

(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2010-340
(P2010-340A)

(43) 公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1
5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-80121 (P2009-80121)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年3月27日 (2009. 3. 27)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2008-131834 (P2008-131834)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成20年5月20日 (2008. 5. 20)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	佐藤 武史
			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
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD03 DE04 JC20 JC29
			5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16
			CB08 CB13 CB16 CE08 DA06
			DA16 DC03 DC25

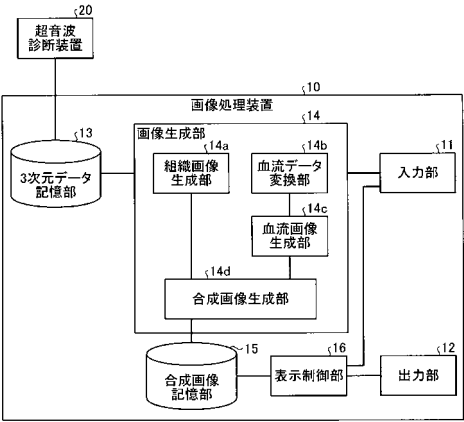
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法および画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】診断に適した形式で、血流を3次元的に表示すること。

【解決手段】組織画像生成部14aは、3次元データ記憶部13が記憶する3次元組織データからボリュームレンダリングにより深度値を含む組織画像を生成し、血流データ変換部14bは、3次元データ記憶部13が記憶する3次元血流データにおける血流を粒子により離散化して3次元粒子データに変換し、血流画像生成部14cは、3次元粒子データから深度値を含む血流画像を生成する。そして、合成画像生成部14dは、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各粒子の深度値とに基づいて、粒子と組織とを描出する順位を調整したうえで合成画像を生成し、表示制御部16は、合成画像を出力部12が備えるモニタにて順次表示するように制御する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の 3 次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の 3 次元流体情報を取得し、前記 3 次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を 3 次元空間に離散して配置することにより、当該 3 次元流体情報を変換した 3 次元粒子情報を生成し、生成した前記 3 次元粒子情報と前記 3 次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部によって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御する表示制御部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記画像生成部は、前記 3 次元粒子情報において、前記粒子の色、および / または、前記粒子の配置密度、および / または、前記粒子の大きさを、前記流体の速度値、および / または、前記流体の速度値の分散値、および / または、前記流体のパワーに基づいて決定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記 3 次元粒子情報における前記粒子の 3 次元空間での位置情報と、前記 3 次元組織構造情報における前記組織の 3 次元空間での位置情報とに基づいて前記粒子と前記組織とを描出する順位を調整したうえで前記合成画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記 3 次元粒子情報と前記 3 次元組織構造情報とを合成した合成情報を、当該 3 次元粒子情報と当該 3 次元組織構造情報とを識別するための識別情報を付与したうえで生成し、生成した前記合成情報に基づいて前記合成画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記 3 次元粒子情報における前記粒子の配置される位置を所定の時間間隔ごとに変更した 3 次元粒子位置変更情報を順次生成し、順次生成された前記 3 次元粒子位置変更情報と前記 3 次元組織構造情報とに基づいて、前記合成画像を順次生成し、

30

前記表示制御部は、前記画像生成手段によって順次生成された前記合成画像を、前記所定の表示部にて順次表示するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記粒子の配置される位置を、前記流体の速度値、および / または、前記流体の速度値の分散値に基づいて変更することにより前記 3 次元粒子位置変更情報を順次生成することを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記 3 次元組織構造情報における所定の断面に対応する断面組織画像を生成し、生成した前記断面組織画像と前記 3 次元粒子情報を用いた画像とを、前記被検体内の位置を合わせたうえで合成した合成画像を生成し、

40

前記表示制御部は、前記画像生成手段によって生成された前記合成画像を、前記所定の表示部にて表示するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記 3 次元流体情報において前記流体が存在する範囲を所定の間隔で除去することにより前記 3 次元粒子情報を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像生成部は、前記所定の間隔を時系列に沿って変化させることを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

50

【請求項 10】

前記画像生成部は、前記 3 次元組織構造情報との合成対象を、一定の間隔にて前記 3 次元流体情報とすることを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の 3 次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の 3 次元流体情報を取得し、前記 3 次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を 3 次元空間に離散して配置することにより、当該 3 次元流体情報を変換した 3 次元粒子情報を生成し、生成した前記 3 次元粒子情報と前記 3 次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成ステップと、

10

前記画像生成ステップによって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御する表示制御ステップと、

を含んだことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 12】

被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の 3 次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の 3 次元流体情報を取得し、前記 3 次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を 3 次元空間に離散して配置することにより、当該 3 次元流体情報を変換した 3 次元粒子情報を生成し、生成した前記 3 次元粒子情報と前記 3 次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成手順と、

20

前記画像生成手順によって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御する表示制御手順と、

をコンピュータに実行させ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】**

この発明は、画像処理装置、画像処理方法および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、超音波診断装置は、X 線診断装置や X 線コンピュータ断層撮影装置などの他の医用画像診断装置に比べ、簡便な操作性、被爆のおそれがない非侵襲性などの利点を備えた装置として、今日の医療において、心臓、肝臓、腎臓、乳腺など、様々な生体組織の検査や診断に利用されている。

30

【0003】

超音波診断装置は、超音波プローブから超音波を送信し、被検体の内部組織から反射された超音波を受信することによって、被検体内の組織構造の断層像（B モード像）をリアルタイムに生成する。さらに、超音波診断装置は、超音波のドプラ効果を利用して被検体内の血流が存在する範囲とともに、血流の速度、分散（血流の乱れ）およびパワー（血流の散乱強度）などの血流情報を画像（ドプラ像）としてリアルタイムに生成する。

【0004】

40

また、近年、2 次元アレイ振動子超音波プローブを用いて被検体内を 3 次元でスキャンすることにより、リアルタイムで 3 次元の超音波画像を生成する超音波診断装置が実用化されている。3 次元スキャンを行う超音波診断装置は、例えば、経時的に拍動する心臓の 3 次元的な組織構造の B モード画像をリアルタイムで収集して表示することが可能である。

