

(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2006-204912
(P2006-204912A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

(51) Int.CI.	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 O 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 O D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 15/00 (2006.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 O	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-10242 (P2006-10242)	(71) 出願人	597096909
(22) 出願日	平成18年1月18日 (2006.1.18)	株式会社 メディソン	
(31) 優先権主張番号	10-2005-0006436	大韓民国 250-870 江原道 洪川	
(32) 優先日	平成17年1月24日 (2005.1.24)	郡 南面陽▲德▼院里 114	
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(74) 代理人	100082175
		弁理士 高田 守	
		(74) 代理人	100106150
		弁理士 高橋 英樹	
		(72) 発明者	キム チョル アン
			大韓民国 キョンギド ョンインシ クソ
			ンウブ ボジョンリ 694 ヨンウォン
			マウルソンウォンアパート 104-401
			1

最終頁に続く

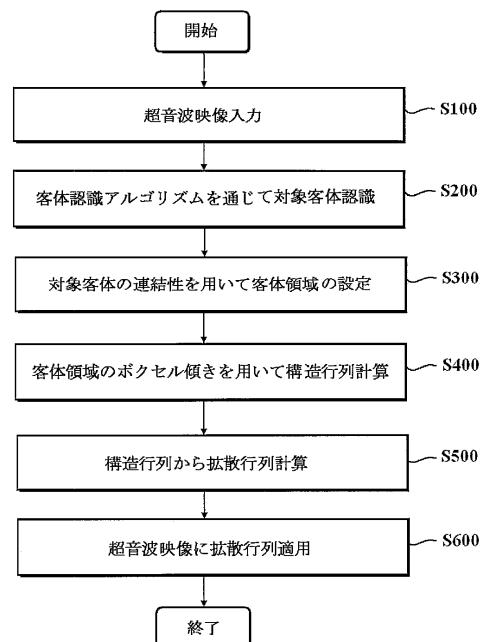
(54) 【発明の名称】超音波映像処理方法

(57) 【要約】

【課題】ハードウェア装置により獲得した3次元ドップラー映像を後処理(post-processing)を通じて画質を向上させるための3次元超音波ドップラー映像の画質を改善するための超音波映像処理方法に関する。

【解決手段】本発明による超音波映像処理方法は、a) 対象客体の連結性を用いた客体認識アルゴリズムを通じて、入力された超音波映像から対象客体を認識する段階と、b) 認識された対象客体の連結性を用いた客体領域を設定する段階と、c) 上記客体領域のボクセル傾斜度を用いて構造行列を計算する段階と、d) 上記構造行列から拡散行列を計算する段階と、e) 上記拡散行列及びボクセル傾斜度を上記入力された超音波映像に適用して超音波映像を得る段階と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- a) 対象客体の連結性を用いた客体認識アルゴリズムを通じて、入力された超音波映像から対象客体を認識する段階と、
- b) 認識された対象客体の連結性を用いた客体領域を設定する段階と、
- c) 上記客体領域のボクセル傾斜度を用いて構造行列を計算する段階と、
- d) 上記構造行列から拡散行列を計算する段階と、
- e) 上記拡散行列及びボクセル傾斜度を上記入力された超音波映像に適用して超音波映像を得る段階と、

を備えることを特徴とする超音波映像処理方法。

10

【請求項 2】

上記 c) 段階は、

- c 1) 上記客体領域のボクセル傾斜度を計算する段階と、
- c 2) 上記ボクセル傾斜度を用いて各ボクセルで構造行列を計算する段階と、
- c 3) 上記構造行列に対して固有値分解を実施する段階と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 3】

上記 c 1) 段階で、次の数式 1 を用いて、x 軸、y 軸、z 軸のボクセル傾斜度 I_x 、 I_y 、 I_z を求めることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波映像の処理方法。

(数式 1)

20

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x+1, y, z) - I(x-1, y, z)}{2}$$

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x, y+1, z) - I(x, y-1, z)}{2}$$

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x, y, z+1) - I(x, y, z-1)}{2}$$

30

【請求項 4】

上記構造行列は次の数式 2 のように表現されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像処理方法。

(数式 2)

40

$$\begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_x & I_y & I_z \\ I_x & I_y & I_z \\ I_x & I_y & I_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix}$$

【請求項 5】

次の数式 3 のように上記構造行列の固有値を分解することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像処理方法。

(数式 3)

$$J(I) = (\omega_1 \quad \omega_2 \quad \omega_3) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mu_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \\ \omega_3^T \end{pmatrix}$$

50

ここで、固有ベクトル(μ_1 、 μ_2 、 μ_3)は傾斜度を示すベクトルであり、 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 は固有値である。

【請求項 6】

上記固有値を μ_1 、 μ_2 、 μ_3 の関係になるように変化させて得ることを特徴とする請求項5に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 7】

上記拡散行列は次の数式4のように表現されることを特徴とする請求項6に記載の超音波映像処理方法。

(数式4)

$$D(I) = (\omega_1 \ \ \omega_2 \ \ \omega_3) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

10

ここで、 $\lambda_1 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_1 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ であり、 $\lambda_2 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_2 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ であり、

$\lambda_3 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_3 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ である。

