

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 191600

(P2002 - 191600A)

(43)公開日 平成14年7月9日(2002.7.9)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ド* (参 考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2000 - 395762(P2000 - 395762)

(22)出願日 平成12年12月26日(2000.12.26)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 市橋 正英

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株

式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100078765

弁理士 波多野 久 (外 1 名)

F タ-ム (参 考) 4C301 DD01 DD04 EE20 GB09 KK12

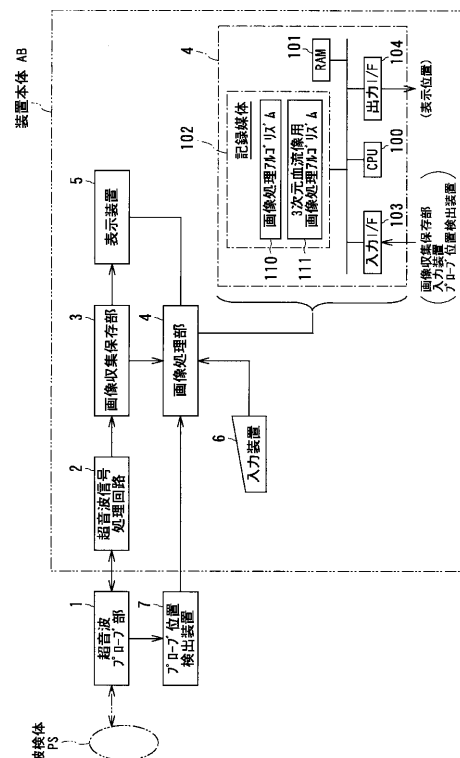
KK17

(54)【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、および医用画像作成方法

(57)【要約】

【課題】装置に付加的な機構の必要なしに3次元血流像を得て、3次元血流像の観察方向の如何に関わらず、ソフトウェア的な処理のみで血管走行方向に対する血流方向を短時間で推測でき、検査に要する時間を減少させる。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体の血流ベクトル情報を含む複数枚の2次元超音波画像を収集する超音波プローブ1と、これで得られた複数枚の2次元超音波画像から血流ベクトル情報を含む3次元血流像を生成し、その3次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を求める画像処理装置4と、3次元血流像及び血流接線ベクトル情報を表示する表示装置5と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の血流ベクトル情報を含む複数枚の 2 次元超音波画像を収集する手段と、前記複数枚の 2 次元超音波画像から前記血流ベクトル情報を含む 3 次元血流像を生成する手段と、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を求める手段と、前記 3 次元血流像を表示する手段と、前記血流接線ベクトル情報を表示する手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記 3 次元血流像に前記血流接線ベクトル情報を重畳して表示する手段をさらに備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記複数枚の 2 次元超音波画像を収集する手段は、1 次元プローブのフリーハンドスキャンにより 2 次元超音波画像を収集する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記 3 次元血流像を生成する手段は、2 次元アレイプローブを用いて前記血流ベクトル情報を含む前記 3 次元血流像を収集し生成する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 被検体の超音波診断で得られた複数枚の 2 次元超音波画像から血流ベクトル情報を含む 3 次元血*

$$\vec{t}(i, j, k) = \vec{p}(i, j, k) - \vec{n}(i, j, k) \frac{\{ \vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k) \}}{|\vec{n}(i, j, k)|^2}$$

の式で求めるものであることを特徴とする医用画像作成方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療画像の分野で超音波を利用して被検体の体内組織等に関する画像情報を収集しその画像を立体的に表示する超音波診断装置、

【0002】

【従来の技術】近年、コンピュータ技術の発展に伴い、超音波診断装置で得られた断層像やドップラー情報から 3 次元像を得る技術が可能となっている。この技術は、診断したい部位のマルチスライス像を得てプローブの走査角度や距離情報に基づいた補間処理にて 3 次元像を作成するものである。これにより、1 回の超音波スキャン走査で、様々な位置や角度から診断部位の観察が可能となった。

*流像を表示可能に生成する手段と、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を表示可能に求める手段と、を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 6】 被検体の超音波診断で得られた複数枚の 2 次元超音波画像から血流ベクトル情報を含む 3 次元血流像を表示可能に生成するステップと、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を表示可能に求めるステップと、を備えたことを特徴とする医用画像作成方法。