【0005】

3 次元の B モード画像を表示する際には、ボリュームレンダリングの手法が用いられる。例えば、心臓の組織構造は、B モード像で高輝度に表現される心臓壁や弁と、その内部のほとんどが黒で表現される心腔とから成り立っている。このため、心臓の半分を表示対象領域としてボリュームレンダリングすることによって、心腔内から心壁や心臓弁を見た

50

立体像を表示することができる。心臓の半分をボリュームレンダリングした立体像を参照することにより、医師は、心臓弁や心壁の疾患や心臓弁や心壁先天性異常の診断を効率よく行なうことができる。

【0006】

ここで、3次元スキャンを行う超音波診断装置は、組織構造の3次元情報と同時に、ドプラ効果を利用して血流の3次元情報も同時に収集することができ、3次元のドプラ像に対してボリュームレンダリングを行なうことにより、3次元の血流分布を表示することが可能となっている。

【0007】

例えば、3次元のドプラ像に対してボリュームレンダリングを行なう際に、血流情報における血流速度の分散を利用することで、血液の乱流を3次元的に強調した描出を行なうことができ（例えば、特許文献1参照）、これにより、心臓弁や心壁の異常により生じる乱流性血流をわかりやすく表示することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2007-296333号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、上記した従来技術は、診断に適した形式で、血流を3次元的に表示することができないという課題があった。

20

【0010】

例えば、心臓において、血液は心腔内に充満しており、また、血流の速度は連続的に変化するために、血流が存在する領域には、明瞭な境界がない。このため、3次元のドプラ像に対してボリュームレンダリングを行った場合、血流を立体的に表示することができない。

【0011】

また、医師が効率よく診断を行なうためには、血流情報と同時に組織構造の情報が必要となるが、ボリュームレンダリングを行なった3次元のBモード像を、ボリュームレンダリングを行なった3次元のドプラ像と重畳して表示した場合、血流の背面にある組織構造が隠れてしまう。このため、血流情報とともに、組織構造の情報をわかりやすく表示できない。

30

【0012】

このように、上記した従来技術は、心臓弁や心壁の異常により生じる乱流性血流をわかりやすく表示することが可能ではあるが、血流の3次元情報を、組織構造の3次元情報とともに、診断に適した形式で表示することができなかった。

【0013】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、診断に適した形式で、血流を3次元的に表示することが可能になる画像処理装置、画像処理方法および画像処理プログラム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】

【0014】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、請求項1記載の本発明は、被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の3次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の3次元流体情報を取得し、前記3次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を3次元空間に離散して配置することにより、当該3次元流体情報を変換した3次元粒子情報を生成し、生成した前記3次元粒子情報と前記3次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部によって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御す

50

る表示制御部と、を備えたことを特徴とする。

【0015】

また、請求項11記載の本発明は、被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の3次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の3次元流体情報を取得し、前記3次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を3次元空間に離散して配置することにより、当該3次元流体情報を変換した3次元粒子情報を生成し、生成した前記3次元粒子情報と前記3次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成ステップと、前記画像生成ステップによって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御する表示制御ステップと、を含んだことを特徴とする。

10

【0016】

また、請求項12記載の本発明は、被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて生成された当該被検体内にある組織の3次元組織構造情報および当該被検体内を移動する流体の3次元流体情報を取得し、前記3次元流体情報において前記流体が存在する範囲に、複数の粒子を3次元空間に離散して配置することにより、当該3次元流体情報を変換した3次元粒子情報を生成し、生成した前記3次元粒子情報と前記3次元組織構造情報とに基づいた合成画像を生成する画像生成手順と、前記画像生成手順によって生成された前記合成画像を、所定の表示部にて表示するように制御する表示制御手順と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0017】

請求項1、11または12記載の本発明によれば、最前面の血流によって、背面にある血流や組織構造が隠れてしまうことを回避することができ、診断に適した形式で、血流を3次元的に表示することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、実施例1における画像処理装置に接続される超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、実施例1における画像処理装置の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、組織画像生成部を説明するための図である。

30

【図4】図4は、血流データ変換部を説明するための図である。

【図5】図5は、血流画像生成部を説明するための図である。

【図6】図6は、実施例1における合成画像生成部を説明するための図である。

【図7】図7は、画像生成部による処理の第1、第2および第3の変形例について説明するための図である。

【図8】図8は、画像生成部による処理の第4および第5の変形例について説明するための図である。

【図9】図9は、実施例1における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図10】図10は、実施例2における画像処理装置の構成を説明するための図である。

40

【図11】図11は、実施例2における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図12】図12は、実施例3における3次元粒子データの生成法について説明するための図である。

【図13】図13は、実施例3における合成画像生成部を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る画像処理装置、画像処理方法および画像処理プログラムの好適な実施例を詳細に説明する。

【実施例1】

50

【 0 0 2 0 】

まず、実施例 1 における画像処理装置に接続される超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、実施例 1 における画像処理装置に接続される超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【 0 0 2 1 】

図 1 に示すように、実施例 1 における画像処理装置に接続される超音波診断装置 2 0 は、超音波プローブ 2 1 と、送信部 2 2 と、受信部 2 3 と、B モード処理部 2 4 と、カラードブラ処理部 2 5 と、制御部 2 6 とを備える。

【 0 0 2 2 】

超音波プローブ 2 1 は、マトリックス（格子）状に配置された超音波振動子を内蔵する 2 次元アレイ振動子超音波プローブであり、超音波振動子が発生した超音波を被検体内に送信し、被検体の内部組織からの反射波を、超音波振動子にて受信することにより、被検体内を 3 次元で走査する。

【 0 0 2 3 】

送信部 2 2 は、超音波プローブ 2 1 と接続され、後述する制御部 2 6 の制御にしたがって、所定の遅延時間ごとに高電圧パルスが発生し、発生した高電圧パルスを超音波プローブ 2 1 が内蔵する超音波振動子に順次印加する。これにより、超音波プローブ 2 1 は、超音波を発生する。

【 0 0 2 4 】

受信部 2 3 は、超音波プローブ 2 1 と接続され、超音波プローブ 2 1 が受信した反射波の受信信号が入力されると、ゲイン補正処理および A / D 変換処理を行ない、受信データを生成する。

【 0 0 2 5 】

B モード処理部 2 4 は、受信部 2 3 が受信して生成した受信データに基づいて、被検体内にある組織の構造を 3 次元の B モード画像で表現するために用いられる 3 次元組織データの生成処理を行なう。なお、3 次元組織データは、特許請求の範囲に記載の「3 次元組織構造情報」に対応する。

