前記超音波画像データに対して、時間方向及び前記領域の空間方向に、階層的に n 次 (n は 2 次以上の自然数) の多重解像度分解を行い、 k 次 ($1 \leq k \leq n$) における、全ての前記方向において空間周波数の低い画像である低域分解画像データと、少なくとも一つの前記方向において空間周波数の高い画像である高域分解画像データとを得る多重解像度分解手段と、

10

20

算出時点の階層の 1 つ下の次元の出力データ又は n 次の前記低域分解画像データからエッジの接線方向を含む当該次元における特徴量を算出する特徴量算出手段と、

前記 1 つ下の次元の出力データ又は n 次の前記低域分解画像データに対して、当該次元における前記特徴量に基づいて各前記方向毎に強調又は平滑化を行うフィルタリング処理を施し処理後低域分解画像データを取得するフィルタリング処理手段と、

k 次の前記処理後低域分解画像データと k 次の前記高域分解画像データとを多重解像度合成して (k - 1) 次の合成画像を生成し、前記超音波画像データと同じ画像ピクセルサイズを有する処理後超音波画像データを生成するまで前記多重解像度合成を繰り返す多重解像度合成手段と、

前記処理後超音波画像データを基に超音波画像を表示部に表示させる表示制御手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記超音波画像データを生成順に順次記憶していく処理前データ蓄積手段をさらに備え、

前記フィルタリング処理手段は、t 枚目の超音波画像データにおける前記フィルタリング処理として、前記処理前データ蓄積手段に記憶されている前記 t - 1 枚目から所定枚数前までの超音波画像データにおける同じ位置の各画素の各画素値を用いて拡散方程式を数値解析して t 枚目の超音波画像データの前記同じ位置の各画素の画素値を算出することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記処理後低域分解画像データを生成順に順次記憶していく処理後データ蓄積手段をさらに備え、

前記フィルタリング処理手段は、t 枚目の超音波画像データにおけるフィルタリング処理として、前記処理後データ蓄積手段に記憶されている前記 t - 1 枚目から所定枚数前までの前記処理後低域分解画像データにおける同じ位置の各画素の各画素値を用いて拡散方程式を数値解析して t 枚目の処理後低域分解画像データの前記同じ位置の各画素の画素値を算出することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フィルタリング処理手段は、現在と過去の所定枚数の前記超音波画像データを用いて前記空間方向に対する前記フィルタリング処理を行うことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記フィルタリング処理手段は、
非線形拡散方程式で表わされるフィルタを用いて前記フィルタリング処理を行うものであり、

該非線形拡散方程式の数値解析を行う場合に、

空間方向の数値微分として、

$$I_i / x = \{ I_{i+1} - I_{i-1} \} / 2$$

時間方向の数値微分として、

$$I_t / t = \{ 3 I_t - 4 I_{t-1} - I_{t-2} \} / 2$$

(I_i : x が i の時の画素値、 I_t : 時刻 t における画素値)

を用いることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記特徴量算出手段は、各画素の構造テンソルを算出し、前記構造テンソルを用いて固有値と固有ベクトルを算出し、特徴量として、前記各固有値に基づいてエッジの大きさを得、前記固有ベクトルに基づいて前記エッジの接線方向を得ることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記フィルタリング処理手段は、非線形異方性拡散フィルタであることを特徴とする請

50

求項 1 乃至請求項 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記高域分解画像データに対し前記特徴量に基づいて前記エッジを強調するフィルタリング処理を行い、該フィルタリング処理が行われた高域分解画像データを前記多重解像度合成手段に出力する高域レベル制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体に対して超音波を送受信して、所定時間毎に前記被検体における同一領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、

複数の前記超音波画像データを基に、時間方向及び空間方向に多重解像度分解して、1 次については空間周波数に応じて低域分解画像及び高域分解画像に分離し、以後、 $(k - 1)$ 次に分離された低域分解画像を k 次の低域分解画像及び該 k 次の高域分解画像に分離することを、 $k = 2$ から n (n は、2 以上の自然数) まで行う多重解像度分解手段と、

n 次においては、該 n 次の低域分解画像を基にした一方のデータと及び該 n 次の高域分解画像を基にした他方のデータとを多重解像度合成した該 n 次の合成画像を生成し、以後、一方のデータを k 次の合成画像とし、他方のデータを $k - 1$ 次の高域分解画像として合成画像を生成する前記多重解像度分解の逆変換を、 $k = n$ から 2 まで行う多重分解画像合成手段と、

前記 n 次の場合は該 n 次の多重解像度分解手段と該 n 次の多重分解画像合成手段との間において該 n 次の低域分解画像を受けて画像におけるエッジの接線方向を含む該 n 次の特徴量を算出し、前記 $k - 1$ 次の場合は該 $k - 1$ 次と該 k 次との多重分解画像合成手段の間において該 k 次の合成画像を受けて画像におけるエッジの接線方向を含む該 $k - 1$ 次の特徴量を算出することを $k = n$ から 2 まで行う特徴量算出手段と、

該特徴量算出手段から前記 n 次から 1 次までの特徴量を受けて、それぞれについて前記エッジの接線方向の強調又は平滑化を行い、各次における前記一方のデータとして前記多重分解画像合成手段へ送るフィルタ処理手段と、

前記多重解像度分解手段から前記 n 次から 1 次までの高域分解画像を受けて、対応する各次の特徴量で重み付けして前記他方のデータとして前記多重分解画像合成手段へ送る高域レベル制御部と、を備え、

前記多重分解画像合成手段の 1 次の出力として、元の超音波画像データと同じ画像ピクセルサイズの合成画像を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信し超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。さらに詳しくは、生成した超音波画像に対し補正処理を行う超音波診断装置に関する。

【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を被検体に送信し、被検体組織からの反射波を振動子により受信して被検体の断層像などの超音波画像を生成し表示する装置である。

【0003】

ところで、複数の近接する被検体組織からの受信信号は、それぞれの位相が異なるために干渉する。この干渉により、振幅のみを合成する場合とは見え方が異なる画像パターン、すなわちスペックルが生成されてしまう。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。また、ノイズの発生によっても正確な観測が妨げられる。こういったスペックルやノイズは空間方向のみではなく時間方向にも発生する。そのためスペックルやノイズを低減するための各種の処理方法が提案されている。

【0004】

例えば、時間方向のIIR (Infinite Impulse Response) フィルタを用いて、時間的に変動するノイズやスペックルを低減する技術が提案されている。これは、時間 t において取得される画像を $I(t)$ とし、フィルタによる処理を行った画像を J_t としたときに、 $J_t = (1 - a) I_t + a J_{t-1}$ (ただし、 $a < 1$) を満たすフィルタを用いて処理を行う技術である。

【0005】

しかし、この技術では、簡単に表現すれば現在のデータ I_t の $(1 - a)$ の割合に過去のデータ J_{t-1} の a の割合を加算するという方法でノイズを低減するために、横隔膜や心臓などの動きの激しい組織の場合、加え合わせた画像における動きの激しい組織のそれぞれの画像が残像のように残ってしまう。

10

【0006】

さらに、走査を行った時に1枚の断層像を作成するために必要なデータの集まりの単位であるフレーム毎に画像を生成していく場合、過去のフレームにおける各画像 (例えば、臓器の画像) の位置からその画像の動きベクトルを求め、その動きベクトルを用いて次のフレームにおける画像の位置を予測し、その予測した位置に対しフィルタ処理などを施す技術が提案されている。

【0007】

この技術を用いれば、時間の経過による画像の位置ずれを含んだ画像処理を行うことができるが、上述のようにノイズ低減処理とは別に動きベクトルを求める処理が必要になるため、処理が重くなってしまう。

20

【0008】

また従来、組織部分を明確にするためのフィルタであるスペックル/ノイズ低減フィルタとして、2次元や3次元の空間における方向性特徴量を利用したフィルタがある。方向性特徴量とはエッジの部分 (大きさ)、エッジの向きを言う。ここで、エッジとは組織の外側などの輝度が大きく変わりがつノイズ以外の部分を指す。そして、前述の方向性特徴量を利用したフィルタとは、エッジの向き方向にはぼやかすフィルタ (たとえば、並んだ点をとって平均値を求めるフィルタなど) を用い、エッジの向きと直交する方向にはコントラストを強くするフィルタ (たとえば、エッジの外側は輝度を低減させ、エッジの内側は輝度を向上させる。具体的には閾値を超える部分の輝度を上げて、閾値を下回る部分の輝度を抑える。) を用いるフィルタである。エッジの向き方向にぼやかすフィルタを用いることで、エッジの向き方向に濃淡が滑らかな絵になる。また、エッジの向きと直交する方向にコントラストを強くするフィルタを用いることで、エッジが明確になり組織部分が強調される。

