

(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2016-135232

(P2016-135232A)

(43) 公開日 平成28年7月28日(2016.7.28)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	8/14	(2006.01)	A61B	8/14		4C601	
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290D	5B057	
G06T	7/00	(2006.01)	G06T	7/00	300D	5L096	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2015-226187 (P2015-226187)
 (22) 出願日 平成27年11月19日 (2015.11.19)
 (31) 優先権主張番号 5964/CHE/2014
 (32) 優先日 平成26年11月28日 (2014.11.28)
 (33) 優先権主張国 インド (IN)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

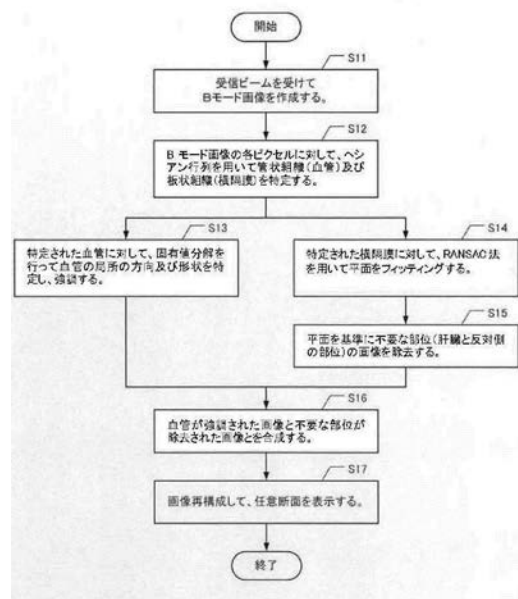
(54) 【発明の名称】 超音波画像の処理方法及び超音波画像の処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像にアーティファクトを含んでいても、操作者が何もインプットすることなく、画像上の血管を鮮明に観察することができる装置を提供する。

【解決手段】 入力された超音波画像からヘシアン行列を用いて線状組織及び板状組織を特定する段階S12と、特定された線状組織に対して固有値分解して線状組織の局所の方向及び形状を特定する段階S13と、特定された板状組織に対して板状組織と合致する面を超音波画像上でフィッティングする段階S14と、フィッティングされた面を基準として当該基準から一方の領域側の非関心部位を超音波画像から取り除く段階S15とを備える超音波画像の処理方法である。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

入力された超音波画像においてヘシアン行列を用いて線状組織及び板状組織を特定する段階と、

特定された前記線状組織に対して固有値分解して前記線状組織の局所の方向及び形状を特定する段階と、

特定された前記板状組織に対して前記板状組織と合致する面を前記超音波画像上でフィッティングする段階と、

前記フィッティングされた面を基準として該基準から一方の領域側の非関心部位を前記超音波画像から取り除く段階と、を備える超音波画像の処理方法。

10

【請求項 2】

前記超音波画像は、Bモード画像であり、

前記非関心部位は、前記フィッティングされた面を基準として肝臓とは反対側の領域の部位である、請求項 1 に記載の超音波画像の処理方法。

【請求項 3】

前記フィッティングする段階は、RANSAC法により前記面を前記超音波画像上でフィッティングする、請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波画像の処理方法。

【請求項 4】

局所の方向及び形状が特定された前記線状組織を表す画像と前記非関心部位が取り除かれた画像とを合成する段階を備える、請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波画像の処理方法。

20

【請求項 5】

入力された超音波画像においてヘシアン行列を用いて線状組織及び板状組織を特定する第 1 の特定部と、

特定された前記線状組織に対して固有値分解して前記線状組織の局所の方向及び形状を特定する第 2 の特定部と、

前記板状組織に対して前記板状組織と合致する面を前記超音波画像上でフィッティングする面フィッティング部と、

前記フィッティングされた面を基準として該基準から一方の領域側の部位を前記超音波画像から取り除く除去部と、を備える超音波画像の処理装置。

30

【請求項 6】

前記超音波画像は、Bモード画像であり、

前記不要な部位は、前記フィッティングされた面を基準として、肝臓と反対側の部位である請求項 5 に記載の超音波画像の処理装置。

【請求項 7】

前記面フィッティング部は、RANSAC法により前記面を前記超音波画像上でフィッティングする、請求項 5 又は請求項 6 に記載の超音波画像の処理装置。

【請求項 8】

局所の方向及び形状が特定された前記線状組織を表す画像と前記非関心部位が取り除かれた画像とを合成する合成部を備える、請求項 5 から請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波画像の処理装置。

