

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5160825号
(P5160825)

(45) 発行日 平成25年3月13日 (2013. 3. 13)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012. 12. 21)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-185566 (P2007-185566)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成19年7月17日 (2007. 7. 17)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2009-22343 (P2009-22343A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成21年2月5日 (2009. 2. 5)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成22年6月17日 (2010. 6. 17)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の三次元空間に対して超音波の送受波を行い、元ボリュームデータを取得する送受波手段と、

前記元ボリュームデータからノイズを除去しつつ血流ボリュームデータを生成する生成手段と、

前記血流ボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成する画像形成手段と、
を含み、

前記血流ボリュームデータは複数のボクセル値により構成され、前記各ボクセル値は正負符号を有し、

前記画像形成手段は、前記血流ボリュームデータに対して設定される各レイ上において探索開始点から各ボクセル値の絶対値を順次参照することにより最初のピーク絶対値を探索し、前記最初のピーク絶対値に対応する正負符号をもった特定最大値を特定し、各正負符号を異なる色相で表現する条件に従い、前記各レイ上の正負符号をもった特定最大値を前記各レイについてのカラー画素値に対応付け、

前記複数のレイに対応する複数のカラー画素値に基づいて前記三次元血流画像が構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記各レイ上において前記探索開始点から各ボクセルごとに最大値探索処理を順番に実行している過程で所定の終了条件が満たされた場合に、それまでに検出された最大の絶対値が前記最初のピーク絶対値であるとみなされる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記所定の終了条件は、前記各ボクセルのボクセル値の絶対値を参照しつつ前記最大値探索処理を順番に実行していく過程で、ボクセル値の絶対値が最初に上昇した後に下降してから所定値に到達する条件である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、

前記三次元血流画像上では、手前側のカラー血流像と奥側のカラー血流像との交差部位において前記手前側のカラー血流像が優先的に表現され、これにより前記交差部位において前記手前側のカラー血流像と前記奥側のカラー血流像との間での色の混じり合いが解消又は軽減される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、

前記三次元血流画像上では、血流中の周辺部よりも中心部が優先的に高輝度で表現される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記生成手段は、

前記元ボリュームデータから運動ボリュームデータを生成する演算手段と、

前記運動ボリュームデータに基づいて、血流部分とノイズ部分とを識別する識別データとして三次元マスクデータを生成する識別手段と、

前記識別データとしての三次元マスクデータと前記運動ボリュームデータとの間で論理演算を行ってノイズ部分を除去する三次元ゲート処理を実行する三次元ゲート処理部を有し、前記運動ボリュームデータから前記血流ボリュームデータを抽出する抽出手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の装置において、

前記識別手段は、前記運動ボリュームデータに含まれる複数のオブジェクトを特定し、特定された各オブジェクトの大きさに基づいて各オブジェクトの種別を識別し、これによって前記識別データを生成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

血流ボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成するコンピュータにおいて実行される画像処理プログラムであって、

前記血流ボリュームデータは複数のボクセル値により構成され、前記各ボクセル値は正負符号を有し、

当該画像処理プログラムは、

前記血流ボリュームデータに対して設定される各レイ上において、探索開始点から各ボクセル値の絶対値を順次参照することにより最初のピーク絶対値を探索し、前記最初のピーク絶対値に対応する正負符号をもった特定最大値を特定し、

各正負符号を異なる色相で表現する条件に従い、前記各レイ上の正負符号をもった特定最大値を前記各レイについてのカラー画素値に対応付け、

前記複数のレイに対応する複数のカラー画素値に基づいて前記三次元血流画像が構成される、ことを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は超音波診断装置及び画像処理プログラムに関し、特に、三次元血流画像の形成技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において、超音波診断装置は、生体に対して超音波の送受波を行い、これにより得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。代表的な超音波画像として、白黒画像としての二次元組織画像、カラー画像としての二次元血流画像、があげられる。二次元血流画像は、受信信号に含まれるドプラ成分あるいは運動成分（例えば、速度情報、パワー情報等）をカラーで表現したものである。運動情報に基づいて二次元組織画像が形成されることもある。一般に、二次元組織画像と二次元血流画像とが合成され、それにより生成された合成画像がディスプレイに表示される。

10

【0003】

近時、生体内の三次元空間へ超音波を送受波し、それにより得られたボリュームデータに基づいて、三次元組織画像を形成する三次元超音波診断装置が普及しつつある。従来の三次元組織画像は、例えば、ボリュームレンダリング法を利用して形成され、それは生体内の組織（例えば臓器）を立体的に表現したものである。一方、ボリュームデータから運動情報を抽出することにより運動ボリュームデータが得られる。そして、運動ボリュームデータに対して三次元画像処理を適用すれば、三次元血流画像を形成できる。なお、以下の特許文献には三次元超音波画像を形成する装置が開示されている。