30

【0009】

そして、上述した方向性特徴量を求めるための方法として多重解像度分解を用いる技術が提案されている。多重解像度分解とは、任意の映像信号を異なる周波数帯域 (空間周波数の帯域) を有する複数の映像に分解する方法である。

【0010】

多重解像度分解の一つとしてWavelet変換がある。このWavelet変換は、入力映像の 2^{-1} サイズの低周波成分の映像と高周波成分の映像に分解する。

40

【0011】

このWavelet変換を行った映像を基に、拡散フィルタを用いて空間周波数が低域の画像におけるエッジを検出し、画素毎にエッジの向きを求める。そして、エッジの接線方向にぼかしのフィルタを使用し画素の平滑化を行い、エッジの法線方向にコントラストのフィルタを使用し画素の先鋭化を行う技術 (例えば、特許文献1参照。) が提案されている。これにより低周波成分の映像の組織部分を明確にすることが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

50

【特許文献1】特開2006-116307号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかし、特許文献1に記載された多重解像度分解及び各フィルタによる画像処理は、空間方向のノイズ低減処理は行っているが、時間方向を含む画像では行われていない。そのような、空間方向のみの処理を行う方法では組織部分が強調されるだけで時間による動きは対応できていない。しかし、時間方向に対しても不要な信号の混入は避けられず、画像の時間方向に対してノイズやスペックルが発生してしまう。また、空間に対するフィルタリング処理をそのまま適用すると時相遅れが発生してしまい、生成された直後の画像（リアルタイムの画像）を表示することができなくなってしまう。

10

【0014】

この発明は、空間方向で行っていた方向性特徴量を利用したノイズ低減処理を、時間方向を含む座標（空間＋時間）、特に時間方向の座標に対して用い、時相遅れの発生しない軽い処理を用いて超音波画像における動きの激しい組織の時間方向のノイズやスペックルを低減し組織部分を強調する技術を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波診断装置は、被検体に対し超音波を送受信し、所定枚数の超音波画像データを生成する画像生成手段と、前記所定枚数の超音波画像データに基づいて、時間方向及び空間方向に多重解像度分析を行い、低域分解画像データと、高域分解画像データとを得る多重解像度分解手段と、前記低域分解画像データからエッジ情報に関する特徴量を算出する特徴量算出手段と、前記特徴量に基づいて前記低域分解画像データに対してフィルタリング処理を施し処理後低域分解画像データを取得するフィルタリング処理手段と、前記処理後低域分解画像データと前記高域分解画像データとを多重解像度合成して処理後超音波画像データを生成する多重解像度合成手段と、を備えることを特徴とするものである。

20

また、請求項2に記載の超音波診断装置は、被検体に対し超音波を送受信し、所定時間毎に前記被検体における特定の領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、前記超音波画像データに対して、時間方向及び前記領域の空間方向に、階層的に n 次（ n は2次以上の自然数）の多重解像度分解を行い、 k 次（ $1 \leq k \leq n$ ）における、全ての前記方向において空間周波数の低い画像である低域分解画像データと、少なくとも一つの前記方向において空間周波数の高い画像である高域分解画像データとを得る多重解像度分解手段と、算出時点の階層の1つ下の次元の出力データ又は n 次の前記低域分解画像データからエッジの接線方向を含む当該次元における特徴量を算出する特徴量算出手段と、前記1つ下の次元の出力データ又は n 次の前記低域分解画像データに対して、当該次元における前記特徴量に基づいて各前記方向毎に強調又は平滑化を行うフィルタリング処理を施し処理後低域分解画像データを取得するフィルタリング処理手段と、 k 次の前記処理後低域分解画像データと k 次の前記高域分解画像データとを多重解像度合成して（ $k-1$ ）次の合成画像を生成し、前記超音波画像データと同じ画像ピクセルサイズを有する処理後超音波画像データを生成するまで前記多重解像度合成を繰り返す多重解像度合成手段と、前記処理後超音波画像データを基に超音波画像を表示部に表示させる表示制御手段と、を備えることを特徴とするものである。

30

40

【0016】

請求項10に記載の超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信して、所定時間毎に前記被検体における同一領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、複数の前記超音波画像データを基に、時間方向及び空間方向に多重解像度分解して、1次については空間周波数に応じて低域分解画像及び高域分解画像に分離し、以後、（ $k-1$ ）次に分離された低域分解画像を k 次の低域分解画像及び該 k 次の高域分解画像に分離することを、 $k=2$ から n （ n は、2以上の自然数）まで行う多重解像度分解手段と、 n 次におい

50

ては、該 n 次の低域分解画像を基にした一方のデータと及び該 n 次の高域分解画像を基にした他方のデータとを多重解像度合成した該 n 次の合成画像を生成し、以後、一方のデータを k 次の合成画像とし、他方のデータを $k - 1$ 次の高域分解画像として合成画像を生成する前記多重解像度分解の逆変換を、 $k = n$ から 2 まで行う多重分解画像合成手段と、前記 n 次の場合は該 n 次の多重解像度分解手段と該 n 次の多重分解画像合成手段との間にあって該 n 次の低域分解画像を受けて画像におけるエッジの接線方向を含む該 n 次の特徴量を算出し、前記 $k - 1$ 次の場合は該 $k - 1$ 次と該 k 次との多重分解画像合成手段の間にあって該 k 次の合成画像を受けて画像におけるエッジの接線方向を含む該 $k - 1$ 次の特徴量を算出することを $k = n$ から 2 まで行う特徴量算出手段と、該特徴量算出手段から前記 n 次から 1 次までの特徴量を受けて、それぞれについて前記エッジの接線方向の強調又は平滑化を行い、各次における前記一方のデータとして前記多重分解画像合成手段へ送るフィルタ処理手段と、前記多重解像度分解手段から前記 n 次から 1 次までの高域分解画像を受けて、対応する各次の特徴量で重み付けして前記他方のデータとして前記多重分解画像合成手段へ送る高域レベル制御部と、を備え、前記多重分解画像合成手段の 1 次の出力として、元の超音波画像データと同じ画像ピクセルサイズの合成画像を得ることを特徴とするものである。

10

【発明の効果】

【0017】

請求項 1、請求項 2 及び請求項 10 に記載の超音波診断装置は、空間方向及び時間方向にフィルタリング処理を行う構成である。これにより、時間方向へのノイズ及びスペックルの変化を効率的に低減することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図 2】本発明に係るスペックル／ノイズ低減処理部の詳細な構成を表す図

【図 3】時間軸を含めた 3 次元ウェーブレット変換による多重解像度分解の概念図

【図 4】時間軸を含めた 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れるフィルタの適用パターンを示す図

【図 5】(A) 空間方向への数値微分を説明するための図、(B) 時間方向への数値微分を説明するための図

30

【図 6】3 次の階層における非線形異方性拡散フィルタのフィルタ処理の処理手順を示すフローチャート

【図 7】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体的な動作のフローチャート

【図 8】第 2 の実施形態における B モードデータの蓄積及びその蓄積した B モードデータを使用した処理を説明するための図

【図 9】変形例 1 における B モードデータの蓄積及びその蓄積した B モードデータを使用した処理を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0019】

〔第 1 の実施形態〕

40

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は図 1 に示すブロック図で表わされる。図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

【0020】

図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 001、送受信部 002、信号処理部 003、画像生成部 004、スペックル／ノイズ低減処理部 100、表示制御部 005、及び、ユーザインタフェース 006 を有する。そして、ユーザインタフェース 006 は、モニタなどの表示部 007 とキーボードやマウスなどの入力部 008 を有する。

【0021】

50

超音波プローブ００１は、複数の圧電振動子を有している。超音波プローブ００１は、後述する送受信部００２から入力されたパルス信号を圧電振動子で超音波に変換し、被検体に送信する。さらに、超音波プローブ００１は、被検体で反射した超音波（超音波エコー）を圧電素子で受信し電気信号（以下では、「エコー信号」という。）に変換して送受信部００２へ出力する。ここで、各振動子から被検体に向けた１回の超音波の送受信によって得られる超音波エコーの集合を１フレームという。つまり、１フレームにより１枚の超音波画像が生成できる。そして、単位時間あたり何フレームの走査を行うかをフレームレートという。さらに、本実施形態では、超音波プローブ００１は、被検体の同じ領域（走査位置）の走査を所定のフレームレートで繰り返し行う。