40

【請求項 9】

コンピュータを、請求項 5 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波画像の処理装置として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像において鮮明に血管領域を検出する技術に関する。

【背景技術】

50

【0002】

血管は、腹部イメージング、特に肝臓などの変形する臓器のイメージングにおいて、非常に重要な生体ランドマークの一つである。そして、超音波診断装置による血管の画像化には2つの大きな課題がある。第一に、超音波診断装置による血管構造の視認性は、血管構造の体内での深さに伴って悪くなることがある。そのため、末梢血管が体内の深い位置に存在する場合、血管の視認性向上のため撮像パラメータの最適化が必要となる。第二に、血管近くの構造又は嚢胞からのシャドウアーティファクトのエコー強度が血管からのエコー強度と似ていることがあり、これが識別力の低下につながっている。

【0003】

例えば、特許文献1には、超音波画像において、血管が体内深くに存在する場合に血管の位置及び配向を追尾する方法が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2003-523250

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の方法では、操作者がまず検査される血流上にレンジ・ゲートを配置しなければならないという不便さがあった。また特許文献1には、血管の分岐部の特定については何ら開示されていない。

20

【0006】

このような事情により、超音波画像に固有のスペckルノイズ、低コントラスト及びシャドウアーティファクトを含んでいても、操作者が何もインプットすることなく、画像上の血管及び血管の分岐部を鮮明に観察することができる技術が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

第1の観点の超音波画像の処理方法は、入力された超音波画像においてヘシアン行列を用いて線状組織及び板状組織を特定する段階と、特定された線状組織に対して固有値分解して線状組織の局所の方向及び形状を特定する段階と、特定された板状組織に対して板状組織と合致する面を超音波画像上でフィッティングする段階と、フィッティングされた面を基準として当該基準から一方の領域側の非関心部位を超音波画像から取り除く段階と、を備える。

30

【0008】

上記の超音波画像の処理方法は、局所の方向及び形状が特定された線状組織を表す画像と非関心部位が取り除かれた画像とを合成する段階をさらに備えてもよい。

【0009】

第2の観点の超音波画像の処理装置は、入力された超音波画像においてヘシアン行列を用いて線状組織及び板状組織を特定する第1の特定部と、特定された線状組織に対して固有値分解して線状組織の局所の方向及び形状を特定する第2の特定部と、特定された板状組織に対して板状組織と合致する面を超音波画像上でフィッティングする面フィッティング部と、フィッティングされた面を基準として該基準から一方の領域側の非関心部位を超音波画像から取り除く除去部と、を備える。

40

【0010】

上記の超音波画像の処理装置は、局所の方向及び形状が特定された線状組織を表す画像と非関心部位が取り除かれた画像とを合成する合成部をさらに備えてもよい。

【0011】

上記超音波画像の処理装置は、例えば、コンピュータに所定のプログラムを実行させることにより実現させることができる。

【0012】

50

なお、上記超音波画像は、Bモード画像が好ましい。

【0013】

また、上記線状組織は、例えば血管であり、上記板状組織は、例えば横隔膜である。

【0014】

また、上記フィッティングには、例えばRANSAC(Random Sample Consensus)法を用いることができる。

【0015】

また、上記非関心部位は、フィッティングされた面を基準として肝臓とは反対側の領域の部位である。

【発明の効果】

10

【0016】

本発明によれば、操作者の入力無くとも、超音波画像で血管を特定できるようにし、血管セグメンテーション(segmentation)を実行できる。また本発明は、超音波画像の各ピクセルまたはボクセルに対してヘシアン行列の値を分析し、血管及び横隔膜を特定する。そして、横隔膜の位置を基準にして関心部位(肝臓等)以外の非関心部位を除去することができる。これにより、操作者は、不要な部位のシャドウアーティファクト又はスペックルノイズ等の影響を受けることなく、鮮明な血管を観察することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本実施形態に係る超音波診断システムの構成を示す概略図である。