【0004】

20

【特許文献1】特開2005-157664号公報

【特許文献2】特開2005-40622号公報

【特許文献3】特開2006-51202号公報

【特許文献4】特開2001-17428号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

速度あるいはパワーの大小を輝度の大小によって表現する場合において、手前側が低速流で、奥側が高速流であるとする、奥側の高速流が高輝度で表現され、手前側の低速流が低輝度で表現される。あるいは、奥側の高速流だけが表現される。このために、三次元画像の特徴である奥行き感がなくなってしまう。これを防止するために、奥行き方向に重み関数を適用すれば、速度等の運動情報の大小を正確に表現することができなくなる。このように、三次元血流画像の形成について、三次元組織画像の形成とは異なる固有の問題を指摘できる。

30

【0006】

本発明の目的は、奥行き感を得られる三次元血流画像を形成できるようにすることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、血流情報の大小を正確に表現できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

本発明は、生体内の三次元空間に対して超音波の送受波を行い、元ボリュームデータを得る送受波手段と、前記元ボリュームデータからノイズを除去しつつ血流ボリュームデータを生成する生成手段と、前記血流ボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記画像形成手段は、前記血流ボリュームデータに対して設定される各レイ上において探索開始点から最初のピーク値としての特定最大値を探索し、前記各レイ上の特定最大値が前記各レイについての画素値に対応し、前記複数のレイに対応する複数の画素値に基づいて前記三次元血流画像が構成される、ことを特徴とする超音波診断装置に関する。

【0009】

50

上記構成によれば、血流ボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成する場合に、各レイごとに、探索開始点からボクセル値（運動情報）が順次参照され、特定最大値（代表値）が探索される。具体的には、各レイにおいて、最初のピーク値が特定最大値として決定される。特定最大値が画素値に反映される。複数のレイについて求められた複数の画素値により三次元血流画像が構成される。上記の運動情報は、望ましくは、正負の速度を表し、あるいは、パワー（速度の絶対値に相当する情報）を表す。それが二次元ベクトルあるいは三次元ベクトルであってもよい。三次元血流画像が速度画像であれば、望ましくは、流れの向きが色相の違いによって表現され、速度の大小が輝度の大小によって表現される。三次元血流画像がパワー画像であれば、パワーの大小が所定色相の輝度の大小によって表現される。上記の探索開始点は、視点（レイ原点）あるいは視点から奥側に設定された点である。

10

【0010】

従来の最大値法では、2つの血流の交差部位については、レイ上の絶対的な最大値が無条件で画像化されていたため、奥側の血流が優先的に表現されることがあった。その場合、奥行き感が消失してしまうという問題があった。本発明によれば、修正された最大値法が実現されているので、つまり、最初のピークを常に画像化できるので、上記交差部位においては、手前側の血流を優先的に表現できる。よって、奥行き感を維持できる。また、奥行き方向に沿って特別な重み付けを施す必要がなくなるので、運動情報を正確に表現することが可能となる。但し、立体感を増加させる等の目的から、奥行き方向に重み付けを施すことは可能である。なお、上記の最初のピーク値は、手前側の血流の中心に相当するものであり、それは、頂点となる値であってもよいし、頂点近傍の局所平均値であってもよい。

20

【0011】

望ましくは、前記各レイ上において前記探索開始点から各ボクセルごとに最大値探索処理を順番に実行している過程で所定の終了条件が満たされた場合に、それまでに検出された最大値が前記最初のピーク値であるとみなされる。望ましくは、前記所定の終了条件は、前記各ボクセルのボクセル値を参照しつつ前記最大値探索処理を順番に実行していく過程で、ボクセル値が最初に上昇した後に下降してから所定値に到達する条件である。

【0012】

レイに沿ったグラフ（ボクセル値の列）に複数の山が存在する場合、例えば、最初の山の頂点が上記最初のピーク値に相当する。但し、それが最初のピーク値であるのか否かは、一般に、探索が最初の山の頂点を越えて負勾配が生じるところまで進行した時点で、あるいは、探索が更に進んで谷底にまで到達した時点で、判断可能となる。いずれにしても、最初のピークを誤り無く特定できるように（2番目以降のピークが特定されないように）、しかも探索演算をできるだけ簡易且つ迅速に行えるように、終了条件を定めるのが望ましい。最初のピークが特定された時点で、当該レイについての探索演算を終了させるのが望ましい。

30

【0013】

望ましくは、前記三次元血流画像上では、手前側の血流像と奥側の血流像との交差部位において前記手前側の血流像が優先的に表現される。望ましくは、前記三次元血流画像上では、血流中の周辺部よりも中心部が優先的に高輝度で表現される。最初のピークによって画素値が決定されるので、視点から見て手前側の血流が優先的に表示されることになる。同様の理由から、血流に速度（又はパワー）の分布が生じている場合、その分布の中で最も大きな速度（又はパワー）が優先的に表現され、つまり各レイ上において血流の周辺部よりも中心部が優先的に表現される。