20

【請求項 8】

上記段階e)は、

次の数式5のように、本来の超音波映像Iのように拡散行列及び傾斜度を適用して超音波映像を獲得することを特徴とし、

(数式5)

$$It = I + \frac{\partial K_x}{\partial x} + \frac{\partial K_y}{\partial y} + \frac{\partial K_z}{\partial z}$$

上記数式5は、次のように拡散行列と傾斜度ベクトルの積で表現される数式6において、

(数式6)

30

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \left[D \cdot \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \right]$$

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \begin{bmatrix} K_x \\ K_y \\ K_z \end{bmatrix}$$

を適用して得ることを特徴とする請求項7に記載の超音波映像処理方法。

40

【請求項 9】

上記a)段階で上記超音波映像の対象客体を腎臓と認識した場合、上記b)段階は、
b11)入力された超音波映像に第1しきい値を適用して第1臨界映像を得る段階と、
b12)上記第1臨界映像で所定の大きさより小さい大きさを有する個体領域を除去する段階と、

b13)上記超音波映像に上記第1しきい値より小さな第2しきい値を適用して第2臨界映像を生成する段階と、

b14)上記第1臨界映像と上記第2臨界映像を比較してマーカーを選択する段階と、

b15)上記第2しきい値より小さな第3しきい値より高い値を有するボクセルまで上記マーカーを拡張して連結映像を生成する段階と、

50

b 1 6) 上記連結映像内の客体領域を大きさ順に整列する段階と、
を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。

【請求項 10】

上記 a) 段階で上記超音波映像の対象客体を肝臓と認識した場合、上記 b) 段階は、
b 2 1) 入力された超音波映像に第 1 しきい値を適用して臨界映像を生成する段階と
b 2 2) 上記臨界映像で基準領域より大きさが小さい客体領域を除去する段階と
b 2 3) 上記 b 2 2) 段階で残った客体領域をマーカーとして選択する段階と、
b 2 4) 上記マーカーから第 2 しきい値まで領域拡張を行って客体の連結映像を生成する
段階と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理方法。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波映像処理方法に関するもので、より詳細にはハードウェア装置を介して獲得した超音波映像に対し、後処理過程を適用して超音波映像の画質を向上させるための 3 次元超音波ドップラー映像の画質を改善することができる超音波映像処理方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

最近、使用が便利でかつ人体に害がない超音波を用いた診断装置が診断医療分野で広く使われている。超音波診断装置は超音波が対象体内の生体組織を通過する時発生する超音波の反射、散乱、吸収特性を用いて生体組織の超音波映像を獲得するものである。散乱された超音波信号には、散乱が発生する生体組織境界での音響インピーダンス差情報及び散乱体（生体組織）の運動速度情報が含まれている。対象体から実際に受信される超音波信号の強度に該当する散乱強度は音響インピーダンスの差を反映し、ドップラー効果による超音波信号の周波数偏移量は運動速度、即ち超音波ビーム（beam）の進行方向に対する速度成分を反映する。 20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

超音波信号の散乱強度及び周波数偏移量を超音波映像上に表示するためには、これらに該当する値をデジタル化しなければならない。しかし、対象体から反射された超音波信号は多くの雑音を含んでいるため、高品質の超音波映像を獲得するために超音波の送信電力レベル（level）を高めたり、対象体内の血液に造影剤を投入する方法が通常用いられる。しかし、超音波の送信電力を高める方法は対象体の臓器や組織に影響を与えることがあって限界があり、造影剤を投入する方法は対象体内の微細血管が損傷することがあって造影剤投入による診断時間が長くなるという問題がある。 30

【0004】

従って、本発明は前述した問題を解決するためのもので、造影剤を投入せず、臓器や組織に影響を及ぼさない送信電力レベルの超音波を対象体に伝送し、ハードウェア装置を介して獲得した超音波映像に対し、後処理過程を適用して超音波映像の画質を向上させるための 3 次元超音波ドップラー映像の画質改善方法を提供することを目的とする。 40

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明に係る超音波映像処理方法は、a) 対象客体の連結性を用いた客体認識アルゴリズムを通じて、入力された超音波映像から対象客体を認識する段階と、b) 認識された対象客体の連結性を用いた客体領域を設定する段階と、c) 上記客体領域のボクセル傾斜度を用いて構造行列を計算する段階と、d) 上記構造行列から拡散行列を計算する段階と、e) 上記拡散行列及びボクセル傾斜度を上記入力された超音波映像に適用して超音波映像を得る段階と、を備える。本発明のその他の特徴は以下に明らかにする。 50

【発明の効果】**【0006】**

本発明によれば、3次元超音波ドップラー映像で主に見ようとする血管が有する特性を用いて広く広まっている雑音を除去するだけでなく、血管の様子をより鮮明に見られるようにして、従来は信号のサイズが小さくてよく見えなかった部分もよく見えるようになることができる。また、本発明によれば、不要な雑音が除去されて熱拡散公式を用いてスムージング効果とシャープニング効果を同時に適用して血管がより鮮明に見られる効果がある。このように、雑音が除去され、鮮明になった血管映像はより正確な診断に役立つ。

【発明を実施するための最良の形態】**【0007】**

ここで、添付した図面を参照して本発明の望ましい実施の形態を説明する。

【0008】

図1は超音波診断システムの構成を示す概略図である。本発明に用いられる超音波診断システム100は、超音波測定部10、前端部(front-end)20、映像処理部30、後端部(back-end)40及び中央処理装置60からなる。