20

【図2】本実施形態に係る超音波画像処理のフローチャートである。

【図3】(a)は、線状組織物の固有値を説明するための図、(b)は板状組織物の固有値を説明するための図である。

【図4】固有値分解して得られた血管候補画像である。

【図5】RANSAC法を用いた面フィッティングの概念を示す図である。

【図6】(a)はBモード画像に示される推定パラメータ e_p による平面を描いた図、(b)は当該平面を基準に肝臓とは反対側の部位及び横隔膜を除去した図である。

【図7】合成された三次元超音波画像3Dと任意断面の画像とを示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

30

以下、発明の実施形態について説明する。

【0019】

図1は、超音波診断システム100の構成を示す概略図である。本実施形態に用いられる超音波診断システム100は、超音波プローブ11、送信部21、受信部22及びビームフォーマー(beam former)23、画像処理部30及びモニタ42を含む。

【0020】

超音波プローブ11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、被検体に超音波を送信し且つその超音波のエコーを受信する。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の超音波プローブ11に供給し、受信部22は超音波プローブ11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。

40

【0021】

画像処理部30は、ビームフォーマー23を経由して受信したエコー信号を画像処理する。そしてモニタ42は、この画像処理部30で処理された超音波画像を表示する。また、画像処理部30は、コンピュータのCPU、メモリ、メモリに記憶されたプログラムによって実現される。

【0022】

画像処理部30は、Bモード処理部31、血管・横隔膜の特定部32、血管局所の方向&形状特定部33、横隔膜の面フィッティング部35、不要部位除去部37及び合成・再構成部39を有する。

50

【0023】

Bモード処理部31は、ビームフォーマー23から入力された受信ビームを受けてBモード画像に画像処理する。管及び板特定部である血管・横隔膜の特定部32は、ヘシアン行列を用いてBモード画像上の各構造物を線状組織物、又は板状組織物に分類し、線状組織物を血管として特定し、板状組織物を横隔膜として特定する。

【0024】

管の局所の方向及び形状特定部、つまり血管局所の方向&形状特定部33は、特定された血管を固有値分解(Eigen Decomposition)し、局所的に血管の方向を特定するとともに、局所的な血管の形状を特定しそれを強調した血管候補画像を作成する。これにより血管に分岐部があるとその分岐部が明確になり且つ太い血管はより太く強調される。

10

【0025】

横隔膜の面フィッティング部35は、RANSAC法を使って、特定された横隔膜すなわち肝臓と横隔膜との境界に面をフィッティングする。肝臓の一部は横隔膜と接している。

【0026】

なお、ここでは、特定された横隔膜に対して平面をフィッティングする。

【0027】

不要部位除去部37は、フィッティングされた面を基準にして、関心のない不要な部位の画像を除去する。本実施形態では、肝臓周辺の血管をモニタ42で観察しやすくするため、肝臓と横隔膜との境界を基準として肝臓とは反対側の領域及び境界面に近い領域の画像を除去(又は輝度を低減)する。

20

【0028】

合成・再構成部39は、血管局所の方向&形状特定部33で明確にされた血管を表す画像と、不要部位除去部37で不要な部位が除去された画像とを合成する。また合成・再構成部39は、三次元超音波による任意断面表示を行うとともに、血管を色付けしたりする。

【0029】

以上説明したように、本実施形態は、Bモード画像の各ピクセルを画像処理して血管の形態的特徴を強調して画像化し、この時、関心のない不要な部位を効果的に除去しながら血管の三次元超音波画像を改善する。なお、本実施形態は、Bモード画像だけでなく、Aモード画像、Mモード画像等にも適用できる。

30

【0030】

次に、本実施形態に係る超音波診断システム100による超音波画像処理のフローについて説明する。

【0031】

図2は、本実施形態に係る超音波画像処理によるフローチャートである。また、図3(a)は線状組織物の固有値を説明するための図、図3(b)は板状組織物の固有値を説明するための図である。