40

【0014】

望ましくは、前記生成手段は、前記元ボリュームデータから運動ボリュームデータを生成する演算手段と、前記運動ボリュームデータに基づいて、血流部分とノイズ部分とを識別する識別データを生成する識別手段と、前記識別データに基づいて、前記運動ボリュームデータから前記血流ボリュームデータを抽出する抽出手段と、を含む。三次元血流画像

50

において、ノイズが画像化されると、血流の走行状態を認識するのが困難となる。そこで、ノイズが効果的に除去あるいは低減された血流ボリュームデータを生成し、それに基づいて三次元血流画像を形成するものである。

【0015】

望ましくは、前記識別手段は、前記運動ボリュームデータに含まれる複数のオブジェクトを特定し、特定された各オブジェクトの大きさに基づいて各オブジェクトが血流であるのか非血流であるのかを識別し、これによって前記識別データを生成する。この構成によれば、運動成分では弁別困難な血流部分とノイズ部分とをそれらの空間的サイズの違いによって識別することができる。

【0016】

本発明に係る画像処理プログラムは、血流ボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成するコンピュータにおいて実行される画像処理プログラムであって、前記血流ボリュームデータに対して設定される各レイ上において探索開始点から最初のピーク値としての特定最大値を探索し、前記各レイ上の特定最大値が前記各レイについての画素値に対応し、前記複数のレイに対応する複数の画素値に基づいて前記三次元血流画像が構成されるものである。ここで、上記のコンピュータは、例えば、一般のパーソナルコンピュータあるいは超音波診断装置である。リアルタイムで得られるボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成するようにしてもよいし、記憶されたボリュームデータに基づいて三次元血流画像を形成するようにしてもよい。

【発明の効果】

【0017】

以上説明したように、本発明によれば、奥行き感を得られる三次元血流画像を形成できる。あるいは、本発明によれば、血流情報の大小を正確に表現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は、医療の分野において用いられ、生体内の血流を立体的に表す三次元血流画像を形成する機能を具備している。

【0020】

3Dプローブ10は、本実施形態において2Dアレイ振動子を有している。2Dアレイ振動子は複数の振動素子を2次元配列してなるものである。2Dアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査、等が知られている。図1においては、 r が深さ方向を表しており、その方向は超音波ビーム方向に一致する。超音波ビームを走査する方向として θ 及び ϕ が表されている。図示の例では、角錐状のエコーデータ取込領域が形成される。これは生体内に構築される三次元空間である。なお、2Dアレイ振動子に代えて、1Dアレイ振動子とそれを機械的に走査する機構とを設けるようにしてもよい。

【0021】

送受信部12は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送信時において、送受信部12から2Dアレイ振動子に対して複数の送信信号が並列的に供給される。これによって送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波が2Dアレイ振動子において受波され、そこから複数の受信信号が並列的に送受信部12へ出力される。送受信部12においては複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これによって電子的に受信ビームを形成する。この場合においては受信ダイナミックフォーカス技術が適用される。整相加算後の受信信号（ビームデータ）は、本実施形態において、信号処理部14及び速度演算部22へ出力されている。なお、三次元組織画像を形成するための超音波ビームと三次元血流画像を形成するための超音波ビームとを別々に形成する

ようにしてもよい。

【0022】

信号処理部14は、三次元組織画像を形成するための信号処理を実行するモジュールであり、検波処理、対数圧縮処理、等の機能を有している。信号処理後のビームデータは3Dメモリ16へ格納される。3Dメモリ16へのデータの格納時あるいは読み出し時において座標変換処理が実行される。三次元組織画像形成部18は、本実施形態においてオパシティ（不透明度）を用いたボリュームレンダリング法に基づいて3Dメモリ16に格納されたボリュームデータから三次元組織画像を形成している。具体的には、ボリュームデータに対して複数のレイを設定し、各レイ毎にそのレイに沿ってボクセル演算を順次繰り返すことにより画素値を決定している。三次元組織画像の画像データは表示処理部20へ出力されている。その画像データは表示部42に送られ、表示部42には三次元組織画像が表示される。

10

【0023】

次に、三次元血流画像の形成処理について詳述する。三次元血流画像は、上記の三次元組織画像とは別に表示されあるいは合成表示されるものである。

【0024】

速度演算部22は、本実施形態において、直交検波器、低速運動体除去フィルタ、自己相関演算器、速度演算器、等を有している。すなわち、速度演算部22は、受信信号に含まれる運動情報の1つとしての速度情報を演算する機能を有している。具体的には、速度演算部22は、受信信号に含まれるドプラ成分を抽出した上で、そのドプラ成分に対して自己相関演算を適用し、更に、その自己相関結果から速度（平均速度）を演算している。この場合において求められる速度は正負の符号を有している。各ボクセルごとに速度情報が演算される。本実施形態においては、運動情報として速度が求められていたが、パワー（あるいは速度の絶対値）を演算するようにしてもよい。また、本実施形態においては、ビーム方向に沿った速度情報が求められているが、2次元速度ベクトルあるいは三次元速度ベクトルが演算されてもよい。