【請求項 7】 請求項 6 記載の医用画像作成方法において、前記血流接線ベクトル情報を求めるステップは、前記 3 次元血流像を 2 値化するステップと、これで 2 値化された 3 次元血流像に対しその血流領域境界部の法線ベクトルを演算するステップと、これで演算された血流領域境界部の法線ベクトルと前記 3 次元血流像で求める血流ベクトルとを用いて前記血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトルを求めるステップと、を備えたことを特徴とする医用画像作成方法。

【請求項 8】 請求項 7 記載の医用画像作成方法において、前記血流接線ベクトルを求めるステップは、前記血流領域境界部の法線ベクトルを $n(i, j, k)$ とし、前記血流ベクトルを $p(i, j, k)$ とし、前記血流接線ベクトルを $t(i, j, k)$ としたとき、前記血流接線ベクトル $t(i, j, k)$ を、

$$\vec{t}(i, j, k) = \vec{p}(i, j, k) - \vec{n}(i, j, k) \frac{\{ \vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k) \}}{|\vec{n}(i, j, k)|^2}$$

【0003】このように得られる 3 次元像は、自由に回転や移動などの操作ができるのに対し、超音波ドップラー法で得られる血流の速度と方向は、観察している位置や方向に関係なく常に超音波ビーム方向に対する情報であるため、観察者は今自分が見ている方向に対して血流がどの方向に流れているかを把握しにくいといった問題があった。

【0004】現在、血流速度情報を求めるため、次のような間接的な方法が考案されている。

【0005】第 1 の方法は、1 個の送波用トランスデューサの両側に各 1 個の受波用トランスデューサを配したプローブを用い、1 つの血流から方向の異なる 2 本の超音波送受信ビームについてドップラーシフト周波数を測定し、これを利用して真の血流速度を計算で求める方法である（「医用電子と生体工学」第 16 巻第 4 号 pp 264 ~ 268 昭和 53 年 8 月発行）。

【0006】第 2 の方法は、3 個のトランスデューサを

所定角度で配置しておき、その内の 1 個のトランスデューサから超音波ビームを照射し、超音波エコー信号を 3 個のトランスデューサで受信し、これで得られるドップラー周波数と各トランスデューサ間の角度から真の血流速度を計算で求める方法である（「日本超音波医学会講演論文集」第 40 号 pp 395～396 昭和 57 年 5 月発行）。

【0007】第 3 の方法は、超音波パルスドップラー法により求めた血流速度の測定値を基にして、流体力学における流れ関数を用いて真の血流速度と血流方向すなわち血流速度ベクトルを推定する方法である（「日本超音波医学会講演論文集」第 53 号 pp 255～256 昭和 63 年 11 月発行）。

【0008】第 4 の方法は、わずかに方向が異なる 2 本の超音波ビームでわずかに位置が異なる血流速度をそれぞれ測定し、わずかに異なる位置では真の血流速度と血流方向が変化しないと仮定して血流速度ベクトルの接線成分を算出し、この接線成分と血流速度の測定値から血流速度ベクトルを求める方法である（「日本超音波医学会講演論文集」第 53 号 pp 253～254 昭和 63 年 11 月発行）。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した第 1～第 4 の方法では、次の 1)～4) の問題があった。

【0010】1) 第 1 の方法では、超音波ビームによる走査を行えないため、異なる位置のマルチスライス像が得られず、結果として 3 次元像を得ることが不可能である。また、真の血流速度を得ることはできるが、血流方向を得ることができないといった問題もあった。

【0011】2) 第 2 の方法でも、第 1 の方法と全く同様の問題があった。

【0012】3) 第 3 の方法では、膨大な計算が必要なため、実用処理に適さないといった問題があった。

【0013】4) 第 4 の方法では、わずかに位置が異なる 2 方向に超音波ビームを交互に送信するといった特殊な機構が必要である。また、上述した「わずかに異なる位置では真の血流速度と血流方向が変化しない」という仮定が成立しない生体の部分、例えば心臓に対しては適用できないといった問題があった。

【0014】本発明は、このような従来の事情を背景にしてなされたものであり、装置に付加的な機構の必要なしに 3 次元血流像を得て、3 次元血流像の観察方向の如何に関わらず、ソフトウェア的な処理のみで血管走行方向に対する血流方向を短時間で推測でき、検査に要する時間を減少させることのできる超音波診断装置を提供することを、目的とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】本発明に係る超音波診断装置は、血流ベクトル情報を含む複数枚の 2 次元超音波画像を収集する手段と、前記複数枚の 2 次元超音波画像から前記血流ベクトル情報を含む 3 次元血流像を生成する手段と、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を求める手段と、前記 3 次元血流像を表示する手段と、前記血流接線ベクトル情報を表示する手段と、を備えたこと特徴とする。