【００２２】

10

送受信部００２は、パルス信号を発生する。そして、送受信部００２は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を発生したパルス信号に与える。そして、送受信部００２は遅延時間を与えたパルス信号を超音波プローブ００１に出力する。

【００２３】

また、送受信部００２は、超音波プローブ００１からエコー信号の入力を受ける。送受信部００２は、チャンネル毎に受信したエコー信号を増幅し、さらに、受信し構成を決定するのに必要な遅延時間を与え、Ａ／Ｄ変換をおこなった後に、それらのチャンネル毎の信号を基に加算処理を行う。そして、送受信部００２は、加算処理を行った信号を信号処理部００３へ出力する。

20

【００２４】

信号処理部００３は、Ｂモード処理ユニット及びドブラ処理ユニットを有する。信号処理部００３は、送受信部００２から入力された信号を受信する。

【００２５】

Ｂモード処理ユニットは、送受信部００２から受けた信号に対し、対数圧縮や包絡線検波処理などを施し、信号の強度で輝度を表現するＢモードデータを生成する。

【００２６】

ドブラ処理ユニットは、送受信部００２から受けた信号から速度情報を周波数解析し、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、分散、パワー等の血流情報のドブラデータを生成する。

30

【００２７】

信号処理部００３は、Ｂモード処理ユニットで生成されたＢモードデータ及びドブラ処理ユニットで生成されたドブラデータの各データ（以下では、「生データ」という。）をスペckル／ノイズ低減処理部１００へ出力する。

【００２８】

超音波プローブ００１、送受信部００２、及び信号処理部００３が本発明における「画像生成手段」にあたる。

【００２９】

スペckル／ノイズ低減処理部１００は、信号処理部００３から生データの入力を受ける。そして、スペckル／ノイズ低減処理部１００は、入力された生データに対し、スペckル及びノイズの低減処理を実行する。このスペckル及びノイズの低減処理については後で詳細に説明する。そして、スペckル／ノイズ低減処理部１００は、スペckル及びノイズの低減処理を行った生データを画像生成部００４へ出力する。

40

【００３０】

画像生成部００４は、ＤＳＣ（Digital Scan Converter）を有する。画像生成部００４は、スペckル／ノイズ低減処理部１００からスペckル及びノイズの低減処理が行われた生データの入力を受ける。

【００３１】

ＤＳＣは、入力された生データを超音波スキャンの走査線に対応した座標系からモニタ等に表示するための座標系に変換し、画像データを生成する。

50

【0032】

画像生成部004は、メモリ等の記憶領域を有しており、DSCで生成された画像データを順次記憶していく。この記憶された画像は、例えば診断後に医師や検査技師などの操作者（以下では、単に「操作者」という。）がユーザインタフェース006を用いて呼び出し、表示部007に表示させて参照することが可能となっている。画像生成部004は、生成した画像データを表示制御部005へ出力する。

【0033】

表示制御部005は、画像生成部004から画像データの入力を受ける。そして、表示制御部005は、入力された画像データを基に表示部007へBモード画像やドプラ画像といった超音波画像を表示させる。以下で、Bモード画像とドプラ画像とを区別しない時には、単に「超音波画像」と呼ぶことにする。

10

【0034】

ここで、上述した機能を有する画像生成部004及び表示制御部005が本発明における「表示制御手段」にあたる。

【0035】

統括制御部009は、各機能部の動作のタイミングの制御や各機能部間のデータの受け渡しの制御を行う。図1における一点鎖線は制御命令の流れを示している。

【0036】

（スペckル／ノイズ低減処理）

次に、スペckル／ノイズ低減処理部100により実行されるスペckル及びノイズの低減処理について詳細に説明する。スペckル／ノイズ低減処理部100は、Bモードデータ及びドプラデータのいずれに対しても同様のスペckル及びノイズの低減処理を実行できる。そこで、以下の説明では、Bモードデータに対するスペckル及びノイズの低減処理を例に説明する。また、以下の説明では、説明を分かり易くするために2次元の超音波画像のデータを基にスペckル／ノイズ低減処理を説明するが、これは3次元の超音波画像のデータでも可能である。3次元の超音波画像のデータを使用する場合には、時間の次元を入ると4次元となるが、計算上は以下で説明する行列の計算が1行1列増えるだけである。また、以下の説明では、1枚のBモード画像を構成するデータのことを1フレームのBモードデータという場合がある。さらに、Bモード画像の枚数に対応したBモードデータの数のことをフレーム数という場合がある。1フレームのBモードデータが本発明における「1枚の超音波画像データ」にあたる。

20

30

【0037】

図2はスペckル／ノイズ低減処理部100の詳細な構成を示す図である。図2に示すように、スペckル／ノイズ低減処理部100は、多重解像度分解から多重解像度合成を行うために、一点鎖線で示されるように複数階層（1次～3次）からなる多重構造を有している。ここで、本実施形態においては、説明をわかり易くするために多重解像度分解から多重解像度合成の実施の最高次数を3次としている。しかしながらこの最高次数は他の数でもよい。すなわち、多重解像度分解から多重解像度合成の実施は、1次からn次（ただし、nは2以上の自然数）の範囲で行われればよい。また、本実施形態では多重解像度分解としてウェーブレット変換を用いているが、このウェーブレット変換は多重解像度分解の一例であり、多重解像度分解を実施する方法であれば他の方法と用いてもよく、例えばブラシアン・ピラミッド法やガボール変換などの他の多重解像度分解方法を用いてもよい。なお、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。以下の説明では図2において次数が多いほど（すなわち、図2において下の位置にあるほど）高い階層という。

40

【0038】

スペckル／ノイズ低減処理部100は、図2に示すように、階層毎に多重解像度分解部101（101a、101b、101c）、特徴量算出部102（102a、102b、102c）、フィルタリング処理部103（103a、103b、103c）、多重解像度合成部104（104a、104b、104c）、及び高域レベル制御部105（1

50

05a、105b、105c)を備えている。さらに、スペckル/ノイズ低減処理部100はフレーム蓄積部106を備える。

【0039】

フレーム蓄積部106は、ハードディスクやメモリなどの記憶媒体を有している。フレーム蓄積部106は、信号処理部003からBモードデータの入力を受け、最新のフレームまでの所定のフレーム数(枚数)のBモードデータを記憶する。Bモードデータは時間の系列に合わせて順次生成されているので、フレーム蓄積部106は、次々とBモード画像が蓄積されていく。この各Bモードデータはそれぞれ同じ被検体の領域を走査した超音波画像のデータであり、且つ走査された時間が異なるものである。ここでは、フレーム蓄積部106は、新しいフレームのBモードデータが入力されると、一番古いフレームのBモードデータを削除するとする。ただし、フレーム蓄積部106での記憶方法は必要数のフレームのBモードデータを記憶できる方法であれば他の方法でもよく、例えば、古いフレームのBモードデータの削除を行わずに全てのフレームのBモードデータを記憶しておく構成でもよい。このフレーム蓄積部106が本発明における「処理前データ蓄積手段」にあたる。

10

【0040】

フレーム蓄積部106は、図2に示すように、記憶している所定のフレーム数のBモードデータを多重解像度分解部101へ出力する。以下の説明では、所定のフレーム数のBモードデータの集合を集合Bモードデータという。

【0041】

多重解像度分解部101は、フレーム蓄積部106から所定のフレーム数のBモードデータ(集合Bモードデータ)の入力を受ける。本実施形態に係る多重解像度分解部101は、空間方向及び時間方向について多重解像度分解を実施する。ここで、空間方向とは被検体を走査した領域における方向のことを指し、例えば、2次元断層像であればX及びYの2次元の方向、3D画像であればX、Y、及びZの3次元の方向となる。ここでの説明では、超音波画像が2次元断層像であるので、多重解像度分解部101は、時間軸も含めて3次元の座標系(時空間)に対して多重解像度分解を行う。多重解像度分解部101は、入力された集合Bモードデータに対して3次元的なウェーブレット変換を行い、集合Bモードデータを1種類の低域分解画像データと7種類の高域分解画像データに分解する。この多重解像度分解部101が本発明における「多重解像度分解手段」にあたる。