20

【0025】

速度演算部22から出力される速度データは3Dメモリ24に格納される。各データの書き込み時あるいは読み出し時において座標変換が実行される。この場合、 $r\theta\phi$ 座標径からXYZ座標径への座標変換が実行される。3Dメモリ24は、上述した生体内の三次元空間に対応した記憶空間を有している。3Dメモリ24は、ボクセルデータとしての速度データの集合として構成される速度ボリュームデータ（運動ボリュームデータ）を格納する。なお、後に説明する3Dメモリ28、32、36は、望ましくは、この3Dメモリ24と同様の記憶空間を有する。それらの3Dメモリ28、32、36は、バッファメモリとして機能する。

30

【0026】

二値化処理部26は、3Dメモリ24内に格納された速度ボリュームデータに対して二値化処理を実行するモジュールである。すなわち、所定の閾値より小さいボクセル値（速度データ）を0（無効値）に置換し、所定の閾値よりも大きいボクセル値を1（有効値）に置換する処理を実行する。この結果、血流候補となるボクセル値のみが特定されることになる。この二値化処理後のボリュームデータは二値化ボリュームデータである。二値化ボリュームデータも運動ボリュームデータの種類である。二値化ボリュームデータは3Dメモリ28に格納される。

40

【0027】

ラベリング処理部30は、後に図2を用いて説明するように、二値化ボリュームデータに対して三次元ラベリング処理を適用する。すなわち、ボクセル値として1を有するボクセル集合（オブジェクト）を抽出する。通常、三次元空間内には複数の血流及び複数のノイズが存在し、ラベリング処理の結果として、複数のオブジェクトが特定される。各オブジェクトは、通常、複数のボクセルによって構成され、それらのボクセルは空間的に連結した関係にある。それらのボクセルが有するボクセル値は、本実施形態において、1であ

50

る。1つの孤立ボクセルからなるオブジェクトが抽出されてもよい。但し、そのようなオブジェクトはノイズであるから、本来、抽出する必要がないものである。オブジェクトを構成する最低限のボクセル数を定められるようにしてもよい。三次元ラベリング処理自体は公知技術である。三次元ラベリング処理後のボリュームデータあるいは処理結果データは3Dメモリ32に格納される。

【0028】

ちなみに、ラベリング処理により、各オブジェクト毎にオブジェクト番号が付与され、また各オブジェクト毎にそれを構成するボクセル数がカウントされてカウント値が求められる。オブジェクト番号及びカウント値はオブジェクト属性情報である。

【0029】

マスクデータ生成部34は、3Dメモリ32から、三次元ラベリング処理の結果としてのボリュームデータ及び属性情報を読み出し、各オブジェクトの種別を識別する処理を実行する。つまり、血流（画像化対象）であるかノイズ（非画像化対象）であるかが識別される。具体的には、各オブジェクトについてのボクセル数を所定の基準値と比較し、ボクセル数が基準値よりも小さいオブジェクトについてはそれをノイズと判定し、ボクセル数が基準値よりも大きなオブジェクトを血流であると判定する。すなわち、三次元空間において、一般に、ノイズのボリュームサイズは、血流のボリュームサイズに比べて小さいため、速度の大小の観点では区別困難であっても、空間的なサイズの違いから、ノイズ部分と血流部分とを識別できる。この場合においては、上記の三次元ラベリング処理において求められたカウント値すなわちボリュームサイズが参照される。

【0030】

マスクデータ生成部34は、各オブジェクト毎に、血流であるかノイズであるかを識別した結果を表す識別データ（マスクデータ）を生成する。そのマスクデータは、三次元ボリュームデータであり、ノイズに相当する部分と血流に相当する部分を空間的に識別することが可能なりファレンスデータである。

【0031】

後に説明するゲート処理で、ノイズ除去を行うのであれば、ノイズに相当するオブジェクトを特定するマスクデータを生成すればよいし、一方、後に説明するゲート処理で、血流抽出を行うのであれば、血流を特定するマスクデータを生成すればよい。マスクデータ生成部34によって生成されてマスクデータは3Dメモリ36に格納される。

【0032】

ゲート処理部38は、上記において説明したマスクデータを用いて3Dメモリ24から読み出された血流ボリュームデータに対して、血流の抽出処理（及び／又は、ノイズの除去処理）を適用し、その結果として、血流だけを表したボリュームデータすなわち血流ボリュームデータを生成する。そのデータは三次元血流画像形成部40へ送られる。

【0033】

三次元血流画像形成部40は、本実施形態において、最大値法に基づいて三次元血流画像を形成する。但し、本実施形態では、修正された最大値法が適用されている。その具体的な内容については、後に図3乃至図5を用いて説明する。本実施形態に係る修正された最大値検出法によれば、複数の血流が交差している部分について、視点から見て手前側の血流を優先的に表示させることができるので、また血流中の高速成分を優先的に表示させることができるので、奥行き感を損なうことなく、明瞭な三次元血流画像を形成できるという利点がある。