【0032】

ステップS11において、Bモード処理部31はエコー信号からBモード画像を作成する。例えば、肝臓領域の超音波画像である。

40

【0033】

ステップS12では、血管・横隔膜の特定部32が、Bモード画像の各ピクセル(又はボクセル)に対してヘシアン行列(Hessian matrix)を用いて、線状組織(管)及び板状組織(板)を特定する。ピクセル(又はボクセル空間)を関数 $I(x, y, z)$ とみなしたとき、ヘシアン行列は各方向の2階偏微分を要素として持つ数式1及び数式2で表わされる。

【数 1】

$$H = \begin{pmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{pmatrix}$$

... 数式 1

【数 2】

$$I_{xx} = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2}, I_{xy} = \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y}, \dots$$

10

... 数式 2

【0034】

ヘシアン行列からは3つの固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ が得られる。ここで、固有値に対応する固有ベクトル e_1, e_2, e_3 は互いに直交する。

【0035】

線状組織（管）は、図3（a）に示されるように、3つの固有値うち2つの固有値の値が大きく、1つの固有値の値が0に近いという特徴を持つ。

このため、線状組織は以下の数式3を満たす。

20

$$\begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & & 2 & & 3 \\ \hline & 3 & & 0 & \dots \text{数式 3} \\ \hline \end{array}$$

本実施形態では、このような固有値 $|\lambda_3|$ に対応した固有ベクトル e_3 を有する線状組織（管）を血管とみなす。つまり血管は、走行方向には値が小さい固有ベクトル e_3 を有し、断面方向には値が大きい固有ベクトル e_1, e_2 を有する。

【0036】

板状組織（板）は、図3（b）に示されるように、3つの固有値のうち1つの固有値の値が大きく、2つの固有値が0に近いという特徴を持つ。このため、板状組織は以下の数式4を満たす。

30

$$\begin{array}{|c|c|c|c|} \hline 1 & & & 0 \\ \hline & 2 & & 3 & & 0 & \dots \text{数式 4} \\ \hline \end{array}$$

本実施形態では、このような固有値 $|\lambda_2|$ 及び $|\lambda_3|$ に対応した固有ベクトル e_2 及び e_3 を有する板状組織（板）を横隔膜とみなす。つまり横隔膜は、膜の厚さ方向には値が大きい固有ベクトル e_1 を有し、広がり方向には値が小さい固有ベクトル e_2, e_3 を有する。

【0038】

図2のステップS13では、血管局所方向 & 形状特定部33が、特定された血管を固有値分解する。血管局所方向 & 形状特定部33は、まず、ヘシアン行列を固有値分解し、3つの固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ （ただし、 $|\lambda_1| \gg |\lambda_2| \gg |\lambda_3|$ とする）を算出する。そして、局所的に血管の方向を特定するとともに、局所的な血管の形状を特定する。具体的には、血管局所方向 & 形状特定部33は、下記の数式5から数式8において、固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ を使用し、これにより算出した値 R_a, R_b 及び S を用いて3次元超音波画像の各画素における血管構造 L_0 の方向及び大きさ（ R_a, R_b 及び S ）を算出する。

40

【数 3】

$$L_0 = \left(1 - \exp\left(-\frac{R_A^2}{2a^2}\right) \right) \exp\left(-\frac{R_B^2}{2b^2}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right) \right)$$

50

... 数式 5

【数 4】

$$R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|}$$

... 数式 6

【数 5】

$$R_B = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{\lambda_2 \lambda_3}}$$

... 数式 7

【数 6】

$$S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}$$

... 数式 8

なお、数式 5 における a ~ c は定数である。

【0039】

これら数式 5 から数式 8 の結果を超音波画像に適用すると、血管に分岐部があるとその分岐部が明確になり、且つ太い血管はより太く強調される超音波画像が得られる。図 4 は、上記数式 5 から数式 8 を適用した場合の血管候補画像を示している。

【0040】

ステップ S 1 4 において、面フィッティング部 3 5 は、ステップ S 1 2 で特定された横隔膜すなわち肝臓と横隔膜との境界に、平面をフィッティングする。