【 0 0 2 6 】

カラードブラ処理部 2 5 は、受信部 2 3 が受信して生成した受信データと超音波のドブラ効果とを用いて、被検体内を移動する血流の存在する範囲とともに、血流の速度値、分散値（血流の乱れ）およびパワー（血流の散乱強度）などの血流情報を 3 次元のカラードブラ画像で表現するために用いられる 3 次元血流データの生成処理を行なう。なお、血流は、特許請求の範囲に記載の「流体」に対応し、3 次元血流データは、同じく「3 次元流体情報」に対応する。

【 0 0 2 7 】

制御部 2 6 は、超音波診断装置 2 0 の操作者から、図示しない入力部を介して受け付けた設定条件に基づいて、上述した送信部 2 2、受信部 2 3、B モード処理部 2 4 およびカラードブラ処理部 2 5 を制御する。具体的には、送信部 2 2 が発生する高電圧パルスの遅延時間や、受信部 2 3 と B モード処理部 2 4 との間での受信データの送受信のタイミングや、受信部 2 3 とカラードブラ処理部 2 5 との間での受信データの送受信のタイミングなどの設定条件に基づいて、送信部 2 2、受信部 2 3、B モード処理部 2 4 およびカラードブラ処理部 2 5 を制御する。

【 0 0 2 8 】

そして、画像処理装置 1 0 は、B モード処理部 2 4 によって生成された 3 次元組織データおよびカラードブラ処理部 2 5 によって生成された 3 次元血流データを用いて生成した画像を表示するが、診断に適した形式で、血流を 3 次元的に表示することが可能になることを主たる特徴とする。

【 0 0 2 9 】

この主たる特徴について図 2 ~ 6 を用いて説明する。図 2 は、実施例 1 における画像処理装置の構成を説明するための図であり、図 3 は、組織画像生成部を説明するための図で

10

20

30

40

50

あり、図 4 は、血流データ変換部を説明するための図であり、図 5 は、血流画像生成部を説明するための図であり、図 6 は、実施例 1 における合成画像生成部を説明するための図である。

【0030】

図 2 に示すように、実施例 1 における画像処理装置 10 は、超音波診断装置 20 に接続され、入力部 11 と、出力部 12 と、3次元データ記憶部 13 と、画像生成部 14 と、合成画像記憶部 15 と、表示制御部 16 とを備える。

【0031】

入力部 11 は、各種情報を入力し、マウスやキーボードなどを備え、特に本発明に密接に関連するものとしては、画像処理装置 10 の操作者（例えば、超音波診断装置 20 によって生成されたデータに基づく画像を読影して診断を行なう医師）からの画像表示要求を受け付けて入力する。また、入力部 11 は、画像処理装置 10 の操作者からの表示対象領域設定要求も受け付けて入力する。

【0032】

出力部 12 は、各種情報を出し、モニタやスピーカなどを備え、特に本発明に密接に関連するものとしては、後述する画像生成部 14 によって生成された合成画像を、後述する表示制御部 16 の制御に基づいて、モニタに表示する。

【0033】

3次元データ記憶部 13 は、超音波診断装置 20 によって生成された 3次元組織データおよび 3次元血流データを記憶する。

【0034】

画像生成部 14 は、入力部 11 を介して、画像処理装置 10 の操作者からの画像表示要求および表示対象領域設定要求を受け付けた場合に、3次元データ記憶部 13 が記憶する 3次元組織データおよび 3次元血流データに基づいた合成画像を生成し、図 2 に示すように、組織画像生成部 14a と、血流データ変換部 14b と、血流画像生成部 14c と、合成画像生成部 14d とを備える。

【0035】

組織画像生成部 14a は、3次元データ記憶部 13 が記憶する 3次元組織データから、被検体内にある組織の構造を 3次元で表現する Bモード画像としての組織画像を生成する。具体的には、組織画像生成部 14a は、極座標系で表現される 3次元組織データを直交座標系に変換し、直交座標系に変換した 3次元組織データにおいて、表示対象領域設定要求に対応する領域をボリュームレンダリングすることにより、組織画像を生成する。

【0036】

また、組織画像生成部 14a は、組織画像を生成するとともに、生成した組織画像を構成する画素それぞれの 3次元組織データにおける 3次元空間での位置情報を取得する。具体的には、組織画像生成部 14a は、生成した組織画像における各画素の深度を表す深度値を取得し、取得した各画素の深度値を、生成した組織画像に格納する。

【0037】

例えば、組織画像生成部 14a は、図 3 に示すように、被検体の心臓からの反射波に基づいて生成された 3次元組織データを直交座標系に変換し、直交座標系に変換した 3次元組織データにおいて、心臓の半分に対応する領域をボリュームレンダリングすることによって、心腔内から心壁や心臓弁を見た組織画像を生成し、生成した組織画像に各画素の深度値を格納する。

【0038】

図 2 に戻って、血流データ変換部 14b は、3次元データ記憶部 13 が記憶する 3次元血流データにおいて血流が存在する範囲に、複数の粒子を 3次元空間に離散して配置することにより、3次元血流データを変換した 3次元粒子データを生成する。なお、3次元粒子データは、特許請求の範囲に記載の「3次元粒子情報」に対応する。

【0039】

例えば、血流データ変換部 14b は、図 4 の (A) の左側に示すように、3次元血流デ

10

20

30

40

50

ータにおいて血流が存在する範囲を抽出する。そして、血流データ変換部 14 b は、図 4 の (A) の右側に示すように、3 次元血流データを予め設定されたサイズにて立方体に分割し、血流が存在する立方体を抽出する。

【0040】

そして、血流データ変換部 14 b は、抽出した立方体に、粒子を配置することにより、3 次元流体情報を変換した 3 次元粒子情報を生成する。例えば、血流データ変換部 14 b は、図 4 の (B) に示すように、「血流あり」として抽出された立方体の集合において、中心に配置される立方体に、当該立方体のサイズを縮小した (例えば、50% に縮小した) 立方体を配置することにより、3 次元流体情報を変換した 3 次元粒子情報を生成する。