【0009】

上記超音波測定部10は超音波プローブを備える。超音波プローブは多数の変換素子で構成された超音波変換器アレイを備える。

【0010】

前端部20は送信部21、受信部22及びビームフォーマー23を備える。送信部21はビームフォーマー23で形成された伝送信号を超音波測定部10のプローブに供給し、受信部22はプローブから伝達された信号を受信してビームフォーマー23に伝達する。ビームフォーマー23は送信ビーム及び受信ビームを形成する。

【0011】

映像処理部30はビームフォーマー23から入力された受信ビームの入力をそれぞれ受けて映像処理するBモード処理部31及びカラー処理部32を備える。

【0012】

後端部(back-end)40は上記Bモード処理部31及びカラー処理部から入力される映像をスキャン変換(scan converting)するデジタルスキャンコンバータ(digital scan converter)41とデジタルスキャンコンバータから入力される映像をディスプレイするモニタ42を備える。

【0013】

上記中央処理装置60は上記Bモード処理部31及びカラー処理部32を制御する。

【0014】

図1で図面符号‘50’はモニタ42にディスプレイされる超音波映像を示す。

【0015】

本発明は3次元超音波カラーパワードップラー(color power doppler)データに表現される血管の3次元超音波映像を改善するためのものであって、シリンダ(cylinder)形状にモデリングされる血管の形態的特徴を用いて3次元映像処理をする。この時、雑音を効果的に除去しながら連結性、境界の区分などのような映像の形態的特性が十分に表現されるように血管に関する情報は3次元スキャン変換(scan conversion)がされる前のデータを用いることができる。

【0016】

本発明による超音波映像処理方法は、連結性を用いた客体認識アルゴリズムを通じて客体を認識し、客体の連結性を用いて客体の領域を設定し、設定された客体領域のボクセル傾斜度に基づいて構造行列を求め、構造行列から拡散行列を得て、その拡散行列を元の超音波映像に適用して改善された超音波映像を得ることに特徴がある。

【0017】

図2を参照し、本発明の実施の形態による超音波映像処理方法を説明する。

【0018】

10

20

30

40

50

まず、本発明によるプロセスは超音波診断装置内のハードウェアを通じて獲得された超音波映像の入力を受ける(S100)。前述したように上記超音波映像は3次元スキャン変換(scan conversion)がされる前の3次元カラーパワードップラー映像である。

【0019】

超音波映像が入力されると、入力された映像に含まれた客体、即ち、対象体内の臓器(internal organs)をそれぞれ認識するために、データベース(data base)に分類されて格納された客体それぞれの血管特性に基づいて連結性を用いた客体認識アルゴリズムを通じて客体を認識する(S200)。

【0020】

血管特性は解剖学的に究明された血管の形態学的特性を意味する。図3a及び図3bはそれぞれ腎臓の2次元及び3次元超音波映像を示す写真であり、図4a及び図4bはそれぞれ肝臓の2次元及び3次元超音波映像を示す写真である。

【0021】

図3aと図4a、図3bと図4bの比較を通じても分かるように各客体の血管は形態学的特性を有する。例として、図3a及び図3bで見られる腎臓は、図4a及び図4bで見られる肝臓に比べて構造的に太い血管とそれから伸びる多くの細枝状の毛細血管を有している。

【0022】

従って、客体認識は各客体血管の形態学的特性に基づいて、対象客体の種類に応じて相違した客体認識アルゴリズムを用いて客体それぞれを認識する。この時、連結性が用いられる。

【0023】

連結性はボクセル(voxel)間の連結如何を示すものである。2次元の場合、基準ピクセル(reference pixel)の上、下、左、右を照射してピクセル相互間の連結如何を決定することを4連結性(4-connectivity)といい、基準ピクセル上下左右、左側上、右側上、左側下、右側下を照射してピクセル相互間の連結如何を決定することを8連結性という。3次元の場合、6連結性と26連結性に区分することができる。本発明の実施の形態では26連結性を選択して用いる。

【0024】

一方、上述した通り、本発明での客体認識は血管特性を用いるため、施術者が観察しようとする客体の連結性を用いた客体認識アルゴリズムが適用される。例えば、対象客体が腎臓の場合には、血管の特性が太くて厚く、血管から伸びる微細血管が多く分布しており、微細血管は小さな値で連結される特性を用いる。また、血管のボリュームサイズが雑音に比べて大きい方に属する特性を用いる。即ち、雑音信号が大きく固まっておらず血管のボリュームが相対的に大きいことを利用する。

【0025】

次に、認識された客体の連結性を用いた客体の領域設定を実施する(S300)。客体の領域設定は認識された臓器(客体)の特性によって、個別的な方法で進められることができる。連結領域設定については後述する。

【0026】

続いて、雑音が除去された超音波映像内の全てのボクセル(voxel)の傾斜度(gradien t)を用いて血管の3次元特性に適した構造行列(structure matrix)を計算する(S400)。傾斜度は様々な方法で求められることができる。例として、映像処理で一般的に用いられる次のような方法で傾斜度を求めることができる。