20

30

【0042】

図3は時間軸を含めた3次元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は時間軸を含めた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れるフィルタの適用パターンを示す図である。多重解像度分解部101は、図3と図4のように、分解前の空間(x、y)及び時間(t)の次元を有する集合Bモードデータ300に対し、x y t直交座標軸の各座標方向(各次元)毎に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、集合Bモードデータ300をウェーブレット変換する。このウェーブレット変換により集合Bモードデータ300は、1種類の低域分解画像データ301と、7種類の高域分解画像データ302~308とに分解される。低域分解画像データ301は、分解前の集合Bモードデータ300が有する周波数成分のうち低周波成分を含む。また、各高域分解画像データは、分解前の集合Bモードデータ300が有する周波数成分のうちの少なくとも1つの座標方向に関する高周波成分を含む。図4は、分解後の低域分解画像データ301及び高域分解画像データ302~308がそれぞれ、座標軸別に低域フィルタと高域フィルタのいずれのフィルタが適用されているかを示している。分解後の低域分解画像データ301及び高域分解画像データ302~308はそれぞれ、各座標軸あたりの標本数が分解前の集合Bモードデータ300の各座標軸あたりの標本数の半分に縮小される。

40

【0043】

多重解像度分解部101は多重解像度分解を最高階層に至るまで1回または複数回繰り返す。これにより、図2に示すように何層階か(本実施形態では3層)に分かれる。各階

50

層は字数で表わされる。複数回繰り返す場合には、一つ下の階層（図2では一つ上の位置に表わされている階層）での低域分解画像データが次の多重解像度分解に対する入力となる。具体的には、多重解像度分解部101が最高階層（本実施形態では3次の階層）に属さない場合、すなわち、ここでは多重解像度分解部101a及び多重解像度分解部101bの場合、多重解像度分解部101aは生成した低域分解画像データを多重解像度分解部101bに、多重解像度分解部101bは生成した低域分解画像データを多重解像度分解部101cに供給する。また最高階層（3次の階層）に属する多重解像度分解部101cは生成した低域分解画像データを、同階層（3次の階層）の特徴量算出部102cに供給する。

【0044】

10

また、各階層の多重解像度分解部101は、生成した高域分解画像データを同階層に属する高域レベル制御部105に供給する。

【0045】

特徴量算出部102は、供給された低域分解画像データに含まれる方向性特徴量であるエッジ情報、本実施形態ではエッジの大きさの情報を算出（具体的には、エッジの接線方向を用いて算出）する。特徴量算出部102は、算出したエッジの大きさの情報を、同階層の高域レベル制御部105及びフィルタリング処理部103に供給する。さらに、特徴量算出部102は、フィルタリング処理部103に低域分解画像データを出力する。この特徴量算出部102が本発明における「特徴量算出手段」にあたる。

【0046】

20

フィルタリング処理部103は、特徴量算出部102から低域分解画像データ及びエッジの大きさの情報の入力を受ける。フィルタリング処理部103は、供給された低域分解画像データに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、非線形的に異方性拡散する成分を強調するフィルタである。低域分解画像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。したがって、低域分解画像データに非線形異方性拡散フィルタが適用されると、エッジ成分の輝度が増大され、非エッジ成分が低減される。そのため、非線形異方性拡散フィルタの適用により、フィルタリング処理部103は、低域分解画像データに含まれるエッジ成分を強調し、非エッジ成分を滑らかにした低域分解画像データを生成する。このフィルタリング処理部103が本発明における「フィルタリング処理手段」にあたる。

30

【0047】

ここで、特徴量算出部102による方向性特徴量であるエッジ情報（本実施形態ではエッジの大きさ）の検出及びフィルタリング処理部103による非線形異方性拡散フィルタを用いたフィルタリング処理について具体的に説明する。方向性特徴量の検出及び非線形異方性拡散フィルタを用いたフィルタリング処理は、本実施形態では低域分解画像データの構造テンソル（structure tensor）の固有値・固有ベクトルを求めることによって実現する。この構造テンソルの固有値・固有ベクトルは、それぞれ低域分解画像データのエッジの向き、すなわち大きさを表す。特に、第1固有値とそれに対応する固有ベクトルは空間・時間的に面的なまとまりをもつ低域分解画像データの特徴を表すものである。以下では、低域分解画像データIに対して処理を行うものとし、以下の説明では、低域分解画像データIを単に「画像I」という。

40

【0048】

画像Iの中の画素の時間方向も含めた構造テンソルは次のように定義される。

【0049】

【数1】

$$S = J_{\rho}(\nabla I) = G_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_t \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_t \\ I_x I_t & I_y I_t & I_t^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{12} & s_{22} & s_{23} \\ s_{13} & s_{23} & s_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{s1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{s2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{s3} \end{pmatrix} R^T \quad (\text{式1})$$

50

【 0 0 5 0 】

ここで I_x は画像 I の x 方向の空間微分、 I_y は画像 I の y 方向の空間微分、 I_t は画像 I の t 方向（時間方向）の時間微分、 G はガウス関数、演算子「 $*$ 」は畳み込みを表す。 s_1 、 s_2 、及び s_3 は、構造テンソル S の固有値であり、その絶対値の大小関係は $s_1 > s_2 > s_3$ であるとする。この場合 s_1 が第 1 固有値である。空間微分 I_x 、 I_y 、及び I_t の算出方法は、上記の算出方法に限定されない。例えば、 I_x 、 I_y 、及び I_t を計算する代わりに、ソーベルフィルタ（sobel filter）や、多重解像度分解の高域分解画像データを適用してもよい。

【 0 0 5 1 】

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、（式 1）中の 3×3 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、構造テンソル S は、実対象行列であるので、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。固有ベクトル R 及び R^T は互いに直交する。この構造テンソル S の固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 がエッジの大きさを表し、固有ベクトル R 及び R^T がエッジの方向（エッジの接線方向）を表している。

【 0 0 5 2 】

方向性特徴に基づくフィルタリングは、本実施形態では次式に示す非線形拡散方程式（偏微分方程式）で表わされる。

【 0 0 5 3 】

【数 2】

$$\frac{\partial I}{\partial w} = \text{div}[DVI] \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 5 4 】

ここで、 I は画像 I の画素レベル（輝度値）、 ∇I はその勾配ベクトル（gradient vector）、 w は物理的な拡散方程式における時間の次元に属する。言い換えれば、 w は処理にかかわる時刻であり、実際の処理上では、この拡散方程式の処理回数を示す。 D は拡散テンソル（Diffusion Tensor）であって、次のように表わされる。

【 0 0 5 5 】

【数 3】

$$D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{D3} \end{pmatrix} R^T \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 5 6 】

ここで R は次の（式 4）のように表わされる。

【 0 0 5 7 】

【数 4】

$$R = (\omega_1 \quad \omega_2 \quad \omega_3) \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 5 8 】

ここで、 ω_1 、 ω_2 、及び ω_3 は拡散テンソル D の固有ベクトル、 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} は拡散テンソル D の固有値である。そして、 $R = (\omega_1, \omega_2, \omega_3)$ の ω_1 がエッジの法線方向を表す。

【 0 0 5 9 】

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}

10

20

30

40

50

λ_3 は、固有ベクトル \mathbf{v}_3 が示す方向の拡散の強さを表す。そして、固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} の値を画素毎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 \mathbf{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 \mathbf{R} を適宜設定することにより、所望の非線形異方性拡散フィルタのフィルタ方向が設定される。

【0060】

ここで、拡散テンソル \mathbf{D} の固有ベクトル \mathbf{v}_1 、 \mathbf{v}_2 、及び \mathbf{v}_3 は、上述した画像 I 中の画素の構造テンソル \mathbf{S} のそのままの固有ベクトル又は固有ベクトルの順番を入れ替えたものに等しい。また、拡散テンソル \mathbf{D} の固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} は、上述の構造テンソル \mathbf{S} の固有値 λ_{S1} 、 λ_{S2} 、及び λ_{S3} から計算されるエッジの大きさに依存する。

10

【0061】

エッジ情報 ($edge$) は、第1固有値である固有値 λ_{S1} と第3固有値である固有値 λ_{S3} とを用いて、次の(式5)のように表わされる。すなわち、エッジ情報 ($edge$) は、特徴量のうちのエッジの大きさを用いて表わされる値である。