【0041】

図 2 に戻って、血流画像生成部 14 c は、血流データ変換部 14 b によって生成された 3 次元粒子データを用いて、被検体内の血流情報を、3 次元空間に離散して配置した複数の粒子にて表現する血流画像を生成する。具体的には、血流画像生成部 14 c は、3 次元粒子データにおける粒子をポリゴンモデルにて表現したうえで、極座標系で表現される 3 次元粒子データを直交座標系に変換する。そして、血流画像生成部 14 c は、直交座標系に変換した 3 次元粒子データにおいて、表示対象領域設定要求に対応する領域の投影画像を生成することにより、血流画像を生成する。

【0042】

また、血流画像生成部 14 c は、血流画像を生成するとともに、生成した血流画像に含まれる粒子それぞれの 3 次元粒子データにおける 3 次元空間での位置情報を取得する。具体的には、血流画像生成部 14 c は、生成した血流画像における各粒子の深度を表す深度値を取得し、取得した各粒子の深度値を、生成した血流画像に格納する。

【0043】

例えば、血流画像生成部 14 c は、図 5 に示すように、直交座標系に変換した 3 次元粒子データにおいて、心臓の半分に対応する領域から投影画像を生成することによって、心腔内から見た血流画像を生成し、生成した血流画像に、各粒子の深度値を格納する。

【0044】

図 2 に戻って、合成画像生成部 14 d は、組織画像生成部 14 a によって生成された組織画像と、血流画像生成部 14 c によって生成された血流画像とを合成した合成画像を生成する。その際、合成画像生成部 14 d は、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各粒子の深度値とに基づいて、粒子と組織とを描出する順位を調整したうえで合成画像を生成する。

【0045】

すなわち、合成画像生成部 14 d は、各画素の深度値と各粒子の深度値とから、組織構造と粒子で表現された血流との深さ方向の重なりを判定し、手前にある組織構造または粒子を優先させて描出するように調整したうえで、合成画像を生成する。例えば、合成画像生成部 14 d は、図 6 に示すように、被検体の心臓を心腔内から見た組織構造とともに、血流が粒子で表現された合成画像を、深度値に基づいて生成する。

【0046】

そして、合成画像生成部 14 d は、生成した合成画像を合成画像記憶部 15 に格納する。

【0047】

表示制御部 16 は、合成画像記憶部 15 が記憶する合成画像を読み込んで、読み込んだ合成画像を出力部 12 が備えるモニタにて表示するように制御する。また、表示制御部 16 は、入力部 11 を介して受け付けた合成画像の回転表示要求に基づいて、図 6 に示すように、読み込んだ画像を回転表示するように制御する。

【0048】

このように、血流を粒子として表現した血流画像と組織画像とから合成した合成画像を参照することにより、画像処理装置 10 の操作者 (例えば、超音波診断装置 20 によって撮影された画像を読影して診断を行なう医師) は、最前面にある血流によって隠れてしま

10

20

30

40

50

う背面の血流分布や組織構造を観察することができる。

【0049】

なお、本実施例では、合成画像生成部14dが、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各粒子の深度値とに基づいて、血流および組織構造の深さ方向を反映した合成画像を生成する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、深度値を用いずに、合成画像生成部14dが、血流画像の透明度を上げることにより、最前面にある血流によって隠れてしまう後ろの血流分布や組織構造を観察することができる合成画像を生成する場合であってもよい。

【0050】

また、本実施例では、立方体を粒子として用いて血流を表現する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、円柱や球など任意の形状を有する粒子を用いて血流を表現する場合であってもよい。

【0051】

また、上記では、3次元血流データに含まれる情報のうち、血流が存在する範囲の情報のみを用いて血流画像を生成する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、3次元血流データに含まれる血流の速度値、分散値およびパワーなどの血流情報も反映させた血流画像を生成する場合であってもよい。以下、画像生成部14による処理の5つの変形例について、図7および図8を用いて説明する。図7は、画像生成部による処理の第1、第2および第3の変形例について説明するための図であり、図8は、画像生成部による処理の第4および第5の変形例について説明するための図である。

【0052】

第1に、血流画像生成部14cは、3次元粒子データにおいて、粒子の色を、血流の速度値、および/または、血流の速度値の分散値、および/または、血流のパワーに基づいて決定する。

【0053】

すなわち、血流画像生成部14cは、図7の(A)に示すように、血流情報(速度値、分散値、パワー)に応じて粒子の色の輝度を变化させる。例えば、血流画像生成部14cは、速度値(具体的には、平均速度値)の絶対値が大きいほど赤の輝度を上げ、分散値が大きいほど黄色の輝度を上げるような2次元カラーマップ表現を行う。このように、血流情報を粒子の色づけで表現するので、明瞭な境界のない血流の空間分布を的確に表現することができる。

【0054】

なお、血流画像生成部14cは、粒子の色づけの調整を、「速度値、分散値、パワー」のいずれか一つ、または、「速度値、分散値、パワー」の組み合わせによって行なうことができ、血流情報のうち、どの情報を用いて粒子の色づけを行うかは、操作者によって設定される。また、粒子の色および輝度の調整は、「速度値、分散値、パワー」と「色づけ」とが対応付けられたルックアップテーブルを予め画像処理装置10に格納しておくことで行なわれる。

【0055】

第2に、血流画像生成部14cは、3次元粒子データにおいて、粒子の大きさを、血流の速度値、および/または、血流の速度値の分散値、および/または、血流のパワーに基づいて決定する。

【0056】

すなわち、血流画像生成部14cは、図7の(B)に示すように、血流情報(速度値、分散値、パワー)に応じて粒子の大きさを变化させる。例えば、血流画像生成部14cは、速度値の絶対値の小さい血流は表示する立方体の一辺の長さを小さくし、速度値の絶対値の大きい血流は表示する立方体の一辺の長さを大きくする。このように、血流情報を粒子の大きさで表現するので、明瞭な境界のない血流の空間分布を的確に表現することができる。

【0057】

10

20

30

40

50

なお、血流画像生成部 14 c は、粒子の大きさの調整を、「速度値、分散値、パワー」のいずれか一つ、または、「速度値、分散値、パワー」の組み合わせによって行なうことができ、血流情報のうち、どの情報を用いて粒子の大きさの調整を行うかは、操作者によって設定される。また、粒子の大きさの調整は、「速度値、分散値、パワー」と「粒子の大きさ」とが対応付けられたルックアップテーブルを予め画像処理装置 10 に格納しておくことで行なわれる。