10

20

30

40

【数1】

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x+1, y, z) - I(x-1, y, z)}{2}$$

$$I_y(x, y, z) = \frac{I(x, y+1, z) - I(x, y-1, z)}{2}$$

$$I_z(x, y, z) = \frac{I(x, y, z+1) - I(x, y, z-1)}{2}$$

10

それぞれのボクセルにおいて各方向、即ち x 軸、 y 軸、 z 軸への傾斜度を I_x 、 I_y 、 I_z とすると、構造行列は次の数式2で表現される。

【数2】

$$\begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_x & I_y & I_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix}$$

20

一方、超音波映像の構造行列について、雑音に敏感でないようにするために、即ち雑音がある程度あっても表現される構造が雑音の影響を受けないようにするためにフィルタリングを施すことができる。例えば、低域通過フィルタであるガウシアンフィルタリング (Gaussian filtering) を施して高周波成分の雑音を除去することができる。次の数式3は数式2のような構造行列にガウシアンフィルタを適用したことを示している。

【数3】

$$J_\rho(I) = \begin{pmatrix} K_\rho * I_x^2 & K_\rho * (I_x I_y) & K_\rho * (I_x I_z) \\ K_\rho * (I_x I_y) & K_\rho * I_y^2 & K_\rho * (I_y I_z) \\ K_\rho * (I_x I_z) & K_\rho * (I_y I_z) & K_\rho * (I_z^2) \end{pmatrix}$$

30

ここで、* はコンボリューション (convolution) を示し、 K はコンボリューションカーネル (kernel) である。コンボリューションカーネル K は数式4のように表現されるガウシアン (Gaussian) 関数である。

【数4】

$$K_\rho(x, y, z) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi\rho^2)^3}} \cdot \exp\left(-\frac{x^2 + y^2 + z^2}{2\rho^2}\right)$$

40

数式2または数式3の構造行列は固有分解 (eigenvalue decomposition) を用いて数式5のように表現することができる。

【数5】

$$J(I) = (w_1 \ w_2 \ w_3) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mu_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} w_1^T \\ w_2^T \\ w_3^T \end{pmatrix}$$

数式5のように表現された構造行列で各ボクセルにおける固有ベクトル (w_1 、 w_2 、 w_3)

50

μ_3) は傾斜度を示すベクトルになって、その固有ベクトルの大きさは固有値 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 で示される。

【 0 0 2 8 】

次に、固有値を μ_1 μ_2 μ_3 の関係になるように変化させて数式 6 のように表現される拡散行列 (diffusion matrix) を得る。

【 数 6 】

$$D(I) = (\omega_1 \quad \omega_2 \quad \omega_3) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

10

ここで、 $\lambda_1 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_1 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ であり、 $\lambda_2 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_2 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ であり、

$\lambda_3 = \begin{cases} -\alpha, & \text{if } \mu_3 > s \\ \alpha & \text{else} \end{cases}$ である。

【 0 0 2 9 】

ここで、 s 及び α は超音波診断装置の運営者が決定する基準値としてデータ即ち、カラーパワードップラーボリュームデータに従って変わり得る。 s が小さければシャープニング (sharpening) 効果が増加し、 s が大きければスムージング (smoothing) 効果が増加する。拡散行列の固有値が正数になればスムージング (smoothing) 効果が発生し、負数になればシャープニング (sharpening) 効果が発生する。固有ベクトルが大きい固有値を有するというのはボクセルの傾斜度が大きい領域を意味し、このような領域は血管の内側と外側の境界に該当する領域と推定することができる。従って、この領域では血管の境界を明確にするためにシャープニングを行う。

【 0 0 3 0 】

また、 α を μ の絶対値に基づいて決定するのは血管が一般に円筒形状を有してその円筒形状によって血管の壁をより明確にディスプレイするためである。

30

【 0 0 3 1 】

図 5 a は構造行列の固有ベクトルと固有値を示した概略図であり、図 5 b は上記構造行列から得た拡散行列の固有ベクトルと固有値を示した概略図である。

【 0 0 3 2 】

次に、数式 7 に示されるように、前述した過程によって得られた拡散行列 (diffusion matrix) と傾斜度ベクトル (gradient vector) の積で表現されるベクトルの発散 (divergence) を求める過程が必要である。

【 0 0 3 3 】

【 数 7 】

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \left[D \cdot \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \right]$$

40

数式 6 で I / t は、フィルタリングされた超音波映像 I_t と本来の超音波映像 I の差 $I_t - I$ で表現することができる。

従って、数式 6 での

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \begin{bmatrix} K_x \\ K_y \\ K_z \end{bmatrix}$$

ように表現すれば、次の数式 8 を得ることができる。

【 0 0 3 4 】

【 数 8 】

$$It = I + \frac{\partial K_x}{\partial x} + \frac{\partial K_y}{\partial y} + \frac{\partial K_z}{\partial z}$$

10

【 0 0 3 5 】

結局、数式 7 のように本来の超音波映像に拡散行列及び傾斜度を適用して改善された画質の超音波映像を獲得する (S 6 0 0)。

【 0 0 3 6 】

前述した過程の反復 (iteration) を通じて所望の程度の画質を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