【0062】

【数5】

$$edge = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{S1} - \lambda_{S3})^2}{k^2}\right) \quad (\text{式5})$$

20

【0063】

ここで、エッジは「大きさ」と「向き」有する。そして、「大きさ」とは画像の強度の変化がなだらかなときに、「小さい」エッジとなり、画像の強度の変化が急峻なときに、「大きな」エッジとなるパラメータである。

【0064】

エッジ情報は、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。エッジ情報の値が1に近いほどエッジ成分に近く、0に近いほど非エッジ成分に近い。パラメータ k はエッジ成分の抽出度合いを示すパラメータである。すなわちパラメータ k を小さくすると、エッジ成分が抽出されやすくなる。

【0065】

30

さらに、このエッジ情報を用いて拡散テンソル \mathbf{D} の固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} が算出される。固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} はそれぞれ以下の(式6)、(式7)、(式8)で表わされる。

【0066】

【数6】

$$\lambda_{D1} = \beta_1(1 - edge) + \beta_2 \cdot edge \quad (\text{式6})$$

【0067】

【数7】

$$\lambda_{D2} = \beta_3(1 - edge) + \beta_4 \cdot edge \quad (\text{式7})$$

40

【0068】

【数8】

$$\lambda_{D3} = \beta_5(1 - edge) + \beta_6 \cdot edge \quad (\text{式8})$$

【0069】

(式6)、(式7)、及び(式8)の中の $(1 - edge)$ の部分は非エッジ成分を表し、 $edge$ の部分はエッジ成分を表している。この固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} は上述したように拡散の強さを表すものである。そして、低減対象であるスペ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

50

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。そこで、 $\alpha_1 = \alpha_3 = \alpha_5 > 0$ 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 λ_{D1} の固有ベクトル \mathbf{v}_1 が指す方向）を先鋭化させ、それ以外の方向（固有値 λ_{D2} の固有ベクトル \mathbf{v}_2 が指す方向及び固有値 λ_{D3} の固有ベクトル \mathbf{v}_3 が指す方向）を拡散させる必要がある。そのため、 α_2 は 0 に近似した値が設定され、 α_4 及び α_6 は α_2 よりも大きい所定値に設定される。

【0070】

以上により、拡散テンソル D の固有値 λ_{D1} 、 λ_{D2} 、及び λ_{D3} 、並びに、固有ベクトル \mathbf{v}_1 、 \mathbf{v}_2 、及び \mathbf{v}_3 が算出することができる。したがって、（式3）における拡散テンソル 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）である（式2）を得ることができる。

【0071】

さらに、この求めた非線形異方性拡散フィルタ（式2）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 w のある点における画素とその周囲の各点における各画素レベル（画素の輝度値）及び拡散テンソル D の各要素値から、時刻 $w + \Delta w$ におけるその点の新たな画素レベルを求め、次に $w + \Delta w$ を新たな w として、同様の計算を所定回数繰り返す。

【0072】

ここで、式2の数値的計算方法を説明する。そこで、まず時間方向への数値微分の方法について説明する。図5（A）は空間方向への数値微分を説明するための図、図5（B）は時間方向への数値微分を説明するための図である。

【0073】

図5（A）（B）のデータ501は説明を容易にするために、1次元の空間の座標と時間方向の座標の2つの座標を有している画像としている。図5（A）において、空間方向の数値微分やフィルタリングは現在の位置のデータ502を処理中心とし、近傍の正負両側の所定数のピクセルのデータ503を用いて計算する。1回の数値微分を例にとると、正負両側の各近傍1ピクセルを用いれば、1階の数値微分の近似は次の（式9）で表われる。これは数値微分の3点公式と呼ばれる。

【0074】

【数9】

$$\frac{\partial I_i}{\partial x} \approx \frac{I_{i+1} - I_{i-1}}{2} \quad (\text{式9})$$

【0075】

これに対し、図5（B）において時間方向の数値微分やフィルタリングは、現在のデータ504を処理中心とするが、未来の時間を処理に用いることはできない。例えば、処理中心を過去に設定して、計算式を空間方向と同じ係数を使用とした場合、処理結果は現在のフレームより時間的に遅延したものとなり、時相遅れをなくすることができない。そのため、時間方向の数値微分やフィルタリングは現在のデータ504を処理中心とし、現在のデータ504及び過去の所定数のピクセルのデータ505を用いて計算しなくてはならない。

【0076】

ここで、関数 $f(x)$ が区間 $[x_i, x_i + h]$ で連続のとき、

【0077】

【数10】

$$f'(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h} - \frac{1}{h} \left\{ \frac{h^2}{2!} f''(x_i) + \frac{h^3}{3!} f'''(x_i) + \dots \right\} \quad (\text{式10})$$

10

20

30

40

50

と表わされる。

そして、 R_{n+1} は数値計算で打ち切り誤差となる項であり、 $|h|$ が十分に小さければ、 $R_{n+1} = 0$ となる。

【 0 0 7 8 】

そして (式 1 0) より以下の式が求められる。

【 0 0 7 9 】

【 数 1 1 】

$$f(x_{i-1}) = f(x_i) - hf'(x_i) + \frac{h^2}{2!} f''(x_i) - \frac{h^3}{3!} f^{(3)}(x_i) + \dots \quad (\text{式 1 1})$$

10

【 0 0 8 0 】

【 数 1 2 】

$$f(x_{i-2}) = f(x_i) - 2hf'(x_i) + \frac{4h^2}{2!} f''(x_i) - \frac{8h^3}{3!} f^{(3)}(x_i) + \dots \quad (\text{式 1 2})$$

【 0 0 8 1 】

そして、(式 1 1) 及び (式 1 2) より以下の式が求められる。

【 0 0 8 2 】

【 数 1 3 】

$$f'(x_i) = \frac{3f(x_i) - 4f(x_{i-1}) + f(x_{i-2}))}{2h} - \left\{ \frac{4h^3}{3!} f^{(3)}(x_i) + \dots \right\} \quad (\text{式 1 3})$$

20

【 0 0 8 3 】

この (式 1 3) の $\{ \}$ 内を誤差とみなして省略すると、

【 0 0 8 4 】

【 数 1 4 】

$$f'(x_i) \approx \frac{3f(x_i) - 4f(x_{i-1}) + f(x_{i-2}))}{2h} \quad (\text{式 1 4})$$

と表わされる。

30

【 0 0 8 5 】

(式 1 4) で示されるように、時間方向の 1 階の数値微分の近似は現在のデータと過去 2 フレーム分のピクセルのデータを用いて求めることができる。この (式 1 4) を用いることで (式 2) の数値的計算方法による計算を行うことができる。

【 0 0 8 6 】

具体的には、(式 2) は以下の (式 1 5) ように表わすことができる。

【 0 0 8 7 】

【 数 1 5 】

$$\begin{aligned} \frac{\partial I}{\partial w} &= \text{div}[D \nabla I] = \text{div} \left[\begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} & \frac{\partial I}{\partial t} \end{pmatrix}^T \right] \\ &= \frac{\partial}{\partial x} \left(d_{11} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(d_{12} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(d_{13} \frac{\partial I}{\partial t} \right) \\ &\quad + \frac{\partial}{\partial y} \left(d_{12} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(d_{22} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(d_{23} \frac{\partial I}{\partial t} \right) \\ &\quad + \frac{\partial}{\partial t} \left(d_{13} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial t} \left(d_{23} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial t} \left(d_{33} \frac{\partial I}{\partial t} \right) \end{aligned} \quad (\text{式 1 5})$$

40

50

【 0 0 8 8 】

この（式 1 5）の各項の偏微分を計算するために、上述した（式 9）及び（式 1 4）の近似値が用いられる。

【 0 0 8 9 】

ここで、以上の非線形異方性拡散フィルタの処理手順を図 6 を参照して説明する。図 6 は、3 次の階層における非線形異方性拡散フィルタのフィルタ処理の処理手順を示すフローチャートである。ここでは、3 次の階層のフィルタリング処理を例に説明するが、1 次又は 2 次におけるフィルタリング処理においても同等の処理が行われる。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 0 0 1：多重解像度分解部 1 0 1 c は、多重解像度分解部 1 0 1 b からフィルタリング処理を行うデータの入力を受ける。