【0058】

第 3 に、血流データ変換部 14 b は、3 次元粒子データにおいて、粒子の配置密度を、血流の速度値、および / または、血流の速度値の分散値、および / または、血流のパワーに基づいて決定する。

10

【0059】

すなわち、血流データ変換部 14 b は、図 7 の (C) に示すように、血流情報 (速度値、分散値、パワー) に応じて粒子の配置密度を変化させる。例えば、血流データ変換部 14 b は、速度値の絶対値の小さい血流は立方体の配置密度を小さくし、速度値の絶対値の大きい血流は立方体の配置密度を大きくする。そして、血流画像生成部 14 c は、血流データ変換部 14 b によって決定された配置密度にて粒子を離散した血流画像を生成する。このように、血流情報を粒子の配置密度で表現するので、明瞭な境界のない血流の空間分布を的確に表現することができる。また、分散値に応じて粒子の配置密度を変化させることで、乱流性血流のような境界のある空間分布もよりの確に表現することができる。

【0060】

20

なお、血流データ変換部 14 b は、粒子の配置密度の調整を、「速度値、分散値、パワー」のいずれか一つ、または、「速度値、分散値、パワー」の組み合わせによって行なうことができ、血流情報のうち、どの情報を用いて粒子の配置密度を変化させるかは、操作者によって設定される。また、粒子の配置密度の調整は、「速度値、分散値、パワー」と「粒子の配置密度」とが対応付けられたルックアップテーブルを予め画像処理装置 10 に格納しておくことで行なわれる。

【0061】

第 4 に、血流データ変換部 14 b は、3 次元粒子データにおける粒子の配置される位置を所定の時間間隔ごとに変更した 3 次元粒子位置変更データを順次生成する。そして、血流画像生成部 14 c は、順次生成された 3 次元粒子位置変更データから、血流画像を順次生成し、合成画像生成部 14 d は、組織画像と順次生成された血流画像とを合成して合成画像を順次生成する。なお、3 次元粒子位置変更データは、特許請求の範囲に記載の「3 次元粒子位置変更情報」に対応する。

30

【0062】

例えば、図 8 の (A) に示すように、血流データ変換部 14 b は、3 次元粒子データにおける粒子の配置される位置を所定の時間間隔 (例えば、0.5 秒間隔) ごとに変更し、血流画像生成部 14 c は、粒子の位置が変更された 3 次元粒子位置変更データごとに「血流画像 1、血流画像 2、血流画像 3」を順次生成し、合成画像生成部 14 d は、組織画像と順次生成された「血流画像 1、血流画像 2、血流画像 3」とを合成して「合成画像 1、合成画像 2、合成画像 3」を順次生成する。

40

【0063】

そして、表示制御部 16 は、「合成画像 1、合成画像 2、合成画像 3」を出力部 12 が備えるモニタにて順次表示するように制御する。これにより、定常的な血流 (すなわち、一定の速度値、分散値、パワーを持つ血流) であっても、時間的に立方体の表示位置を変動させることで血液が流れている様子を表現することができる。

【0064】

第 5 に、血流データ変換部 14 b は、3 次元粒子データにおける粒子の配置される位置を速度値、および / または、分散値に基づいて変更することにより 3 次元粒子位置変更データを順次生成する。そして、血流画像生成部 14 c は、順次生成された 3 次元粒子位置変更データから、血流画像を順次生成し、合成画像生成部 14 d は、組織画像と順次生成

50

された血流画像とを合成して合成画像を順次生成する。

【0065】

例えば、図8の(B)に示すように、血流データ変換部14bは、3次元粒子データにおける粒子の配置される位置を、速度値に基づいて変更し、血流画像生成部14cは、粒子の位置が変更された3次元粒子位置変更データごとに「血流画像A、血流画像B・・・」を順次生成し、合成画像生成部14dは、組織画像と順次生成された「血流画像A、血流画像B・・・」とを合成して「合成画像A、合成画像B・・・」を順次生成する。すなわち、「次の表示フレームにおける立方体の表示位置」を、「現在の表示フレームにおける立方体の表示位置」から速度値に基づいて変更する。

【0066】

具体的には、立方体の変更位置は、実際に測定された血流の3次元速度ベクトルに基づいて算出される。例えば、血流データ変換部14bは、測定された速度値に定数(例えば、「0.01」など)を掛けた値分、超音波の送信方向に移動させた位置を「次の表示フレームにおける立方体の表示位置」とする。また、これらの2点を直線あるいは矢印で結んで表現することで、血流の3次元速度ベクトルを表現することもできる。

【0067】

そして、表示制御部16は、「合成画像A、合成画像B・・・」を出力部12が備えるモニタにて順次表示するように制御する。このように、実測値を反映させた形式で立方体を移動させるので、血流の移動を正確に反映した合成画像を順次表示することができる。

【0068】

次に、図9を用いて、実施例1における画像処理装置10の処理について説明する。図9は、実施例1における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0069】

図9に示すように、実施例1における画像処理装置10は、表示対象領域設定要求とともに、画像表示要求を、入力部11を介して、操作者から受け付けると(ステップS901肯定)、組織画像生成部14aは、3次元データ記憶部13が記憶する3次元組織データを直交座標系に座標変換し(ステップS902)、座標変換された3次元組織データからボリュームレンダリングにより深度値を含む組織画像を生成する(ステップS903)。

【0070】

そして、血流データ変換部14bは、3次元データ記憶部13が記憶する3次元血流データにおける血流を粒子により離散化して3次元粒子データに変換し(ステップS904)、血流画像生成部14cは、血流データ変換部14bによって生成された3次元粒子データにおける粒子をポリゴン表現する(ステップS905)。

【0071】

続いて、血流画像生成部14cは、3次元粒子データを直交座標系に座標変換し(ステップS906)、座標変換された3次元粒子データから投影処理により深度値を含む血流画像を生成する(ステップS907)。

【0072】

そののち、合成画像生成部14dは、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各粒子の深度値とに基づいて、粒子と組織とを描出する順位を調整したうえで合成画像を生成する(ステップS908)。