【0016】本発明は、前記 3 次元血流像に前記血流接線ベクトル情報を重畳して表示する手段をさらに備えることが可能である。

【0017】前記複数枚の 2 次元超音波画像を収集する手段は、1 次元プローブのフリーハンドスキャンにより 2 次元超音波画像を収集する手段を備えることが可能である。

【0018】前記 3 次元血流像を生成する手段は、2 次元アレイプローブを用いて前記血流ベクトル情報を含む前記 3 次元血流像を収集し生成する手段を備えることが可能である。

【0019】本発明に係る医用画像処理装置は、被検体の超音波診断で得られた複数枚の 2 次元超音波画像から血流ベクトル情報を含む 3 次元血流像を表示可能に生成する手段と、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を表示可能に求める手段と、を備えたことを特徴とする。

【0020】本発明に係る医用画像表示方法は、被検体の超音波診断で得られた複数枚の 2 次元超音波画像から血流ベクトル情報を含む 3 次元血流像を表示可能に生成するステップと、前記 3 次元血流像からその血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報を表示可能に求めるステップと、を備えたことを特徴とする。

【0021】前記血流接線ベクトル情報を求めるステップは、前記 3 次元血流像を 2 値化するステップと、これで 2 値化された 3 次元血流像に対しその血流領域境界部の法線ベクトルを演算するステップと、これで演算された血流領域境界部の法線ベクトルと前記 3 次元血流像で求まる血流ベクトルとを用いて前記血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトルを求めるステップと、を備えることが可能である。

【0022】この場合において、前記血流接線ベクトルを求めるステップは、前記血流領域境界部の法線ベクトルを $n(i, j, k)$ とし、前記血流ベクトルを $p(i, j, k)$ とし、前記血流接線ベクトルを $t(i, j, k)$ としたとき、前記血流接線ベクトル $t(i, j, k)$ を、

【数 2】

$$\vec{t}(i, j, k) = \vec{p}(i, j, k) - \vec{n}(i, j, k) \frac{\{\vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k)\}}{|\vec{n}(i, j, k)|^2}$$

の式で求めるものであることが可能である。なお、本明細書ではベクトルを示す表記として記号等の上側に付ける矢印(→)を必要に応じ省略する。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を図1～図8に基づいて具体的に説明する。

【0024】図1は、本例の超音波診断装置の全体構成の概要を説明するものである。この図1に示す超音波診断装置は、本例では既存の医用超音波診断装置を適用したもので、被検体PSの血管等の検査部位に対し超音波をスキャン可能な超音波プローブ部1と、このプローブ部1が接続される装置本体ABと、を備える。

【0025】超音波プローブ部1は、本例では例えば1次元プローブが適用され、図4(後述)に示すように、医師等の操作者が保持可能な所定形状の柄部1aと、この柄部1aの先端部に設けられ、被検体PSに対し超音波ビームとして送受信される超音波信号と電気信号とを相互に変換可能な複数の超音波振動子をアレイ状に配列してなる振動子アレイ部1bと、で構成される。このプローブ部1には、その超音波ビームの2次元走査面に相当する各スライスの位置及びその角度を検出可能なセンサとしてのプローブ位置検出装置7が一体又は別体に搭載される。

【0026】装置本体ABには、超音波プローブ部1に接続される超音波信号処理回路2と、その信号出力側に接続される画像収集保存部3と、その画像出力側に接続される画像処理部4及び表示装置5と、画像処理部4に対しボリュームデータとしたい関心領域等を設定するための入力装置6と、がそれぞれ一体に内蔵又は別体の装置として搭載される。

【0027】この内、画像処理部4は、例えばマイクロコンピュータを搭載し、CPU100、RAM101、プログラム等の記録媒体(ROM、ハードディスク等)102、入力I/F(各種入力インターフェース)103、出力I/F(各種出力インターフェース)104等のコンピュータ・アーキテクチャに基づく各種要素を備える。記録媒体102には、超音波像に関する既知の画像処理アルゴリズム110のほか、本発明の実施例の要部を成す3次元血流像用アルゴリズム111に基づくプログラムが実装されている。

【0028】ここで、本例の全体動作を説明する。

【0029】まず、超音波診断装置が起動され、通常のシーケンスで被検体PSの対象部位(血流領域)に対しBモード及び超音波ドップラー法による超音波スキャンが行われたとする。この超音波スキャンに際し、3次元