【0034】

表示処理部20は、カラー処理機能、画像合成機能、等を有している。表示処理部20は、ユーザーによって設定された表示モードに応じて選択された画像情報を表示部42へ出力する。三次元組織画像は、本実施形態において、白黒画像として表示される。一方、三次元血流画像はカラー画像として表示される。三次元血流画像は速度画像であり、プローブへ向かう血流が赤の色相によって表現され、プローブから遠ざかる血流が青の色相によって表現されている。また、速度の大きさがそれぞれの色相の輝度によって表現されて

10

20

30

40

50

いる。そのような色付け処理を行うのが表示処理部 20 である。上述したように、複数の血流の交差部位においては、視点から見て手前側の血流が優先的に表示されるため、例えば、奥行き感が損なわれる問題、交差部位において赤と青とが不自然に混じり合う問題、等を解消又は軽減できる。また、後に説明する手法により、血流における中心部分の最も高速の流れを優先的に表示できるので、各血流の状態を明瞭に表現できるという利点がある。

【0035】

勿論、本発明に係る手法は、パワー画像を三次元血流画像として表示する場合においても適用可能である。パワー画像は、例えば、オレンジ色の画像として構成され、パワーの大きさが輝度によって表現される。いずれにしても、ノイズ、特に超音波の干渉等によって生じた目障りなクラッタ、を効果的に低減した三次元血流画像を形成できる。

10

【0036】

制御部 44 は、図 1 に示される各構成の動作制御を行うものであり、制御部 44 は CPU 及び動作プログラムによって構成される。制御部 44 には操作パネル 46 が接続されている。操作パネル 46 はキーボード及びトラックボールを含み、ユーザーは操作パネル 46 を利用して動作条件やパラメータ設定を行える。ちなみに、上述した二値化処理部 26、ラベリング処理部 30、マスクデータ生成部 34、ゲート処理部 38、三次元画像形成部 40、表示処理部 20、等の各機能は、実質的にソフトウェア機能として実現することが可能である。3Dメモリ 24 内の情報を外部のパーソナルコンピュータに出力し、そのパーソナルコンピュータ上において、上述した各処理を実行することにより、三次元血流画像を形成することも可能である。

20

【0037】

3Dメモリ 24 及び 3Dメモリ 16 を、それぞれ、リングバッファ構造を有するシネメモリとして構成することも可能である。一定時間にわたって格納された時系列順のボリュームデータに基づいて、動画像としての三次元血流画像を形成するようにしてもよい。

【0038】

図 2 には、血流ボリュームデータの生成処理が概念的に示されている。符号 50 は、速度ボリュームデータを表している。この例では、三次元空間内に、血流に相当する部分 52, 54 とノイズに相当する部分 56, 58, 60, 62 とが存在している。

【0039】

速度ボリュームデータ 50 に対して二値化処理を適用し、更に三次元ラベリング処理を適用した結果が符号 64 で表されている。二値化処理では、上述した各部分 52, 54, 56, 58, 60, 62 を構成する各ボクセルに対し、値 1 が与えられ、それ以外のボクセルに対し、値 0 が与えられる。具体的には、二値化処理にあたって、所定の閾値が設定され、その閾値より小さいボクセル値が 0 に置換され、その閾値より大きいボクセル値が 1 に置換される。これによって、静止オブジェクトや低速オブジェクトを処理対象から除外できるという利点がある。必要に応じて、二値化ボリュームデータに対して各種のフィルタリング処理を適用可能である。ラベリング処理によって空間的に存在する複数のオブジェクト 52A, 54A, 56A, 58A, 60A, 62A が特定される。各オブジェクトは、空間的に連なり且つ値 1 を有するボクセルの集合体である。1 つのボクセルからなるオブジェクトが特定されてもよい。各オブジェクトに対しては、所定の順序で、オブジェクト番号 #1 ~ #6 が付与される。各オブジェクトごとに当該オブジェクトを構成するボクセル数がカウントされる。すなわち、三次元ラベリング処理にあたっては、オブジェクト抽出の際に、オブジェクトを構成するボクセルのカウントが実行されており、そのカウント値がオブジェクトのボリュームサイズを表す属性情報として保存される。

30

40

【0040】

上述したように、血流オブジェクトは通常、大きなオブジェクトサイズを有し、一方、ノイズオブジェクトは通常小さなボリュームサイズを有するため、ボリュームサイズの違いから、血流部分とノイズ部分とを弁別することが可能である。図 2 に示す例では、4 つのノイズ部分が特定されており、それらによって三次元マスクデータ 66 が構成されてい