【0041】

ここでは、RANSAC法を用いて以下に示すステップを実行することにより、面フィッティングを行う。

S 1 4 1： 特定された横隔膜を表す画像の総ピクセルデータから、ランダムで n 個のピクセルデータ p を取り出す。

S 1 4 2： 取り出した n 個のピクセルデータ p から、平面を規定するパラメータを求める。パラメータは、例えば最小二乗法等により求めることができる。

S 1 4 3： 求めたパラメータを、上記総ピクセルデータから S 1 4 1 で取り出した n 個のピクセルデータを除いたものに、求めたパラメータによる平面の式を当てはめ、観測されたデータとステップ S 1 4 2 で求めたパラメータの誤差を計算する。

S 1 4 4： 誤差が許容範囲内であれば、そのパラメータに投票する。

S 1 4 5： S 1 4 1 ~ S 1 4 4 を複数回繰り返す。そして、投票数が一番多かったパラメータをひとまず採用する。これを仮パラメータ h p と呼ぶことにする。図 5 は、ステップ S 1 4 1 からステップ S 1 4 5 が実施された場合に、仮パラメータ h p を決めた概念図である。仮パラメータ h p の近くの破線は、RANSAC法で設定される境界条件で、許容範囲を示す。

S 1 4 6： 仮パラメータ h p を使って、総ピクセルデータに再度式を適用し、誤差が許容範囲内のものを抽出する。

S 1 4 7： 抽出したデータを基に、再度パラメータを求める。

S 1 4 8： S 1 4 7 で求めたパラメータをもっともらしいパラメータとして決定する。このパラメータを推定パラメータ e p と呼ぶことにする。

【0042】

ステップ S 1 4 8 で決められた推定パラメータ e p による平面を B モード画像に当てはめると、図 6 (a) に示すようになる。例えば、x 軸, y 軸, z 軸からなる三次元の B モード画像に当てはめると、この推定パラメータ e p は、 $Ax + By + Cz + D = 0$ で表現できる平面の式における係数 A, B, C, D となる。

10

20

30

40

50

【0043】

再び図2に戻り、ステップS15において、不要部位除去部37は、肝臓及びその肝臓周辺の血管の観察に不要な部位を除去（又は輝度を低減）する。

【0044】

図6(b)は、ステップS14でフィッティングされた、肝臓と横隔膜との境界に対応する面を基準に、肝臓と反対側の部位及び横隔膜を除去した図である。この境界に対応する面を基準に、肝臓と反対側の画像は血管も含めて除去される。

【0045】

三次元のBモード画像では、肝臓が推定パラメータ e_p による平面より上側にある。このためステップS15において、不要部位除去部37は、 $Ax + By + Cz + D < 0$ の領域を除去することになる。

10

【0046】

ステップS16において、合成・再構成部39は、ステップS13で明確にかつ強調された血管の画像と、ステップS15で不要な部位が除去された画像とを合成する。

【0047】

ステップS17において、合成・再構成部39は、合成された三次元超音波画像を画像再構成して、操作者が観察したい任意断面を表示する。また、合成・再構成部39は、操作者が観察したい血管を容易に区別できるように色付けしたりする。

【0048】

図7は、合成された三次元超音波画像3Dと任意断面の画像とを示した図である。図7の右下の図が三次元超音波画像3Dであり、その画像にA面、B面及びC面が重ねて表示されている。図7の右上の図が超音波画像のA面の断面画像であり、左上の図がB面の断面画像であり、左下の図がC面の断面画像である。また図7では、血管は色付けされている。

20

【0049】

なお、発明は本実施形態に限定されず、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、種々の実施形態が考えられる。例えば、ヘシアン行列からは、線状組織及び板状組織以外にも、点状組織を特定することが可能であるため、さらに点状組織を特定してもよい。