像取得のため、操作者が超音波プローブ部1の柄部1aを保持したまま手で又は機械的に煽るように揺り動かしてその振動子アレイ部1bからの超音波ビームの2次元走査面のスライス位置が少しずつ移動させられる。この動きにより、被検体PSの血流情報を含むBモード画像データが、いわゆるマルチスライスで収集され、超音波信号処理回路2を介して画像収集保存部3にて収集、保存される。このBモード画像データは、表示装置5上に表示される一方、必要に応じて画像処理部4に供給される。

【0030】次いで、画像処理部4にて、そのCPU100の画像処理アルゴリズム100に基づくプログラム実行により、設定された関心領域を処理対象範囲として、画像収集保存部3にて保存されているマルチスライスのBモード画像データに対し3次元的な補間処理がかけられ、3次元血流像が生成される。

【0031】この3次元血流像生成に際し、ボリュームデータとして関心領域が表示装置5上に表示されるBモード画像上で操作者により設定され、その設定された関心領域の情報が入力装置6を介して画像処理部4に入力される。また、3次元血流像を生成するために必要な各スライスの位置や角度の情報は、マルチスライスの超音波スキャンが行われる間、プローブ位置検出装置7にてプローブ部1の位置及び角度として計測され、画像処理部4に供給される。

【0032】これにより、画像処理部4では、画像収集保存部3からの収集したマルチスライス像に対し、プローブ位置検出装置7からの各スライスの位置及び角度の情報に従ってプローブ部1に対する血流の方向と速度又はパワー値(血流ベクトル情報)の補間処理を行い、3次元血流像を生成する。なお、プローブ部1として3次元アレイプローブを用いてスキャンする場合は、直接的に3次元血流像が得られるため、各スライスの補間処理は必要でない。

【0033】ここで、血流情報は、プローブ部1に対する血流の方向と速度又はパワー値の血流ベクトル情報を含むドップラー情報であるため、こういった血流情報を含むBモード画像データは、血流の速度やパワー値に応じてカラーマップが割り当てたカラー画像となっている。この場合のカラー画像は、例えばRGB値がそれぞれ8ビットの輝度で構成される合計24ビットのピクセルで構成された画像で、3次元血流像生成の際、全てのスライスに対し例えば「0～255」の8ビットの値に変換され、血流情報のない部分は「0」となっている。これは、画像処理部4にて元々の血流の速度やパワー値を直接得たり、カラーマップを割り当てる手順と逆の手

順で 24 ビットのカラー画像から求めたりすることも可能である。

【0034】上記のように得られた超音波の 3 次元血流像は、血流ベクトル情報を持つ 3 次元像の最小単位であるボクセルで構成され、各ボクセルの値を反映した投影画像が表示装置 5 上に表示される。

【0035】ここでの 3 次元血流像は、被検体 PS の血流情報を元に構成されるため、一般的に血管のような領域が形成される。その場合、血流情報は円柱状の領域が蛇行したような形状に形成されるため、その血流情報に着目すると、3 次元血流像の血流情報の絶対的な方向が分からなくても、血管の走行方向に対しどちらの方向に血流が流れているかが分かれば、血流方向が推測できることになる。この点が本発明の着眼点である。

【0036】以下、上記の観点から血管の走行方向に対する血流方向の推測する方法を図 2～図 8 に基づいて説明する。

【0037】図 2 において、まず、上記のように 3 次元用超音波画像（B モード画像データ）が収集され（ステップ S1）、被検体 PS の 3 次元画像が作成される（ステップ S2）。すると、画像処理部 4 では、その CPU 100 の 3 次元血流像用画像処理アルゴリズム 111 に基づくプログラム実行により、次処理に移行する。

【0038】この処理では、まず、図 3 に示すように、3 次元血流像に対しその血流情報がある領域を「1」、それが無い領域を「0」とするような 2 値化が行われ、*

$$n(i, j, k) = [\delta x(i, j, k) \quad \delta y(i, j, k) \quad \delta z(i, j, k)]$$

この式において、 $\delta x(i, j, k)$ 、 $\delta y(i, j, k)$ 、 $\delta z(i, j, k)$ は、

$$\delta x(i, j, k) = \sum_{j, k} W_{jk} \{V(i+1, j, k) - V(i-1, j, k)\}$$

$$\delta y(i, j, k) = \sum_{i, k} W_{ik} \{V(i, j+1, k) - V(i, j-1, k)\}$$

$$\delta z(i, j, k) = \sum_{i, j} W_{ij} \{V(i, j, k+1) - V(i, j, k-1)\}$$

であり、W は各ボクセルに対する重みである。

【0043】この演算において、血流領域境界部の法線ベクトルは、全てのボクセルに対して求めたり、ある適当な間隔、例えば 3 次元血流像の x 軸方向、y 軸方向、x 軸法方向にそれぞれ 10 ボクセル毎に間引いて求めたりすることが可能である。