50

る。ここでは、オブジェクト番号#1, #2, #5, #6で特定される部分56A, 58A, 60A, 62Aが特定されている。

【0041】

以上のようにして三次元マスクデータが生成されると、速度ボリュームデータに対して、三次元マスクデータ66を作用させることにより、具体的には、それらの間で論理演算を行うことにより、速度ボリュームデータ50中に含まれていたノイズの部分56, 58, 60, 62を除去して、ノイズが除去された血流ボリュームデータ68を生成することが可能となる。その血流ボリュームデータ68は、基本的に、血流に相当する部分52, 54のみを有する。したがって、その血流ボリュームデータに基づいてレンダリングを実行すれば、ノイズが効果的に低減された、つまり血流が明瞭に表現された、三次元血流画像を提供することが可能となる。

10

【0042】

図2に示す例では、三次元マスクデータ66により、除外対象としての部分56A, 58A, 60A, 62Aが特定されていたが、三次元マスクデータ66の構成法としては色々考えられ、例えば、血流部分を抽出する三次元マスクデータを構成するようにしてもよい。いずれにしても、ノイズ部分の除去及び血流部分の抽出を実現するための制御データが生成される。

【0043】

次に、図3乃至図5を用いて三次元血流画像の形成処理について説明する。

【0044】

20

図3には、血流ボリュームデータ68が示されている。これに対して、以下に説明する、修正された最大値検出法が適用される。まず、血流ボリュームデータ68に対して、仮想的な複数のレイ（視線）が設定される。視点72は任意の位置に設定可能である。図3には、1つのレイ70のみが代表として表されている。複数のレイは、互いに並行であってもよいし、非並行であってもよい。各レイ毎に以下に説明する演算を実行して1つの画素値が決定される。複数のレイについて求められた複数の画素値をスクリーン74上にマッピングすれば、三次元血流画像を構成することができる。

【0045】

今、レイ70について着目すると、視点72から、レイ70上のボクセル順序で、順番にボクセル値が参照される。すなわち、最大値探索処理が実行される。ボクセル値は、速度の絶対値であるのが望ましい。流れの方向によらず（正負の符号によらず）、手前側の血流を特定するためである。図3に示す例では、レイ70が血流に相当する部分52と血流に相当する部分54の両方を貫通しており、レイ70は、スクリーン74上における特定のアドレスPiに対応付けられている。

30

【0046】

図4には、上述したレイ上において存在するボクセル値の並びがグラフとして表されている。横軸の左端は視点あるいは探索開始点を表しており、そこから右方向が奥行き方向を表している。縦軸はボクセル値の大きさを表している。本実施形態において、この縦軸は、速度の絶対値を表している。すなわち、実際の画像表示にあたっては、正負の符号が考慮され、各血流が流れの向きに応じた色相によって表現されるが、手前側の血流のピークの特定にあたっては、符号を考慮すべきではないので、速度の絶対値が参照される。ボクセル値がパワーの場合には、そのままボクセル値を参照して、最大値の探索を行えばよい。

40

【0047】

図4に示すグラフにおいては、2つの山74A及び74Bが存在している。最初の山74Aが、図3において手前側に存在する血流52に相当しており、次の山74Bが、図3において奥側に存在する血流54に相当している。探索開始点から最大値の探索が開始されると、符号75に示されるように、j方向すなわち奥行き方向に沿って順番にボクセル値が参照される。そして、後に図5を用いて説明するように、参照した現在のボクセル値とバッファに格納された今までの最大値とが比較され、現在のボクセル値の方が大きけれ

50

ば、バッファに格納された最大値が更新され、つまり、現在のボクセル値がバッファに書き込まれる。これを順次繰り返すと、最初の山74Aの頂点に相当する最初のピーク76の値がバッファに格納された以降、バッファ値は更新されることなく、参照位置が山74Aの斜面を下降することになる。

【0048】

本実施形態においては、探索の過程で、ボクセル値が上昇した後に下降し、そして、ボクセル値が0になった場合、すなわち符号78で示す地点に到達した場合、最大値の探索処理が終了する。その時点で、それまでにバッファに格納されている最大値が、特定最大値として決定され、それが画素値に換算される。この場合においては、最初のピーク76の値が特定最大値となる。

10

【0049】

したがって、第2の山74Bは探索の対象とはならず、その手前で探索が終了することになる。その結果、交差部位においては、手前側の血流だけが表示されることになり、奥側の血流が不必要に画像化されてしまう問題を解消できる。

【0050】

本実施形態においては、最初の山を越えて最初の谷が発見された時点をもって、探索を終了させたが、例えばピーク76から所定のレベルまでダウンした位置80をもって、探索を終了させるようにしてもよい。あるいは、各地点で勾配を演算し、現在の勾配が所定値よりも大きくなった時点で、探索を終了させてもよい。

【0051】

20

本実施形態によれば、符号80で示されるように、仮に2番目の山80が最初の山74Aよりも大きい場合であっても、最初の山74Aの頂点である最初のピーク76を誤りなく特定できるという利点がある。但し、ピークの誤認防止等の理由から、二番目以降の山も参照するようにしてもよい。