【0073】

そして、表示制御部16は、合成画像を出力部12が備えるモニタにて順次表示するように制御し(ステップS909)、処理を終了する。こののち、画像処理装置10の操作者によって、合成画像を任意の方向に回転移動させた画像表示が行なわれる場合もある。

【0074】

なお、血流情報に基づく粒子の配置密度変更処理を実行する場合は、ステップS904において血流データ変換部14bにより実行される。また、血流情報に基づく粒子の大きさの変更処理を実行する場合は、ステップS905において血流画像生成部14cにより

10

20

30

40

50

実行される。また、血流情報に基づく粒子の色づけ変更処理を実行する場合は、ステップ S 9 0 7 において血流画像生成部 1 4 c により実行される。

【 0 0 7 5 】

また、図 8 にて説明した粒子の配置位置の変更処理は、ステップ S 9 0 4 ~ ステップ S 9 0 7 を繰り返して実行することで行なわれる。

【 0 0 7 6 】

また、本実施例では、組織画像の生成処理ののち血流画像の生成処理を行なう場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、血流画像の生成処理ののち組織画像の生成処理を行なう場合であってもよい。あるいは、組織画像の生成処理と血流画像の生成処理とを並行して実行する場合であってもよい。

【 0 0 7 7 】

上述してきたように、実施例 1 では、組織画像生成部 1 4 a は、3 次元データ記憶部 1 3 が記憶する 3 次元組織データからボリュームレンダリングにより深度値を含む組織画像を生成し、血流データ変換部 1 4 b は、3 次元データ記憶部 1 3 が記憶する 3 次元血流データにおける血流を粒子により離散化して 3 次元粒子データに変換し、血流画像生成部 1 4 c は、3 次元粒子データから深度値を含む血流画像を生成する。

【 0 0 7 8 】

そして、合成画像生成部 1 4 d は、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各粒子の深度値とに基づいて、粒子と組織とを描出する順位を調整したうえで合成画像を生成し、表示制御部 1 6 は、合成画像を出力部 1 2 が備えるモニタにて順次表示するように制御するので、血流を粒子として表現することにより、3 次元の血流分布を 3 次元の組織構造と重畳して表示しても、最前面の血流により、背面にある血流や組織構造が隠れてしまうことを回避することができ、上記した主たる特徴の通り、診断に適した形式で、血流を 3 次元的に表示することが可能になる。すなわち、医師などの操作者は、血流分布と組織構造とを両方観察することができ、診断を容易にすることが可能になる。

【 0 0 7 9 】

また、合成画像を静止した状態で観察するのみならず、合成画像を任意の方向に回転させることにより、さらに立体感のある血流分布を観察でき、医師などの操作者は、血流分布と組織構造とを両方観察することができ、診断をより容易にすることが可能になる。

【 実施例 2 】

【 0 0 8 0 】

上述した実施例 1 では、組織画像と血流画像とを生成したうえで合成画像を生成する場合について説明したが、実施例 2 では、合成画像を一度に生成する場合について、図 1 0 を用いて説明する。図 1 0 は、実施例 2 における画像処理装置の構成を説明するための図である。

【 0 0 8 1 】

図 1 0 に示すように、実施例 2 における画像処理装置 1 0 は、実施例 1 における画像処理装置と同様に、超音波診断装置 2 0 と接続され、入力部 1 1 と、出力部 1 2 と、3 次元データ記憶部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、合成画像記憶部 1 5 と、表示制御部 1 6 とを備える。しかし、実施例 2 における画像生成部 1 4 は、実施例 1 における画像生成部 1 4 と異なり、組織画像生成部 1 4 a および血流画像生成部 1 4 c の代わりに合成データ生成部 1 4 e を備える。以下、これを中心に説明する。

【 0 0 8 2 】

血流データ変換部 1 4 b は、実施例 1 と同様に、3 次元データ記憶部 1 3 が記憶する 3 次元血流データにおける血流を粒子により離散化して 3 次元粒子データに変換する。

【 0 0 8 3 】

合成データ生成部 1 4 e は、血流データ変換部 1 4 b によって生成された 3 次元粒子データと、3 次元データ記憶部 1 3 が記憶する 3 次元組織データとを合成した合成データを生成する。その際、合成データ生成部 1 4 e は、3 次元粒子情報と 3 次元組織構造情報とを識別するための識別情報を付与したうえで合成データを生成する。なお、合成データは

10

20

30

40

50

、特許請求の範囲に記載の「合成情報」に対応する。

【0084】

具体的には、合成データ生成部14eは、3次元組織データの入力階調は「0～200」に制限し、3次元粒子データの入力階調は「255」の階調に制限したうえで、合成データを生成する。すなわち、入力階調の値を参照することで、3次元組織データを由来とするデータであるのか、3次元粒子データを由来とするデータであるのかを識別することができる。なお、合成データ生成部14eは、3次元粒子データから「3次元空間にて離散して配置される粒子の情報」以外の情報を間引いたデータを生成したうえで、合成データを生成する。

【0085】

合成画像生成部14dは、合成データ生成部14eによって生成された合成データに基づいて合成画像を生成する。すなわち、合成画像生成部14dは、血流を表す粒子の3次元情報が組織構造の3次元情報に埋め込まれた合成データを、直交座標系に座標変換したうえで、一度にボリュームレンダリングすることにより、「組織構造および血流」の情報を合成した合成画像を生成する。以下、合成画像の生成処理について説明する。

【0086】

一般的に、ボリュームレンダリングでは、「i番目の断面」をレンダリングした後のフレームバッファへの書き込み内容「 P_i 」は、「 $P_i = [1 - f(I_i)]P_{i-1} + g(I_i)$ 」と表される。ここで、関数「 f 」は不透明度関数であり、関数「 g 」は伝達関数である。

【0087】

そこで、合成画像生成部14dは、ボリュームレンダリングに用いられる不透明度関数および伝達関数において、血流を表す粒子に対して特別な値を与えることで、合成画像を生成する。