【0044】次いで、画像処理部 4 にて、上記で得られた 3 次元血流像における血流領域の法線ベクトルと、これと同じ位置のボクセルの血流ベクトル情報とを用いて、血流領域の接線方向に対する血流接線ベクトル情報が求められる（ステップ S5）。この演算例を図 4 及び図 5 に基づいて説明する。

* 血流情報の形状のみで構成された 2 値 3 次元像が作成される（ステップ S3）。

【0039】このような 2 値化処理は、グレースケール・グラジェント法の処理にてボクセルの値に左右されない正確な血流領域境界部の形状を提供するために行われる。この場合、3 次元血流像を生成する際に血流情報が無い領域を「0」と設定しているため、「0」以外の値を持つボクセルは全て「1」となり、「0」の値を持つボクセルはそのまま「0」となる。この 2 値化処理に際しては、3 次元血流像データの誤差が大きく血流領域境界部の凹凸が激しい場合には、2 値化した 3 次元像の血流領域境界部に対しスムージング処理を施すことも可能である。

【0040】次いで、画像処理部 4 にて、2 値化した 3 次元像の血流領域境界部の法線ベクトルが求められる（ステップ S4）。本例では、3 次元画像表示に関する画像処理手法で使用されているグレースケール・グラジェント法と同様の手法を用いて血流領域境界部の法線ベクトルを演算する。

【0041】この演算において、3 次元像の血流領域境界部の法線ベクトルを $n(i, j, k)$ とし、血流領域境界部のボクセルの値を $V(i, j, k)$ とすると、法線ベクトルを $n(i, j, k)$ は次の式で求められる。

【0042】

【数 3】

【数 4】

【0045】図 4 及び図 5 において、血流ベクトルを $p(i, j, k)$ 、法線ベクトルを $n(i, j, k)$ 、血流接線ベクトルを $t(i, j, k)$ とする。

【0046】ここで、血流接線ベクトル $t(i, j, k)$ は、図 3 に示すように、血流領域 31 における血流領域境界部 21 の対象ボクセルでの血流ベクトル $p(i, j, k)$ とその法線ベクトル $n(i, j, k)$ とで構成される仮想的な 3 次元平面において、法線ベクトル $n(i, j, k)$ に垂直で且つ対象ボクセルを通過する平面に対し、その平面上に血流ベクトル $p(i, j, k)$ を射影したベクトルとなる。

【0047】この点を踏まえ、血流接線ベクトル t

(i, j, k)の求め方の一例を図4に基づいて説明する。

【0048】図4において、血流ベクトル $p(i, j, k)$ と法線ベクトル $n(i, j, k)$ とのなす角度を θ とす。

$$t(i, j, k) = p(i, j, k) - n_p(i, j, k)$$

となる。ここで、ベクトル $n_p(i, j, k)$ は、大きさ $|p(i, j, k)| \cos \theta$ 、方向が $\vec{n}(i, j, k)$ の単位ベクトルであるため、

$$\vec{n}_p(i, j, k) = \frac{\vec{n}(i, j, k)}{|\vec{n}(i, j, k)|} |p(i, j, k)| \cos \theta$$

となる。ここで、 $p(i, j, k)$ と $n(i, j, k)$ との内積を利用すると、

$$\cos \theta = \frac{\vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k)}{|\vec{n}(i, j, k)| |\vec{p}(i, j, k)|}$$

であるため、ベクトル $n_p(i, j, k)$ は、

$$\vec{n}_p(i, j, k) = \vec{n}(i, j, k) \frac{\{\vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k)\}}{|\vec{n}(i, j, k)|^2}$$

で求まる。これを上述の[数5]式に代入すると、血流接線ベクトル $t(i, j, k)$ は、

$$\vec{t}(i, j, k) = \vec{p}(i, j, k) - \vec{n}(i, j, k) \frac{\{\vec{n}(i, j, k) \cdot \vec{p}(i, j, k)\}}{|\vec{n}(i, j, k)|^2}$$