10

【 0 0 9 1 】

ステップ S 0 0 2：多重解像度分解部 1 0 1 c は、入力されたデータに対し各座標軸方向（ I_x 、 I_y 、 I_t ）に微分し低域分解画像データ及び高域分解画像データを生成する。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 0 0 3：特徴量算出部 1 0 2 c は、多重解像度分解部 1 0 1 c から入力された低域分解画像データの構造テンソル S の各要素を計算する。この計算には、構造テンソル S 計算前のガウス関数 G の計算も含まれる。

【 0 0 9 3 】

ステップ S 0 0 4：特徴量算出部 1 0 c は、構造テンソル S からその固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 、並びに、固有ベクトル e_1 、 e_2 、及び e_3 を算出する。

20

【 0 0 9 4 】

ステップ S 0 0 5：特徴量算出部 1 0 2 c は、構造テンソル S の固有値 s_1 、 s_2 、及び s_3 からエッジの大きさが、固有ベクトル e_1 、 e_2 、及び e_3 からエッジの向きが求められる。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 0 0 6：特徴量算出部 1 0 2 c は、求めたエッジの大きさを同じ階層の高域レベル制御部 1 0 5 c へ出力する。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 0 0 7：フィルタリング処理部 1 0 3 c は、特徴量算出部 1 0 2 c で求められたエッジの大きさを基に拡散の強さを計算し、さらに、求めた拡散の強さと構造テンソル S の固有ベクトル e_1 、 e_2 、及び e_3 から、非線形異方性拡散フィルタの拡散方程式（式 2）の数値解析に用いられる各係数を算出する。

30

【 0 0 9 7 】

ステップ S 0 0 8：フィルタリング処理部 1 0 3 c は、拡散方程式の数値解析的計算を行う。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 0 0 9：フィルタリング処理部 1 0 3 c は、拡散方程式の数値解析的計算を所定回数行ったか否かを判断する。所定回数行っていない場合にはステップ S 0 0 8 に戻る。所定回数行っている場合にはステップ S 0 1 0 に進む。

40

【 0 0 9 9 】

ステップ S 0 1 0：フィルタリング処理部 1 0 3 c は、非線形異方性拡散フィルタによりフィルタリング処理を行った低域分解画像データを同じ階層の多重解像度合成部 1 0 4 c に出力する。

【 0 1 0 0 】

高域レベル制御部 1 0 5 は、同じ階層の多重解像度分解部 1 0 1 から 8 個の高域分解画像データの入力を受ける。さらに、高域レベル制御部 1 0 5 は、特徴量算出部 1 0 2 からエッジの大きさの入力を受ける。高域レベル制御部 1 0 5 は、高域分解画像データに対しエッジの情報（エッジの大きさ）を用いて処理を行う。本実施形態では、拡散テンソル D

50

の固有値より計算されたエッジの大きさであり、高域レベル制御部 105 は、エッジの大きさと各高域分解画像データとの画素毎の積をとり、さらにその結果に各高域分解画像データの制御係数をかけている。この様にエッジの大きさと積をとることにより、高域分解画像データにおけるエッジ部分を強調し、エッジ以外の部分を抑制することができる。

【0101】

他のエッジの大きさ（エッジ情報）を用いた高域分解画像データの処理の例としては、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がある。このような処理を行うことにより、高域分解画像データにおいてもエッジ部分を強調することができる。高域レベル制御部 105 は、上述したような処理を行った高域分解画像データを同じ階層の多重解像度合成部 104 へ出力する。この高域レベル制御部 105 が本発明における「高域レベル制御手段」にあたる。

10

【0102】

多重解像度合成部 104 は、フィルタリング処理部 103 から 1 個の低域分解画像データ及び高域レベル制御部 105 から 7 個の高域分解画像データの入力を受ける。多重解像度合成部 104 は、入力された 1 個の低域分解画像データ及び 7 個の高域分解画像データを合成し 1 つの合成画像を生成する。本実施形態では、多重解像度合成部 104 は、1 個の低域分解画像データ及び 7 個の高域分解画像データを基に逆ウェーブレット変換を行うことにより合成画像を生成する。この生成された合成画像は、各座標軸あたりの標本数がフィルタリング処理部 103 から入力された画像の 2 倍となる。2 次以上の階層における多重解像度合成部 104（本実施形態では、多重解像度合成部 104 b 又 104 c）は、形成した画像を 1 つ下の階層の特徴量算出部 102 に出力する。また、1 次の階層における多重解像度合成部 104（本実施形態では、多重解像度合成部 104 a）は、形成した画像を画像生成部 004 へ出力する。この多重解像度合成部 104 が本発明における「多重解像度合成手段」にあたる。

20

【0103】

ここで、図 7 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置の全体的な動作の流れを説明する。図 7 は本実施形態に係る超音波診断装置の全体的な動作のフローチャートである。ここでも、B モード画像を例に説明する。

【0104】

ステップ S101：送受信部 002 は、超音波プローブ 001 を介して被検体に対し超音波を送信し、その被検体で反射した超音波エコーに基づくエコー信号を受信する。

30

【0105】

ステップ S102：信号処理部 003 は、送受信部 002 から入力されたエコー信号に対し、対数圧縮や包絡線検波などの信号処理を行う。

【0106】

ステップ S103：スペckル／ノイズ低減処理部 100 は、信号処理部 003 から入力された B モードデータをフレーム毎にフレーム蓄積部 106 に記憶する。

【0107】

ステップ S104：スペckル／ノイズ低減処理部 100 は、フレーム蓄積部 106 に記憶された最新の B モードデータから所定フレーム数前までの B モードデータを基に、多重解像度分解、特徴量算出、フィルタリング処理、高域レベル制御、及び多重解像度合成を行ない、最新の B モードデータに対するスペckル／ノイズ低減処理を行う。

40

【0108】

ステップ S105：画像生成部 004 は、スペckル／ノイズ低減処理部 100 から入力されたスペckル／ノイズ低減処理が行われた B モードデータに対し、座標変換などを行い、B モードの超音波画像を生成する。

【0109】

ステップ S106：表示制御部 005 は、画像生成部 004 から入力された超音波画像を表示部 007 に表示させる。

【0110】

50

ステップS107：統括制御部009は、検査が終了したか否かを判断する。検査が終了していない場合にはステップS101に戻る。検査が終了した場合には超音波診断装置の動作を停止する。

【0111】

以上の説明では、超音波画像として2次元の画像を例に説明したが、これは3D超音波画像、すなわち3次元ボリュームデータを使用した場合にも同様に時間方向を含めたスペckル／ノイズ低減処理を行うことが可能である。3D超音波画像に対するスペckル／ノイズ低減処理を行う場合には、以上で説明した処理に1次元増やせばよく、エッジの大きさの算出やフィルタリング処理における計算において、単に行列が1行1列増やして計算を行うことで実施できる。

10

【0112】

さらに、以上の説明では信号処理部003の後にスペckル／ノイズ低減処理部100を配置し生データに対しスペckル／ノイズ低減処理を行ったが、スペckル／ノイズ低減処理部100は、画像生成部004の後に配置されてもよく、その場合座標変換が行われた超音波画像に対しスペckル／ノイズ低減処理が行われる。その場合、超音波プローブ001、送受信部002、信号処理部003、及び画像生成部004が本発明における「画像生成手段」にあたり、表示制御部005が本発明における「表示制御手段」にあたる。

【0113】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置は、Bモードやドプラモードといった各モードにおける生データの空間及び時間方向に多重解像度分解を行い、方向性特徴量を算出し、その方向性特徴量を利用したフィルタを用いることによって、空間方向及び時間方向のノイズ及びスペckルの変化を低減する構成である。これにより、空間方向だけでなく時間方向にも滑らかで、かつ組織部分が強調された画像を生成することが可能となる。

20

【0114】

また、本実施形態にかかる超音波診断装置は、時間方向への数値微分については、現在と過去の複数フレームのデータを用いて、空間方向と異なる数式と係数によって計算を行う構成である。これにより、時相遅れの少ないフィルタリング処理が可能となる。

【0115】

また、本実施形態では、高域レベル制御部105を用いて高域分解画像データに対しても、処理を行い高域分解画像データのエッジ部分を強調することで、よりエッジが強調された画像を生成している。しかし、高域レベル制御部105を用いずに、高域分解画像データに対して処理を行わず、そのままの高域分解画像データを用いて多重解像度合成部104において合成画像を生成することも可能である。この場合、高域レベル制御部105を用いた場合と比較して組織部分の強調の程度は弱まるが、時間方向への滑らかな画像の生成は可能である。