【0088】

例えば、合成画像生成部14dは、合成データにおいて、入力値「 I_i 」が220以上の場合は、血流を表す粒子であるとして、不透明度関数「 $f(I_i)$ 」の値を「1」とし、さらに、伝達関数「 $g(I_i) = (255, 0, 0)$ 」となるように設定する。なお、伝達関数の括弧内の3つの値は、RGBカラーモードで色づけする際の「R (Red)」、「G (Green)」、「B (Blue)」それぞれの値を示す。すなわち、「 $g(I_i) = (255, 0, 0)$ 」は、粒子の色を赤にて表現することを示している。なお、伝達関数の括弧内の3つの値を変更することで、血流情報に基づいた粒子の色や輝度の変更処理が可能となる。

【0089】

また、合成画像生成部14dは、合成データにおいて、入力値「 I_i 」が220未満の場合は、組織構造を表すデータであるとして、組織構造に最適な不透明度関数「 $f(I_i)$ 」を入力値に応じて設定し、さらに、組織構造をグレースケール表現するために、伝達関数の括弧内の3つの値を同じ値に設定する。これにより、合成画像生成部14dは、実施例1と同様に、組織構造と血流とを3次元表現する合成画像を1回のボリュームレンダリングで生成する(図6参照)。

【0090】

なお、3次元組織データを由来とするデータであるのか、3次元粒子データを由来とするデータであるのかを判定するための閾値を「200」ではなく「220」に設定しているのは、血流を離散化した粒子として表現するための補間処理を行なうためである。

【0091】

次に、図11を用いて、実施例2における画像処理装置10の処理について説明する。図11は、実施例2における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0092】

図11に示すように、実施例2における画像処理装置10は、実施例1と同様に、表示対象領域設定要求とともに、画像表示要求を、入力部11を介して、操作者から受け付けると(ステップS1101肯定)、血流データ変換部14bは、3次元データ記憶部13

10

20

30

40

50

が記憶する３次元血流データにおける血流を粒子により離散化して３次元粒子データに変換する（ステップＳ１１０２）。

【００９３】

そして、合成データ生成部１４ｅは、血流データ変換部１４ｂによって生成された３次元粒子データと、３次元データ記憶部１３が記憶する３次元組織データとを合成した合成データを、入力階調を制限したうえで、生成する（ステップＳ１１０３）。

【００９４】

続いて、合成画像生成部１４ｄは、合成データ生成部１４ｅによって生成された合成データを直交座標系に座標変換し（ステップＳ１１０４）、ボリュームレンダリングにより合成画像を生成する（ステップＳ１１０５）。

10

【００９５】

そして、表示制御部１６は、合成画像を出力部１２が備えるモニタにて順次表示するように制御し（ステップＳ１１０６）、処理を終了する。

【００９６】

上述してきたように、実施例２では、合成画像を一回のボリュームレンダリングにより生成できるので、合成画像の表示処理を迅速に行なうことが可能になる。

【００９７】

なお、上述した実施例１では、３次元組織構造データをボリュームレンダリングによって３次元画像を生成して表示する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、３次元組織構造データにおける所定の断面に対応する断面組織画像を生成して表示する場合であってもよい。

20

【００９８】

心臓や胎児以外の部位の組織構造（例えば、肝臓の腫瘍部位など）は、ボリュームレンダリングによって、３次元構造を的確に表現できない場合がある。このような場合、組織構造を表現する画像としては、ＭＰＲ（Multi Planar Reformat）画像を用いるほうが適している。

【００９９】

そこで、組織画像生成部１４ａは、３次元組織構造データから、入力部１１を介して画像処理装置１０の操作者から受け付けた断面に対応するＭＰＲ画像を生成し、合成画像生成部１４ｃは、組織画像生成部１４ａによって生成されたＭＰＲ画像と、血流画像生成部１４ｃによって生成された血流画像とを、被検体内の位置を合わせたうえで合成した合成画像を生成する。そして、表示制御部１６は、生成された合成画像を、出力部１２が備えるモニタにて表示するように制御する。

30

【０１００】

このように、ＭＰＲ画像と血流画像とを合成した合成画像を生成して表示することで、ボリュームレンダリングによって３次元構造を的確に表現できない組織部位を血流とともに表示する場合においても、診断に適した形式で、血流を３次的に表示することが可能になる。

【０１０１】

なお、上記したようにＭＰＲ画像を用いる場合も、実施例１と同様に、ＭＰＲ画像と血流画像との深度値を用いて、組織構造と粒子で表現された血流との深さ方向の重なりを判定し、手前にある組織構造または粒子を優先させて描出するように調整したうえで、合成画像を生成する。あるいは、血流画像の透明度を上げた合成画像を生成してもよい。

40

【実施例３】

【０１０２】

実施例３では、３次元血流データから３次元粒子データを、上述した実施例１および２とは異なる方法により生成する場合について、図１２および図１３を用いて説明する。図１２は、実施例３における３次元粒子データの生成法について説明するための図であり、図１３は、実施例３における合成画像生成部を説明するための図である。

【０１０３】

50

なお、以下に説明する実施例 3 の画像処理装置 10 における 3 次元粒子データの生成法は、図 2 を用いて説明した実施例 1 における画像処理装置 10 の血流データ変換部 14 b および図 10 を用いて説明した実施例 2 における画像処理装置 10 の血流データ変換部 14 b のいずれにおいても、適用可能である。

【0104】

上述した実施例 1 および 2 では、3 次元血流データにて血流が存在する範囲に粒子を離散して配置することにより 3 次元粒子データを生成した。しかし、実施例 3 では、3 次元血流データにて血流が存在する範囲を所定の間隔で除去することにより 3 次元粒子データを生成する。

【0105】

具体的には、実施例 3 における血流データ変換部 14 b は、図 12 に示すように、3 次元血流データ（奥行きを有する血流の 3 次元情報）を、空間的および時間的に変化する乱数により、合成画像の各画素にて表示するか否か（表示 / 非表示）を決定する。

【0106】

空間的および時間的に変化する乱数を用いて表示 / 非表示を決定することで、実施例 3 における血流データ変換部 14 b は、実施例 1 および 2 で説明した 3 次元粒子データと同様に、3 次元血流データが離散した粒子にて変換された 3 次元粒子データを生成する。また、空間的のみならず、時間的にも変化する乱数を用いることにより、実施例 3 における血流データ変換部 14 b は、粒子が時系列に沿って移動する 3 次元粒子データを生成する。

【0107】

ここで、表示すると決定された画素に配置される粒子の形状は、図 12 に示すように、立方体の形状であってもよいが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、球体など、任意の形状が操作者により設定可能である。