で求まる。

【0049】以上の計算を血流領域境界部21を構成する各ボクセルについて繰り返し行うことにより、血流領域境界部21の全体の血流走行方向が求められる。

【0050】次いで、上記で得られた血流接線ベクトル情報は、例えば仮想的な3次元空間上で方向を一致させた3次元の矢印に置き換え、元の3次元血流像上に重畳し、ボリューム・レンダリング等の投影法により表示装置5上に表示される(ステップS6)。この表示例を図6に示す。ここで、3次元矢印は、血流接線ベクトル情報の大きさに対しその長さに比例するように構成すると、より効果的である。

【0051】上記のように取得られる血流接線ベクトルは、結果として実際の血管に対する走行方向と血流ベクトルの角度が考慮されたものとなり、血管内を流れる真の血流の方向と速度やパワー値に近い情報となっている。

【0052】従って、本例によれば、観察者はプローブ位置を考慮することなく、3次元血流像をどの方向から観察していても、血管走行方向に対する血流方向を推測でき、これにより診断時間を大幅に短縮できるといった

とし、血流ベクトル $p(i, j, k)$ を法線ベクトル $n(i, j, k)$ に射影したベクトルを $n_p(i, j, k)$ とすると、血流接線ベクトル $t(i, j, k)$ は、

【数5】

【数6】

【数7】

【数8】

【数9】

30 効果を得ることができる。また、腫瘍などに流入する血管と流出する血管との区別が容易となり、これにより、疾患の診断能力をより向上させることも可能となる。

【0053】なお、血管領域境界部で囲まれる血流情報内部は、それぞれ対向する境界のベクトル同士、例えば図6中の血管領域31を挟んで互に対向する血管領域境界部21の2つのベクトル41aと41bとの間を補間して求め、これを血流ベクトルとすることも可能である。

40 【0054】また、計算結果として得られるベクトル情報が血管の走行方向に対して推測可能な範囲であれば、血流接線ベクトルは上記の計算以外の方法で求めることも可能である。また、法線ベクトルは、グレーレベル・グラジエント法に限らず、デプス・グラジエント法はその他の手法を用いて求めることも可能である。

【0055】また、血流ベクトル情報の表示に関しては、上記の矢印表示に限らず、例えば、血流情報が存在する領域を、図5に示すように血流方向に沿って段階的に色の濃度を変化させていく表示や、図6に示すように血流方向に沿ってアニメーション的に色や濃度を変化させていく表示でも適用可能である。或いは、これらの表

示法のいずれか1つ、又は2つ以上を組み合わせることも可能である。

【0056】また、血流情報や血流情報ベクトル情報の表示に関しては、一般的に使用されている最大値投影法(Maximum Intensity Projection:MIP)、最小値投影法(Minimum Intensity Projection:MinIP)、サーフェス・レンダリング(Surface Rendering)、積算投影法等の表示手法や、それ以外の診断に適した表示手法を用いることが可能である。

【0057】また、これらの血流方向情報の表示に関しては、超音波画像収集後の診断時等に行ったり、2次元アレイプローブ等で3次元領域をスキャン操作している時にスキャンと同時に実時間で表示させたりすることが可能である。

【0058】また、本例では、法線ベクトルを、血流ドップラー情報で構成される血流領域境界部で求めているが、本発明はこれに限らず、例えば、超音波造影剤で血流部にコントラストを施した像から血流領域境界部を抽出し、その抽出された血流領域境界部から法線ベクトル

を求めることも可能である。

【0059】また、本例は超音波診断装置で実施してあるが、例えば、超音波画像収集後にオフラインでその3次元像を生成、表示する場合には、画像処理用の専用ワークステーション等の画像処理装置でも適用可能である。この場合の画像処理装置は、例えば、上述した図1中の画像処理部を単独で搭載して構成することが可能である。

【0060】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、

【0061】また、本発明によれば、トランスデューサを複数用意したり、特殊な超音波ビームの送受信方法を用いる等の付加的な機構が必要でなく、ソフトウェア的

*な処理のみで行えるため、装置の費用を抑えることができる。

【0062】さらに、本発明によれば、腫瘍などに流入する血管と流出する血管との区別が容易となり、疾患の診断能力を大幅に向上させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図。