30

【0116】

さらに、多重解像度分解部101、特徴量算出部102、フィルタリング処理部103、多重解像度合成部104、及び高域レベル制御部105は、各階層（図2における1次～n次までの各次毎）それぞれに配置して構成してもよいし、1組の多重解像度分解部101、特徴量算出部102、フィルタリング処理部103、多重解像度合成部104、及び高域レベル制御部105の構成で、各階層（各次）の処理を順次処理する構成であってもよい。

40

【0117】

〔第2の実施形態〕

以下、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置はスペckル／ノイズ低減処理を行ったBモードデータを利用して次のフレームに対するスペckル／ノイズ低減処理を行う構成であることが第1の実施形態と異なるものである。本実施形態に係る超音波診断装置の構成も図1のブロック図で表

50

わされる。以下の説明では、第 1 の実施形態と同一の符号を付された機能部は特に説明のない限り同じ機能を有するものとする。

【 0 1 1 8 】

図 8 は、本実施形態における B モードデータの蓄積及びその蓄積した B モードデータを使用した処理を説明するための図である。図 8 は説明をわかり易くするために、1 次元の空間軸と時間軸との 2 次元として説明する。

【 0 1 1 9 】

フレーム蓄積部 1 0 6 は、時間の経過毎に順番に信号処理部 0 0 3 から入力された B モードデータを記憶する。ここで、最新の B モードデータを B モードデータ 8 0 1 とする。そして、スペックル/ノイズ低減処理部 1 0 0 は、フレーム蓄積部 1 0 6 に記憶されている B モードデータ 8 0 1 を含む所定フレーム数の B モードデータの集合である集合 B モードデータ 3 0 0 を用いて B モードデータ 8 0 1 に対するスペックル/ノイズ低減処理を行う。そして、フレーム蓄積部 1 0 6 は、処理前の B モードデータ 8 0 1 を削除し、処理が行われた B モードデータ 8 0 1 (以下では、処理後 B モードデータ 8 0 1) を最新のフレームの B モードデータとして記憶する。その後、次のフレームの B モードデータ(これを、B モードデータ 8 0 2 という。)が信号処理部 0 0 3 から入力されると、フレーム蓄積部 1 0 6 に最新のフレームとして B モードデータ 8 0 2 が記憶される。そして、スペックル/ノイズ低減処理部 1 0 0 は、B モードデータ 8 0 2 に対しスペックル/ノイズ低減処理を行い、フレーム蓄積部 1 0 6 は処理後 B モードデータ 8 0 2 を記憶する。以上のような処理を繰り返していくことにより、フレーム蓄積部 1 0 6 は、過去の B モードデータの処理結果が時間方向に蓄積され、その蓄積された処理後の B モードデータを用いて最新の B モードデータのスペックル/ノイズ低減処理を行うことができる。ここで、本実施形態におけるフレーム蓄積部 1 0 6 が本発明における「処理後フレーム蓄積手段」にあたる。

【 0 1 2 0 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置は、スペックル/ノイズ低減処理を施した過去の B モードデータを用いて最新の B モードデータのスペックル/ノイズ低減処理を行う構成である。

【 0 1 2 1 】

これにより、時間方向のスペックル/ノイズ低減処理において既に処理を施した滑らかな B モードデータを使用することができるため、より時間方向のスペックル/ノイズの変化を効率的に低減し、時相遅れの無い処理を行うことが可能となる。

【 0 1 2 2 】

(変形例 1)

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の他の例について説明する。本変形例では処理前の B モードデータを蓄積しておき、スペックル/ノイズ低減処理を行うときに最新の処理前のフレームをフレーム蓄積部 1 0 6 に出力する構成である。

【 0 1 2 3 】

図 9 は、本変形例における B モードデータの蓄積及びその蓄積した B モードデータを使用した処理を説明するための図である。図 9 は説明をわかり易くするために、1 次元の空間軸と時間軸との 2 次元として説明する。

【 0 1 2 4 】

本変形例に係る超音波診断装置は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置に点線で表わされる処理前フレーム蓄積部 1 0 7 をさらに加えた構成である。

【 0 1 2 5 】

処理前フレーム蓄積部 1 0 7 は、メモリやハードディスクなどの記憶媒体を備えている。そして、処理前フレーム蓄積部 1 0 7 は、時間の経過に対応させて順番に信号処理部 0 0 3 から入力された B モードデータを記憶していく。これは全フレームの B モードデータを記憶してもよいし、予め決められたフレーム数の B モードデータを記憶する構成でもよい。予め決められたフレーム数の B モードデータを記憶する構成では、新しい処理前の B モードデータ 9 0 1 が入力されると、一番古い処理前の B モードデータは削除される。

【 0 1 2 6 】

処理前フレーム蓄積部 1 0 7 は、フレーム蓄積部 1 0 6 からスペckル／ノイズ低減処理を行う処理前の B モードデータ 9 0 1 の入力要求を受けて、フレーム蓄積部 1 0 6 に最新の処理前の B モードデータ 9 0 1 をコピーする。

【 0 1 2 7 】

フレーム蓄積部 1 0 6 は、所定数 - 1 フレーム前までのスペckル／ノイズ低減処理を行った B モードデータ 9 0 2 を記憶しておく。フレーム蓄積部 1 0 6 は、処理前フレーム蓄積部 1 0 7 からコピーされた処理前の B モードデータ 9 0 1 と記憶している処理後の B モードデータ 9 0 2 を多重解像度分解部 1 0 1 へ出力する。そして、フレーム蓄積部 1 0 6 は、スペckル／ノイズ低減処理部 1 0 0 によりスペckル／ノイズ低減処理が行われた処理後の B モードデータを記憶する。このとき、フレーム蓄積部 1 0 6 は、一番古い処理後 B モードデータを削除する。

10

【 0 1 2 8 】

このような構成によっても、より時間方向のスペckル／ノイズの変化を効率的に低減し、時相遅れの無い処理を行うことが可能である。

【 符号の説明 】

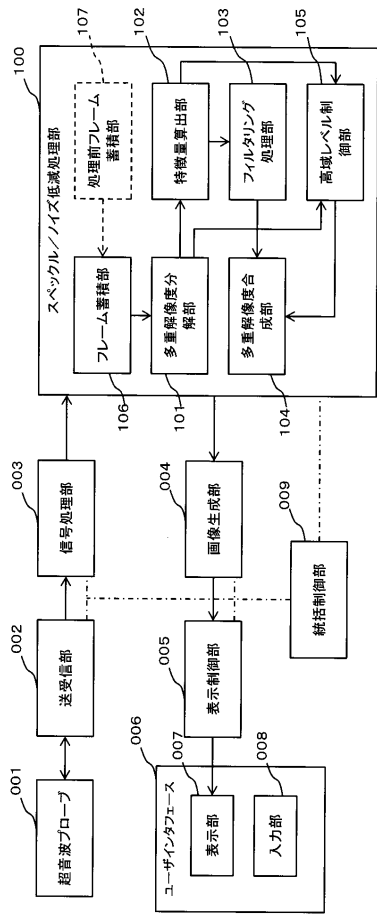
【 0 1 2 9 】

- 0 0 1 超音波プローブ
- 0 0 2 送受信部
- 0 0 3 信号処理部
- 0 0 4 画像生成部
- 0 0 5 表示制御部
- 0 0 6 ユーザインタフェース
- 0 0 7 表示部
- 0 0 8 入力部
- 0 0 9 統括制御部
- 1 0 0 スペckル／ノイズ低減処理部
- 1 0 1 多重解像度分解部
- 1 0 2 特徴量算出部
- 1 0 3 フィルタリング処理部
- 1 0 4 多重解像度合成部
- 1 0 5 高域レベル制御部
- 1 0 6 フレーム蓄積部
- 1 0 7 処理前フレーム蓄積部