以下、前述した段階 'S 3 0 0' の認識された個体の連結性を用いた客体領域の設定方法を詳細に説明する。

【 0 0 3 8 】

上記客体領域の設定方法は、映像をさまざまな領域 (region) に分割する、映像分割 (segmentation) 方法を利用する。分割された各領域間にはピクセルまたはボクセルを共有してはならず、領域内ピクセルまたはボクセルは連結されていなければならない。映像設定は形態学上の (morphological) 特徴を用いた映像の単純化、マーカー選択及び領域拡大 (region growing) を通じた 3 段階で構成される。上記マーカーは各領域を代表するピクセルまたはボクセルの集合として各領域を映像分割の結果として得られるものである。

【 0 0 3 9 】

図 6 はグレースケール (gray scale)、カラーなどピクセル値の強度 (intensity) と頻度数の関係を示すヒストグラムであり、この図を参照し、雑音を除去するためのしきい値 (TH) の設定方法を説明する。図 6 に示されるように、信号の成分別に超音波映像のヒストグラムの分布が区分される。例えば、雑音 (noise) 成分はヒストグラムの相対的に低い領域に分布し、客体 (organ) 成分はヒストグラムの高い領域に集まって分布し、2 領域の境界 (L) が明確である。まさにこの境界がしきい値 (TH_N) に設定される。

【 0 0 4 0 】

以下、腎臓 (kidney) の超音波映像から連結映像生成過程で概略的に示した図 7 a ~ 7 d 及びその過程の順序図である 8 を参照して説明する。

【 0 0 4 1 】

図 7 a に示される超音波映像に第 1 しきい値 (TH_a) を適用して図 7 b のような第 1 臨界映像 (thresholded image) を得る (S 8 1 0)。即ち、本来超音波映像で第 1 しきい値 (TH_a) より低い領域に分布する成分、即ち雑音成分を除去して図 7 b のような第 1 臨界映像を得る。腎臓の場合、第 1 臨界映像は、太さが大きい血管の内側領域に対する情報、即ち血管成分に該当する。この時一時的に除去される雑音成分は、映像信号と完全に区別される雑音だけでなく、映像信号と完全に区別はされないが雑音としてみなされ得る客体映像信号成分を全て備えることができる。

【 0 0 4 2 】

引き続き、もし第 1 臨界映像に含まれた任意の客体領域が所定の大きさより小さい場合、該当客体領域を第 1 臨界映像から除去する (S 8 2 0)。

【 0 0 4 3 】

その後、本来の超音波映像に第 2 しきい値 (TH_b) を適用して図 7 c に示されたように第 2 臨界映像を生成する (S 8 3 0)。第 2 臨界映像は多数の客体領域を備えることが

20

30

40

50

できる。第2臨界映像を所定の大きさより小さな客体領域が除去された第1臨界映像と比較し、もし第2臨界映像に含まれた任意の客体領域が第1臨界映像に含まれた客体領域のうちいずれか一つに含まれていなければ、該当客体領域は第2臨界映像から除去される。除去して残った客体領域はマーク (marker) として選択される (S840)。マークは前記で言及した工程で得られた各客体領域を示すボクセルの集合体である。第2しきい値 (TH_b) は第1しきい値 (TH_a) より小さく設定されることが望ましい。

【0044】

次に、第3しきい値 (TH_n) を選定し、上述した連結性を用いて、マークと連結されて第3しきい値 (TH_n) より高い値を有するボクセルまでの領域を拡張させ、図7dに見られるように客体の連結映像を生成する (S850)。上記客体の連結映像を生成する過程で、連結されていない領域、即ち雑音のような領域は客体の連結映像から除外される。第3しきい値は特定ヒストグラムを通じて決定できること、第1しきい値 (TH_a) 及び第2しきい値 (TH_b) とは互いに異なるように決定される。より望ましく第3しきい値は雑音と血管を区分するのに十分に小さな値として第2しきい値 (TH_b) より小さい。

【0045】

続いて、領域拡張後、得られた領域を大きさ通りに整列する。

【0046】

最もサイズが大きい領域を示す (display)。示す領域の個数は使用者の選択によって増加させることができる。

【0047】

その後、上記客体の連結映像からボクセルの傾斜度を計算し、構造行列及び拡散行列を得る。

【0048】

一方、肝臓の場合は超音波映像内で血管領域の大きさが雑音領域の大きさより小さな方である。また、血管の内側部分だけでなく、血管の表面側にもカラーパワードップラーデータのボクセル値が大きい方である。また、Bモード (B-mode) 映像では血管に該当する部分の上記ボクセル値は小さいほうである。このような肝臓の血管の特徴によって、前述した腎臓とは異なる方法で連結映像生成がなされなければならない。

【0049】

以下、図9a～9d及び図10を参照して肝臓 (liver) に関する超音波映像から連結映像を生成する方法を説明する。

【0050】

まず、図9aに示される本来の肝臓の超音波映像に第1しきい値 (TH_a) を適用し、入力された本来の超音波映像から図9bのような臨界映像を生成する (S910)。次に、臨界映像で基準領域よりサイズが小さい領域を除去して図9cのようなマークを生成する (S920)。上記基準領域は使用者が予め指定した値であり、上記マークはプログラムにより選択される。

【0051】

次に、マークからしきい値 (TH_n) まで領域拡張を行って図9dに見られるように客体の連結映像を生成する。この時、ボクセル (voxel) の個数とBモード映像でしきい値 (TH_n) より小さな値を有するボクセルの個数を数え、しきい値 (TH_n) より小さなボクセルの比、即ちそのパーセントが基準値より大きい場合は上記しきい値 (TH_n) より小さなボクセルまで領域を拡張させて上記連結映像を生成する。