【0052】

図5には三次元血流画像の形成処理がフローチャートとして示されている。まず、S101では、レイ番号を表すiに1が代入され、レイ上のステップ数すなわちボクセルアドレスを表すjに1が代入される。また最大値バッファがクリアされる。S102では、現在参照しているボクセル値d_jが0でないのか否かが判定される。d_jが0であれば、現在参照しているボクセルが最初の血流より手前側の位置にあると推定されるため、S103においてjの番号を1つインクリメントし、S104においてjが最大値となったか否かが判断される。最大値となっていれば、現在注目しているレイについての処理を終わらせるためにS108が実行される。一方、S104において、jが最大値でないと判断された場合には、処理がS102へ移行する。

30

【0053】

S102において、ボクセル値d_jが0でないと判断された場合、S105が実行される。すなわち、現在注目しているレイに対応するj番目のバッファ値よりも、現在参照しているボクセル値d_jが大であるか否かが判断され、それが大であれば、当該バッファ値をd_jに書き換える更新処理が実行される。バッファ値よりもd_jが小さければ、そのような更新は行われない。

40

【0054】

S106では、当該レイについて終了条件が満たされたか否かが判断される。図4に示したように、最初の山を越えてボクセル値0に到達した場合、終了条件が満たされたと判断される。あるいは、他の終了条件が採用されてもよい。終了条件が満たされていなければ処理がS107へ移行し、jが1つインクリメントされてS105以降の各工程が繰り返し実行される。一方、S106において、現在注目しているレイについて終了条件が満たされたと判断された場合には、S108においてレイ番号であるiが最大値に到達したか否かが判断され、到達していなければS109においてiが1つインクリメントされて上記のS102以降の各工程が繰り返し実行される。

【0055】

50

一方、S 1 0 8において、 i が最大値に到達したと判断された場合には、S 1 1 0において、それまでに得られた複数の画素値からなる三次元血流画像に対して色付け処理が適用される。すなわち、速度の向き及び大きさによって、色相及び輝度が割り当てられ、カラー画像としての三次元血流画像が形成される。

【0 0 5 6】

三次元血流画像においては、図 3 を用いて説明したように、交差部位では、視点から見て手前側の血流が優先的に表示され、しかも個々の血流の表示に当たって、低速周辺部よりも高速中心部が優先的に表示されるため、奥行き感をもって、各血流を明瞭に表示できる。上述した処理においては、最初のピークが特定された上で終了条件が満たされると、そこで当該レイについての演算が終了するので、演算を迅速に行える。奥側の血流が優先的に表示されないように奥行き方向に沿って重み付け処理を施すことも可能であるが、本実施形態の構成によれば、そのような特別な処理は不要となる。但し、画質調整等のために、奥行き方向に沿って重み付け処理を施すこともできる。

10

【0 0 5 7】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置は、三次元空間内に存在するノイズ（特にクラッタ）が除外された血流ボリュームデータを生成できるという利点があり、またそのような血流ボリュームデータを基礎としつつ、奥行き感がありしかも運動情報を忠実に表現できる三次元血流画像を形成できるという利点がある。本実施形態に係る超音波診断装置は、2つの特徴事項（オブジェクトサイズに基づくノイズ除去、手前側の血流を優先的に表示するための画像処理）を具備しており、それぞれの特徴事項を独立して採用することができる。例えば、図 2 に示したような手法を利用して血流ボリュームデータを生成した上で、それに対して公知の各種のボリュームレンダリング法を適用するようにしてもよい。また、一般的な手法により血流ボリュームデータを生成し、それに対して、図 3 乃至図 5 で示した手法を適用し、手前側の血流を優先的に表示させてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0 0 5 8】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図 2】血流ボリュームデータの生成処理を説明するための概念図である。

【図 3】血流ボリュームデータとスクリーンとの関係を説明するための概念図である。

【図 4】レイに沿ったボクセル値の分布（グラフ）を示す図である。

30

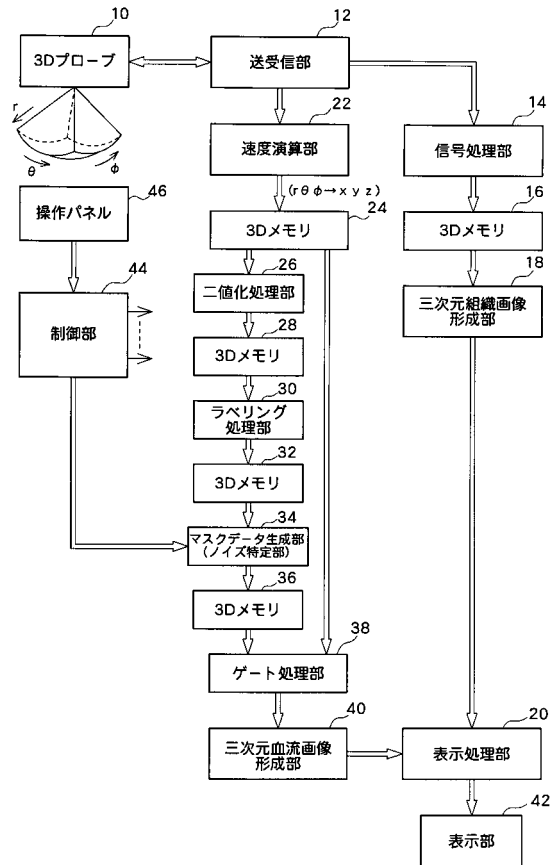
【図 5】三次元血流画像の生成処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