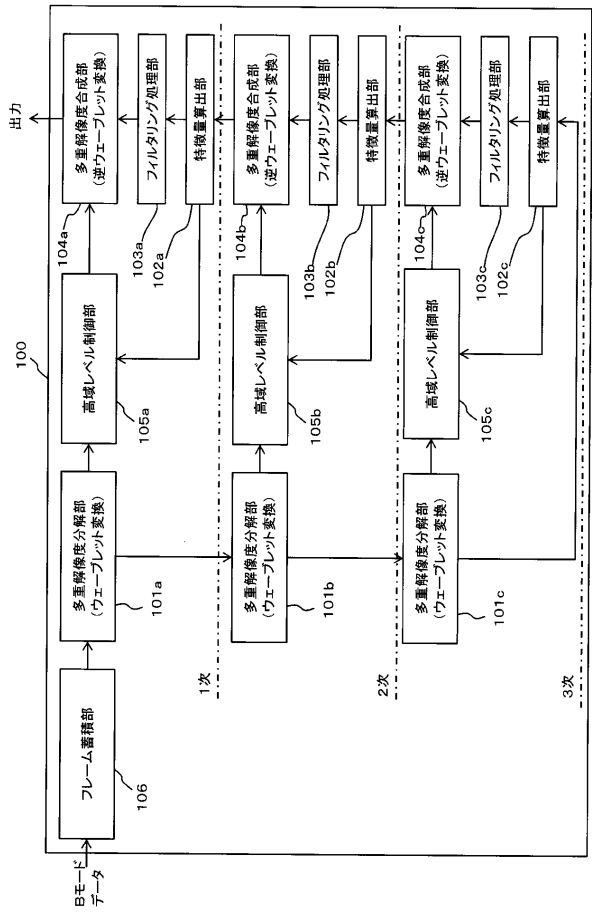
20

30

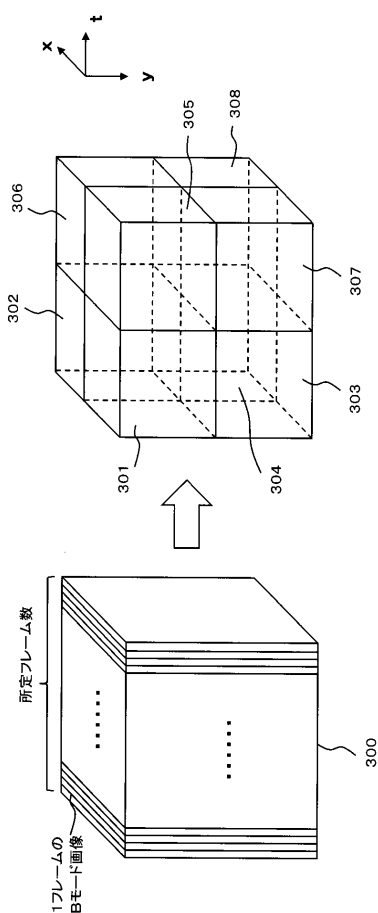
【図 1】



【図 2】



【図 3】

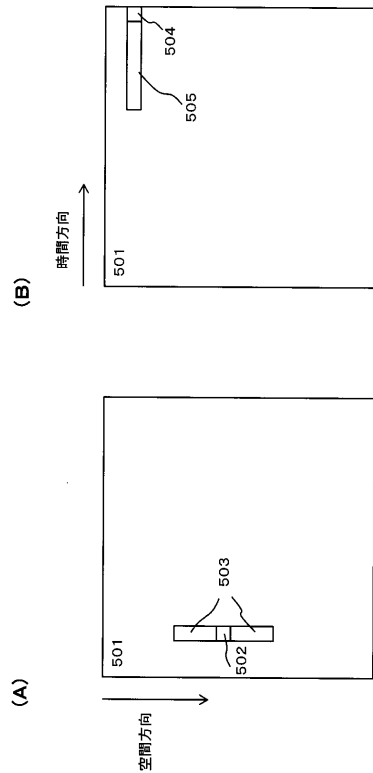


【図 4】

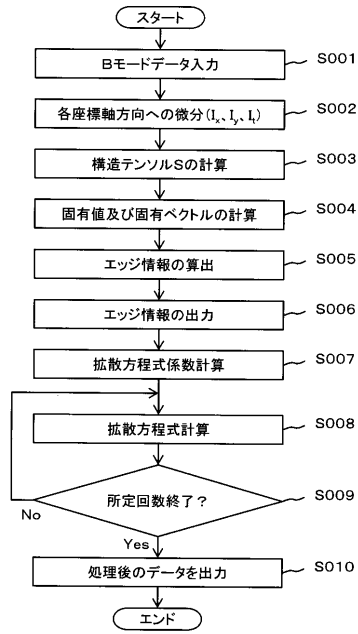
L: 低域
H: 高域

	x方向	y方向	t方向
301	L	L	L
302	H	L	L
303	L	H	L
304	H	H	L
305	L	L	H
306	H	L	H
307	L	H	H
308	H	H	H

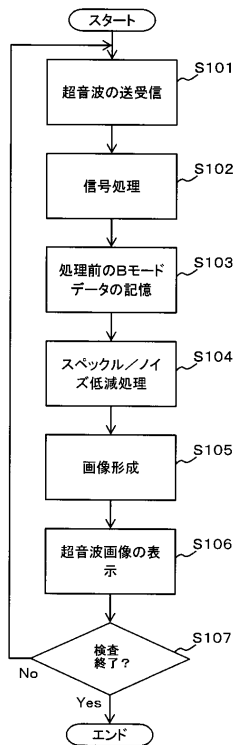
【図 5】



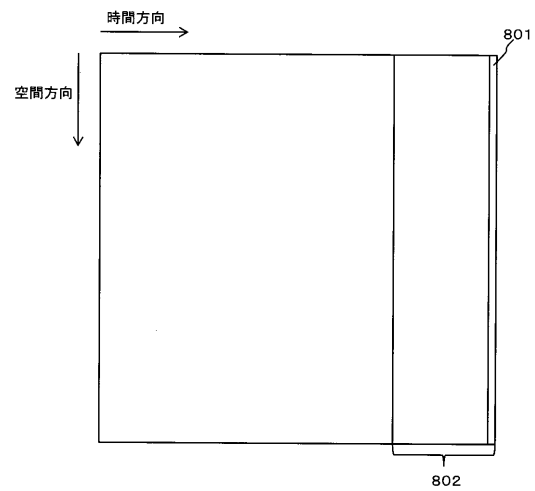
【図 6】



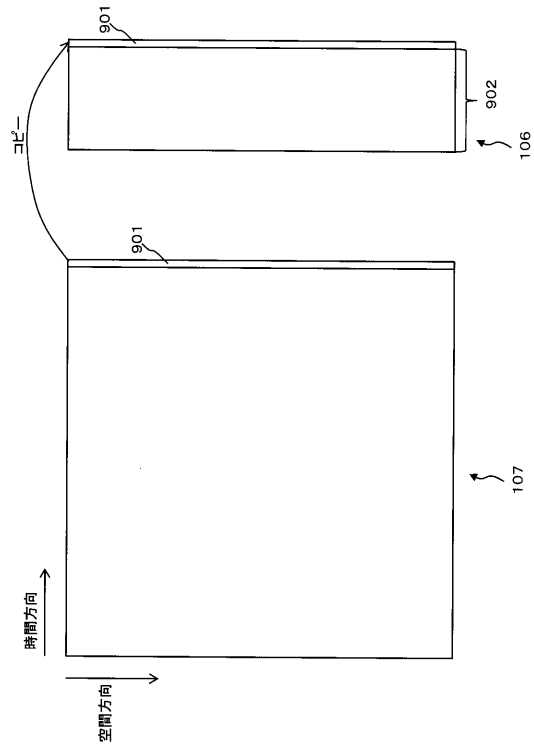
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-082469(JP,A)
特開2006-116307(JP,A)
特開2005-296331(JP,A)
特開2005-081154(JP,A)
特開平11-311618(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5449852B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2009113667	申请日	2009-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/52077 G06T5/002 G06T5/10 G06T2207/10072 G06T2207/10076 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/20182 G06T2207/20192 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC20		
其他公开文献	JP2010259658A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供特别用于在时间方向上协调的技术，利用方向特征量的降噪处理，减少时间方向上的噪声和散斑，并且强调组织部分。解决方案：该装置包括多路复用分辨率劣化部分101，其中对该区域的空间或时间方向以及该区域的空间方向上的超声图像数据执行第n度多路复用分辨率劣化，并且获得低通第k度（ $1 \leq k \leq n$ ）的劣化图像数据和高通劣化图像数据，计算特征量的特征量计算部102，滤波处理部103，基于其执行滤波处理处理后的特征量并获取低通劣化图像数据，并且形成多重分辨率合成部分104，其重复多重分辨率合成，直到处理之后的超声图像数据，其具有与原始数据相同的图像像素大小。。

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