【0052】

以後、上記客体の連結映像からボクセルの傾斜度を計算し、構造行列及び拡散行列を得る。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】超音波診断システムの構成を示す概略図である。

10

20

30

40

50

【図2】本発明の実施の形態による超音波映像処理方法を示す順序図である。

【図3a】腎臓の2次元超音波映像を示す写真である。

【図3b】腎臓の3次元超音波映像を示す写真である。

【図4a】肝臓の2次元超音波映像を示す写真である。

【図4b】肝臓の3次元超音波映像を示す写真である。

【図5a】構造行列の固有ベクトルと固有値を示した概略図である。

【図5b】上記構造行列から得た拡散行列の固有ベクトルと固有値を示した概略図である

。【図6】ピクセル値の強度(intensity)と頻度数の関係を示すヒストグラムである。

10

【図7a】腎臓内血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図7b】腎臓内血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図7c】腎臓内血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図7d】腎臓内血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図8】腎臓内血管の連結映像生成過程を示す順序図である。

【図9a】肝臓内の血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図9b】肝臓内の血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図9c】肝臓内の血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図9d】肝臓内の血管の連結映像生成過程を示す概略図である。

【図10】肝臓内の血管の連結映像生成過程を示す順序図である。

20

【符号の説明】

【0054】

10 超音波測定部

20 前端部(front-end)

21 送信部

22 受信部

23 ビームフォーマー

30 映像処理部

31 B-モード処理部

32 カラー処理部

40 後端部(back-end)

30

41 デジタルスキャンコンバータ(digital scan converter)