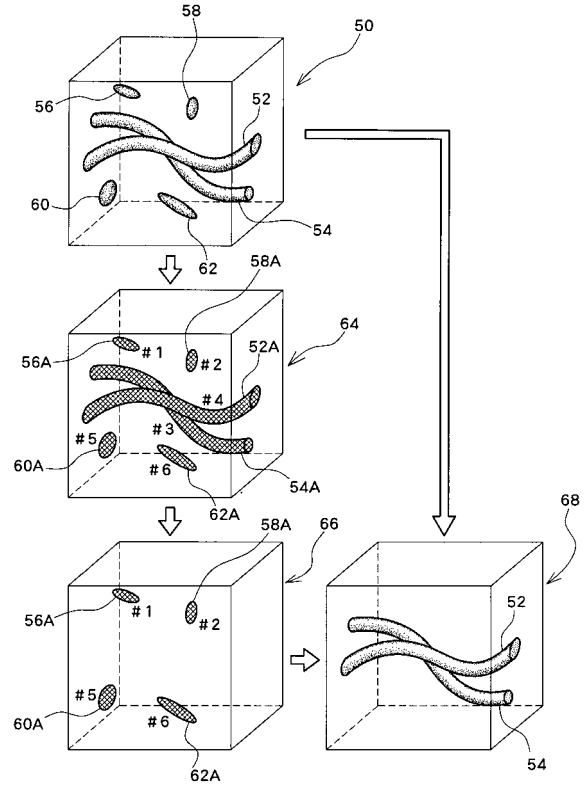
【0 0 5 9】

1 0 3 Dプローブ、1 2 送受信部、2 2 速度演算部、2 6 二値化処理部、3 0 ラベリング処理部、3 4 マスクデータ生成部、3 8 ゲート処理部、4 0 三次元血流画像形成部。

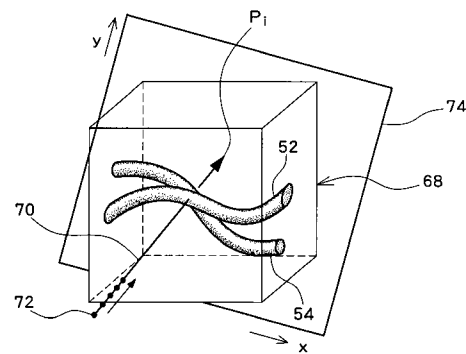
【図 1】



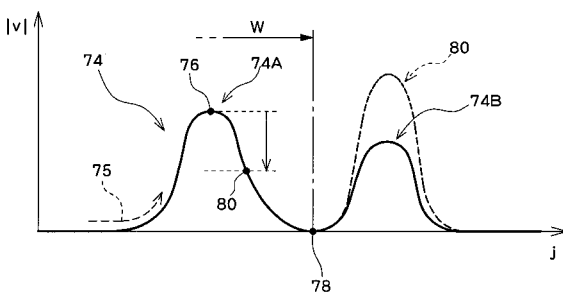
【図 2】



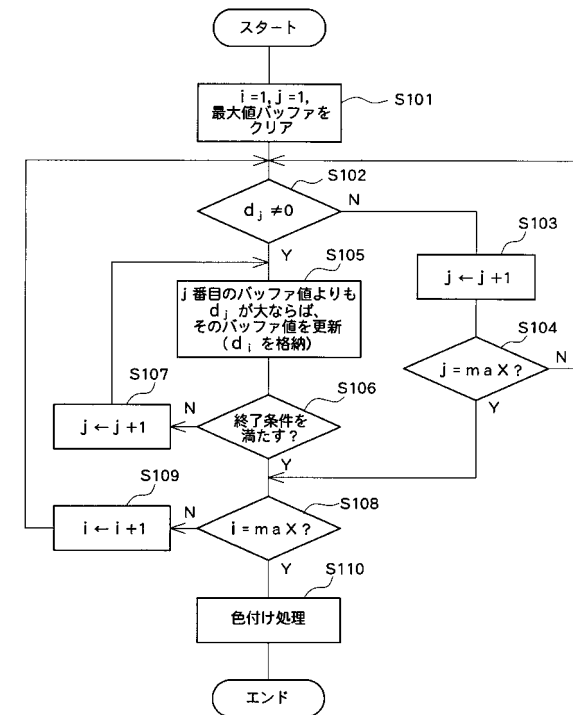
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-171976 (J P, A)
特開平11-151240 (J P, A)
特開2002-52026 (J P, A)
特開2004-215701 (J P, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 8 / 0 6