【図2】血管の走行方向に対する血流方向の推測方法を説明する概略フローチャート。

【図3】3次元血流像の2値化の例を示す図。

【図4】本実施の形態による血流領域境界部の法線ベクトルと血流ベクトルと血流ベクトルの関係を示す図。

【図5】血流領域境界部の法線ベクトルの演算例を説明する図。

【図6】矢印による血流接線ベクトルの表示例を示す図。

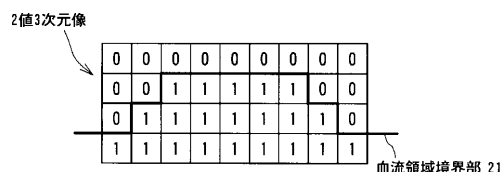
【図7】色付けによる血流接線ベクトルの表示例を示す図。

【図8】時系列で色や濃度を变化させる場合の血流接線ベクトルの表示例を示す図。

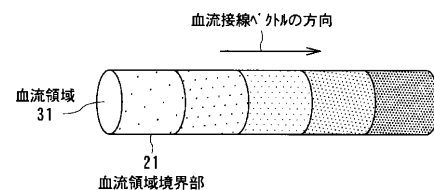
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ部
- 2 超音波信号処理回路
- 3 画像収集保存部
- 4 画像処理部
- 5 表示装置
- 6 入力装置
- 7 プローブ位置検出装置
- 100 CPU
- 101 RAM
- 102 記録媒体
- 103 入力I/F
- 104 出力I/F
- 110 画像処理アルゴリズム
- 111 3次元血流像用画像処理アルゴリズム