【符号の説明】

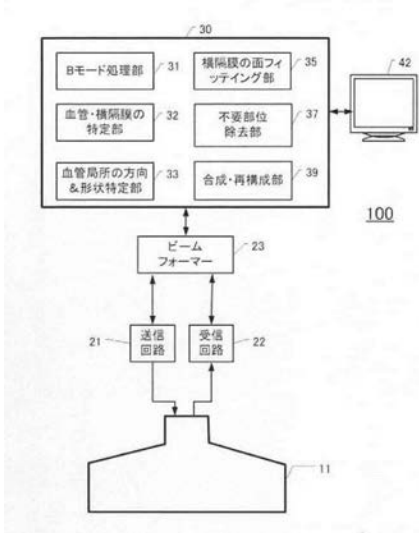
【0050】

30

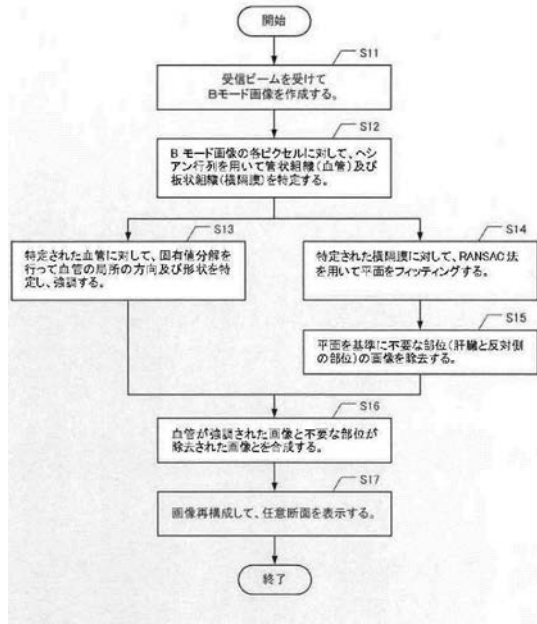
- 11 超音波プローブ
- 21 送信部
- 22 受信部
- 23 ビームフォーマー
- 30 画像処理部
- 31 Bモード処理部
- 32 血管・横隔膜の特定部
- 33 血管局所の方向&形状特定部
- 35 横隔膜の面フィッティング部
- 37 不要部位除去部
- 39 合成・再構成部
- 42 モニタ
- 100 超音波診断システム