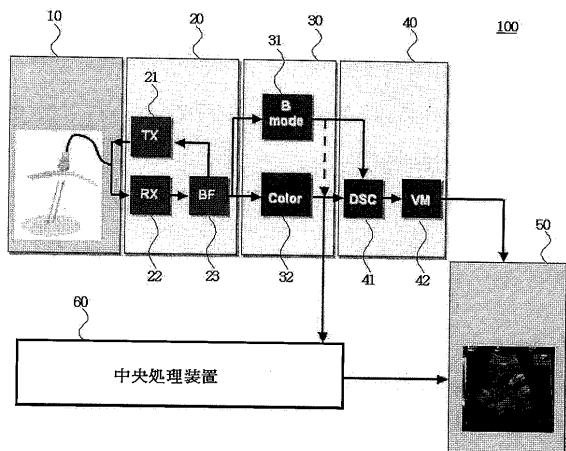
42 モニタ

50 超音波映像

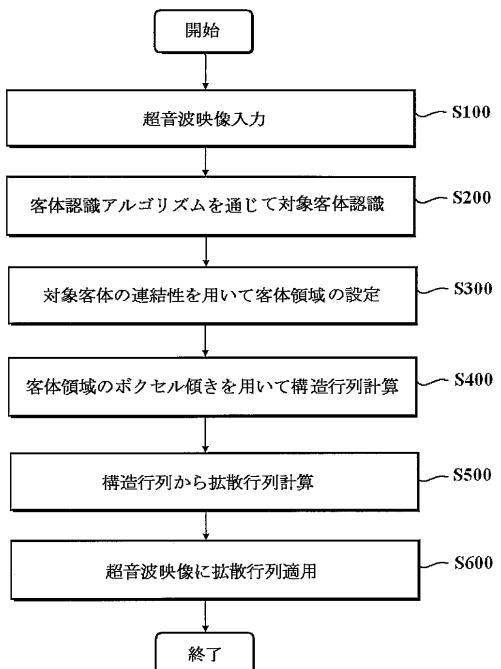
60 中央処理装置

100 超音波診断システム

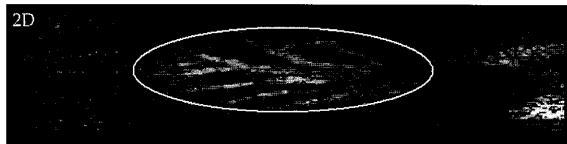
【図1】



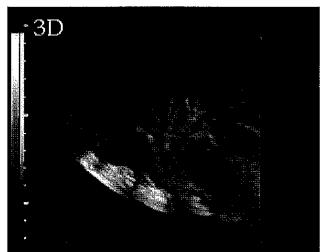
【図2】



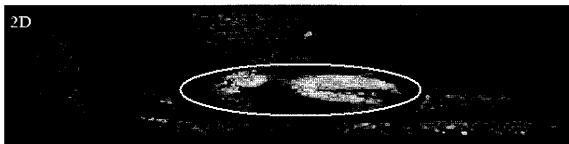
【図3 a】



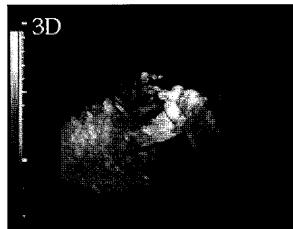
【図3 b】



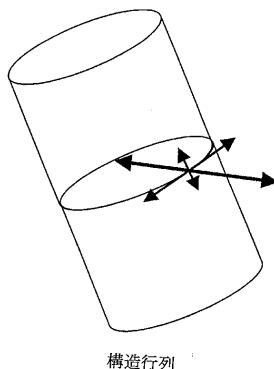
【図4 a】



【図4 b】

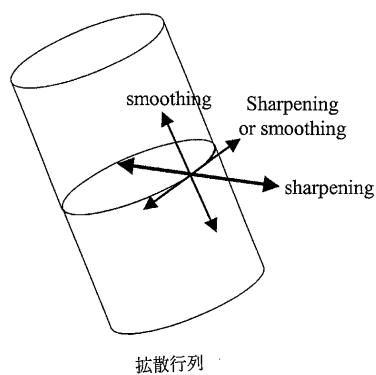


【図5 a】

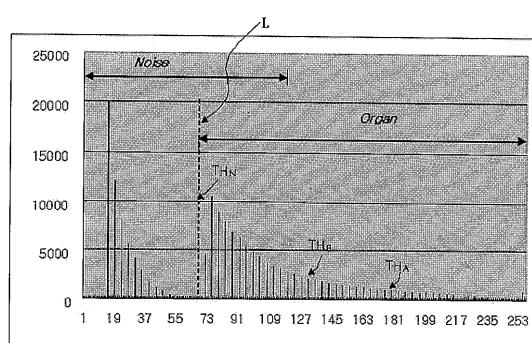


構造行列

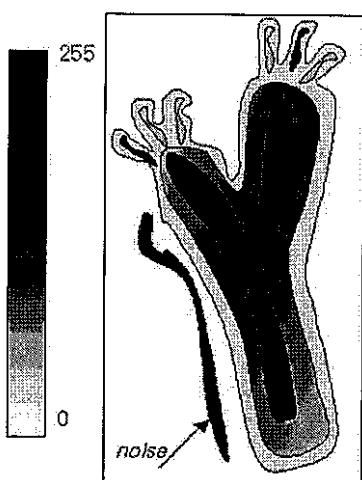
【図 5 b】



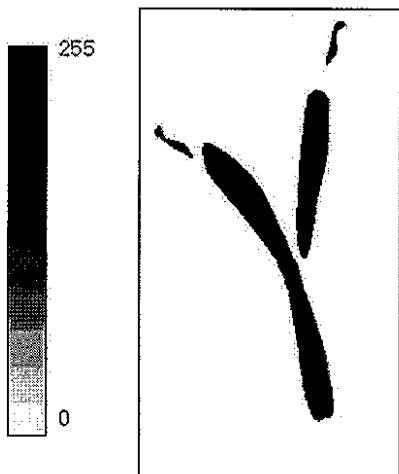
【図 6】



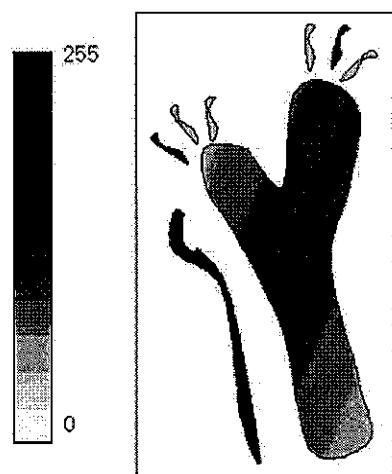
【図 7 a】



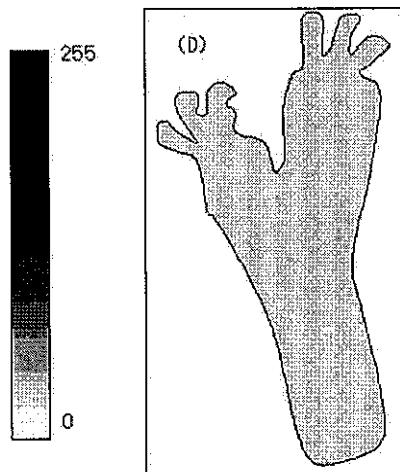
【図 7 b】



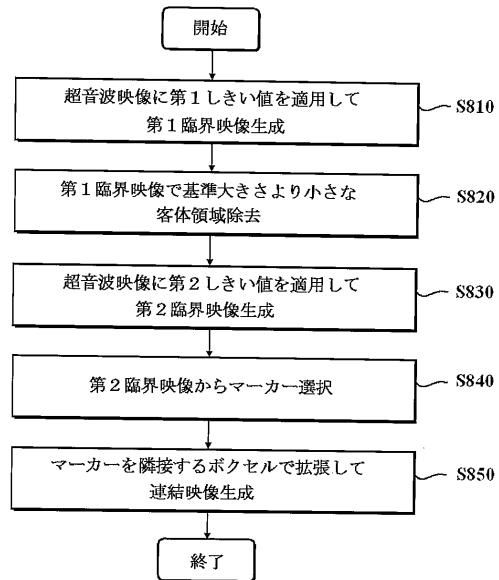
【図 7 c】



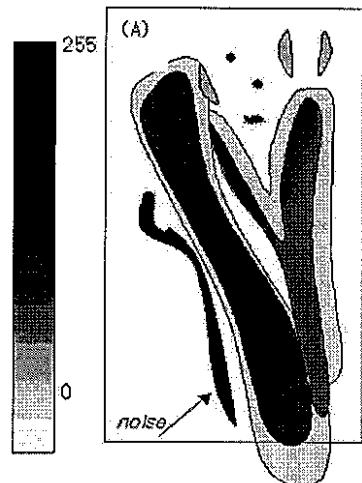
【図 7 d】



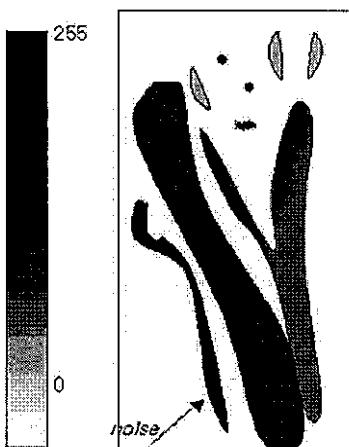
【図 8】



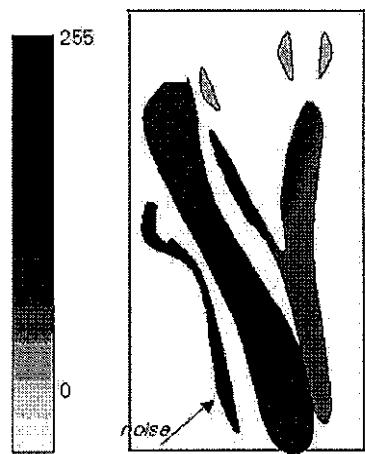
【図 9 a】



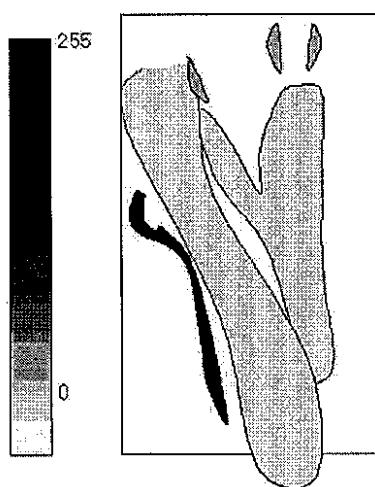
【図 9 b】



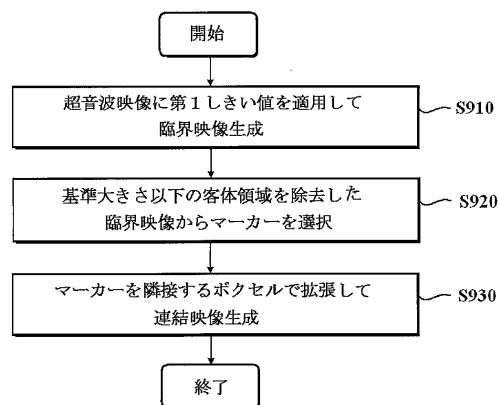
【図 9 c】



【図 9 d】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 ナ ジヨン ボム
大韓民国 デジョンクァンヨクシ ユソング チョンミンドン 464-1 エキスポアパート
404-506

(72)発明者 ソン ヨン ソク
大韓民国 ソウルトゥクビヨルシ マポグ チュンドン プンリムアパート 101-1302

(72)発明者 イム ジヨン ウン
大韓民国 デジョンクァンヨクシ チュング ソンファドン 149-21

(72)発明者 ヤン ウン ホ
大韓民国 ソウルトゥクビヨルシ ノウォング チュンゲ 2ドン ギョンナムアパート 5-2
07

(72)発明者 ユ ドン フン