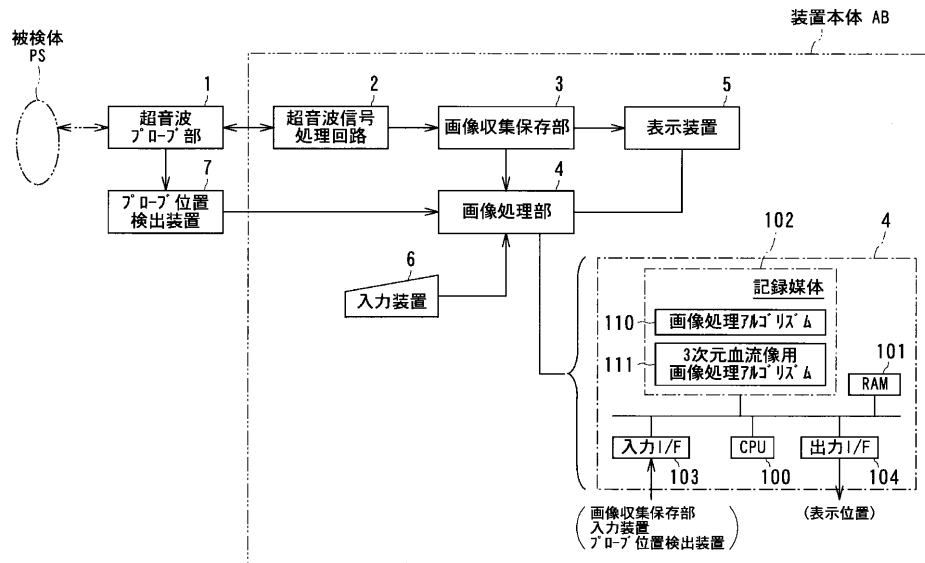
【図3】



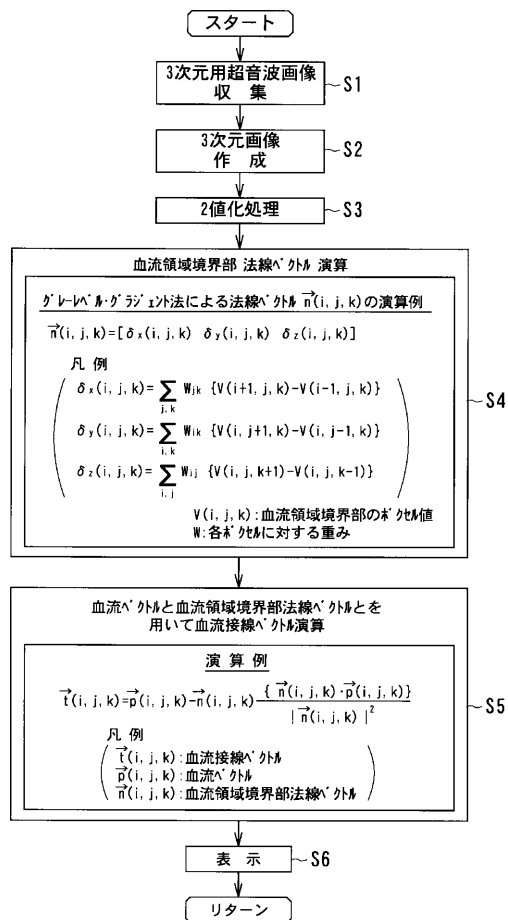
【図7】



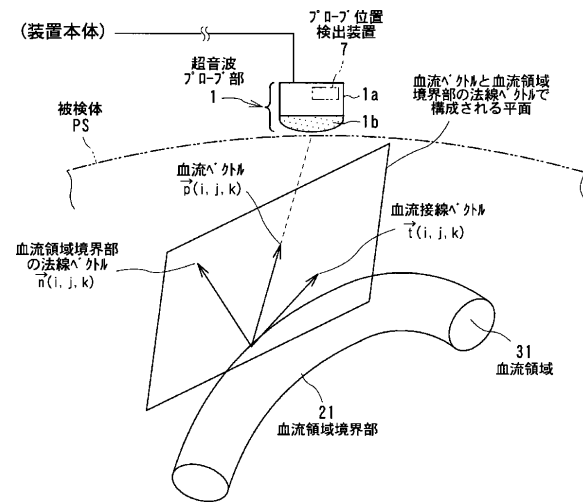
【図 1】



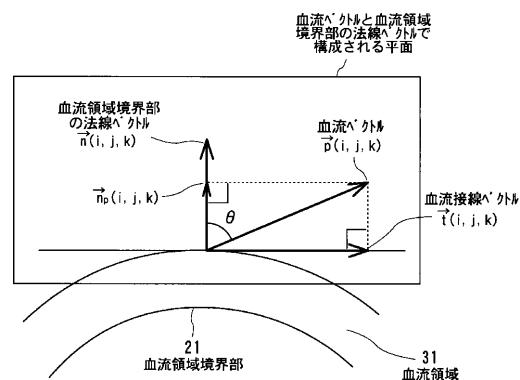
【圖 2】



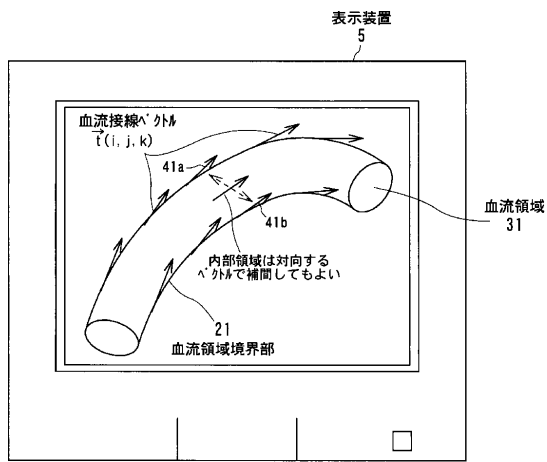
【図 4】



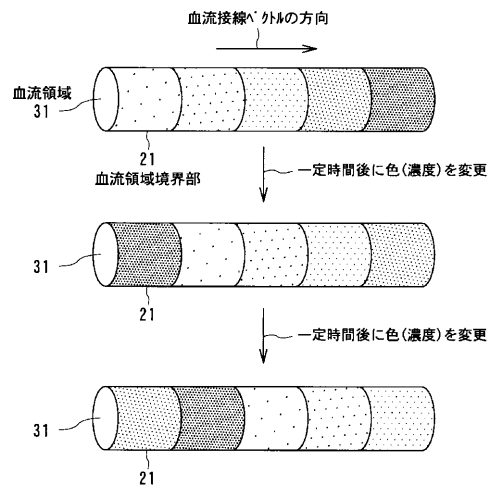
【図 5】



【図 6】



【図 8】



专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像制作方法		
公开(公告)号	JP2002191600A	公开(公告)日	2002-07-09
申请号	JP2000395762	申请日	2000-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	市橋正英		
发明人	市橋 正英		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8984 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE20 4C301/GB09 4C301/KK12 4C301/KK17 4C601/BB17 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK39		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过获得三维血流图像来减少检查所需的时间，而不需要超声诊断仪器中的附加机构并且在短时间内估计关于血管运行方向的血流方向仅通过无论三维血流图像观察方向如何，都是软件处理。解决方案：仪器配备有超声探头1，用于收集一个以上的二维超声图像，该超声图像包括对象的血流矢量信息，图像处理器4，用于产生包括血流矢量信息的三维血流图像从所获得的二维超声图像中获得来自关于血流区域切线方向的三维血流图像的血流切线矢量信息，以及用于显示三维血流图像和血液的显示装置5流切线矢量信息。