40

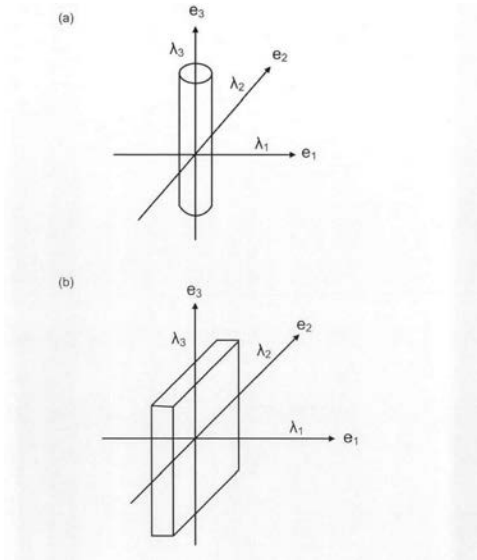
【 図 1 】



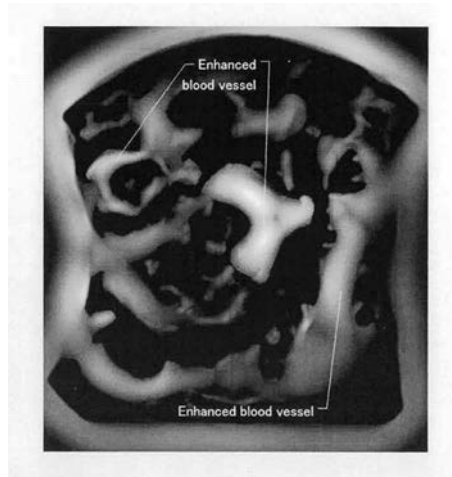
【 図 2 】



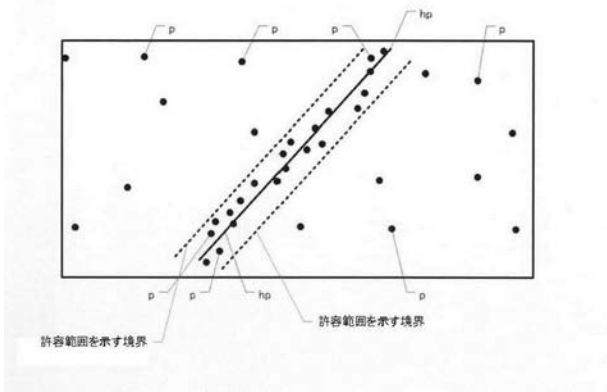
【 図 3 】



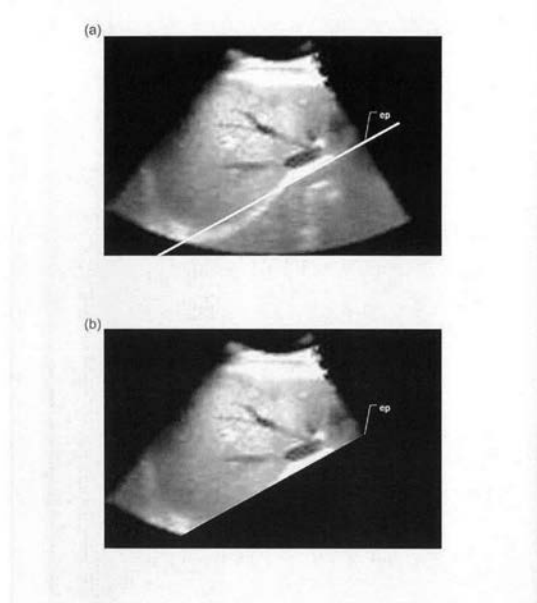
【 図 4 】



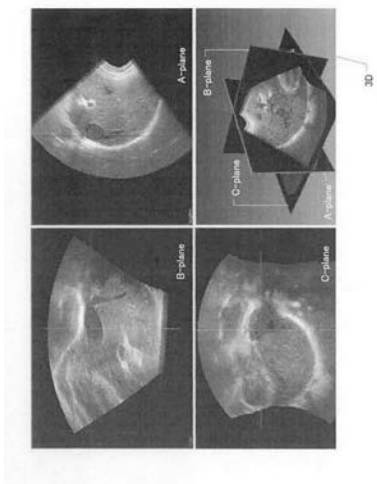
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(74)代理人 100115462

弁理士 小島 猛

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 ナヴニース・スプラマニアン

インド、カルナタカ・560066、バンガロール、ホワイトフィールド・ロード、フェイズ・2
、イーピーアイピー、プロット・ナンバー：122、ジョン・エフ・ウェルチ・テクノロジー・セ
ンター

(72)発明者 ハスナイン・ハック

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD14 EE04 EE11 JC09 JC10 JC37

5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE03 CE06

CE08 CH11 DA07 DA08 DA16 DB02 DB09 DC08 DC09 DC16

5L096 BA13 EA37 FA67 FA69 GA55 HA08 JA09 MA03

【外国語明細書】

2016135232000001.pdf

专利名称(译)	处理超声波图像的方法和处理超声波图像的设备		
公开(公告)号	JP2016135232A	公开(公告)日	2016-07-28
申请号	JP2015226187	申请日	2015-11-19
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ナヴニース・スプラマニアン ハスナイン・ハック		
发明人	ナヴニース・スプラマニアン ハスナイン・ハック		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00 G06T7/00		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.300.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/CH11 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC09 5B057/DC16 5L096/BA13 5L096/EA37 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/GA55 5L096/HA08 5L096/JA09 5L096/MA03		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小島 猛		
优先权	5964CHE2014 2014-11-28 IN		
其他公开文献	JP6560597B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种即使超声波图像包含伪像也能够不进行操作者不进行任何输入的情况下清晰地观察图像上的血管的装置。解决方案：步骤S12，通过使用识别的线性组织进行特征值分解，使用Hessian矩阵从输入的超声图像中识别线性组织和板组织，以及线性组织的局部方向。并且，确定形状的步骤S13，将与板状组织匹配的表面与超声波图像上的指定的板状组织上的表面拟合的步骤S14，以及基于该拟合面距基准的一个区域。然后，从超声波图像中去除侧面的无用部分的步骤S15。[选择图]图2