大韓民国 クアンジュクアンヨクシ ブッグ ドアム 1ドン 876-11

(72)発明者 イ ジエ グン
大韓民国 ソウルトゥクビヨルシ カンアッギ ポンチョン 6ドン 148-36, 202号

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD18 DE04 DE05 EE04 JC02 JC04 JC08 JC10
JC11 JC20 JC29 JC37 KK19 KK22 KK31
5B057 AA07 BA05 CA01 CA08 CA13 CA16 CB01 CB08 CB13 CB16
CE02 CE05 DA08 DB03 DB06 DB09 DC04 DC23
5B080 AA17 DA07 DA08

专利名称(译)	超声图像处理方法		
公开(公告)号	JP2006204912A	公开(公告)日	2006-08-10
申请号	JP2006010242	申请日	2006-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キム チョル アン ナ ジヨン ボム ソン ヨン ソク イム ジヨン ウン ヤン ウン ホ ユ ドン フン イ ジエ グン		
发明人	キム チョル アン ナ ジヨン ボム ソン ヨン ソク イム ジヨン ウン ヤン ウン ホ ユ ドン フン イ ジエ グン		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/00 G06T15/08		
CPC分类号	G06K9/40 G06K2209/05 G06T5/002 G06T5/20 G06T2207/10024 G06T2207/10136 G06T2207/30101 A47G23/04 B65D81/18		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD18 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE05 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC04 5B057/DC23 5B080/AA17 5B080/DA07 5B080/DA08		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050006436 2005-01-24 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声图像处理方法，用于通过硬件设备获取的三维多普勒图像的后处理来改善三维超声多普勒图像的图像质量，以提高图像质量。根据本发明的用于处理超声图像的方法包括以下步骤：a) 通过使用目标对象的连接的对象识别算法从输入超声图像识别目标对象; b) C) 使用对象区域的体素梯度计算结构矩阵，d) 从结构矩阵计算扩散矩阵，例如，) 将扩散矩阵和体素梯度应用于输入超声图像以获得超声图像。 .The