【0108】

また、実施例 3 における血流データ変換部 14 b は、実施例 1 または 2 にて説明した場合と同様に、3 次元粒子データにおける粒子の色、粒子の配置密度、粒子の大きさなどを、血流の速度値、血流の速度値の分散値、血流のパワーに応じて変化するように、3 次元粒子データを生成してもよい。

【0109】

そして、血流データ変換部 14 b によって生成された 3 次元粒子データは、実施例 1 または実施例 2 において説明した処理により、組織画像との合成画像として生成される。すなわち、実施例 1 に本実施例を適用した場合、血流画像生成部 14 c は、血流データ変換部 14 b によって生成された 3 次元粒子データから深度値を含む血流画像を生成し、合成画像生成部 14 d は、組織画像に含まれる各画素の深度値と、血流画像に含まれる各画素の深度値とに基づいて、粒子と組織とを描出する順位を調整したうえで、合成画像を生成する。

【0110】

あるいは、実施例 2 に本実施例を適用した場合、合成データ生成部 14 e は、血流データ変換部 14 b によって生成された 3 次元粒子データと、3 次元組織データとを合成した合成データを生成し、合成画像生成部 14 d は、合成データを一回のボリュームレンダリング処理により合成画像を生成する。

【0111】

ここで、実施例 3 における合成画像生成部 14 d は、例えば、1 / 4 秒ごとに変化する乱数により 1 秒間に 3 次元粒子データが 4 回生成される場合に、図 13 に示すように、最初の 1 回（ $t = 0$ ）では 3 次元血流データから合成画像を生成し、他の 3 回（ $t = 1 / 4$ 、 $2 / 4$ 、 $3 / 4$ ）では 3 次元粒子データから合成画像を生成する。これにより、出力部 12 のモニタにおいては、最初に血流の全体像が表示され、そののち血流により隠れていた後ろの組織像が観察可能な合成画像が表示される。なお、図 12 および図 13 においては、腎臓における組織の MPR 像と血流画像との合成画像を示している。

10

20

30

40

50

【0112】

上述してきたように実施例3では、乱数により3次元血流データの一部を除去するだけで3次元粒子データを生成するので、血流分布と組織構造とを両方観察することができる合成画像を簡易に生成することが可能になる。

【0113】

また、実施例3では、乱数を空間的および時間的に変化させることにより、例えば、1回超音波をスキャンすることで生成された静止画像のデータであっても、血液が流動している状態を表現できる合成画像を生成することが可能となる。また、実施例3では、例えば、3次元的に手前にある血流ほど表示される粒子の密度が大きくような乱数を発生させるように制御することで、合成画像における血流の立体感を向上させることが可能となる。

10

【0114】

また、実施例3では、3次元組織データとの合成対象を、一定の間隔にて3次元血流データとするので、画像診断を行なう医師は、残像として血流の全体像が記憶に残っている間に、血流分布と組織構造とを一度に観察することができる合成画像を参照することができ、正確な診断を行なうことが可能になる。

【0115】

なお、上記した実施例1～3では、画像処理装置10が、超音波診断装置20と分離されて設置される場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、超音波診断装置20が、画像処理装置10の機能を備える場合であってもよい。

20

【0116】

また、上記した実施例1～3では、画像処理装置10が、超音波診断装置20から3次元組織データおよび3次元血流データを取得して処理する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、超音波診断装置20などの医用画像診断装置が生成したデータを格納する医用画像データベースから3次元組織データおよび3次元血流データを取得して処理する場合であってもよい。

【0117】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

30

【産業上の利用可能性】

【0118】

以上のように、本発明に係る画像処理装置、画像処理方法および画像処理プログラムは、被検体内に対して送信した超音波の反射波に基づいて取得された当該被検体内にある組織の3次元組織構造データおよび当該被検体内を移動する血流の3次元血流データを用いて生成した画像を表示する場合に有用であり、特に、診断に適した形式で、血流を3次元的に表示することに適する。

40

【符号の説明】

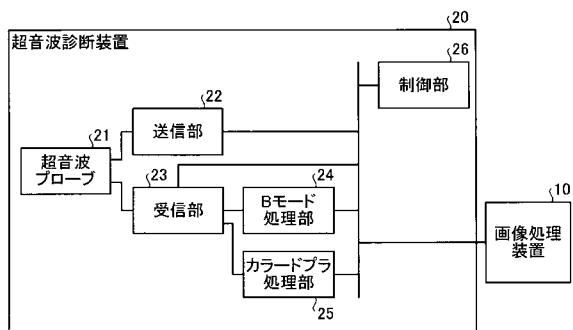
【0119】

- 10 画像処理装置
- 11 入力部
- 12 出力部
- 13 3次元データ記憶部
- 14 画像生成部
- 14a 組織画像生成部
- 14b 血流データ変換部

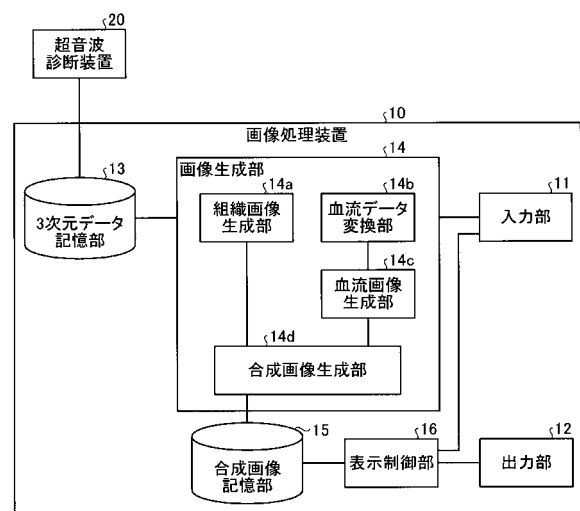
50

- 1 4 c 血流画像生成部
- 1 4 d 合成画像生成部
- 1 5 合成画像記憶部
- 1 6 表示制御部
- 2 0 超音波診断装置
- 2 1 超音波プローブ
- 2 2 送信部
- 2 3 受信部
- 2 4 Bモード処理部
- 2 5 カラー Doppler 処理部
- 2 6 制御部

【図 1】

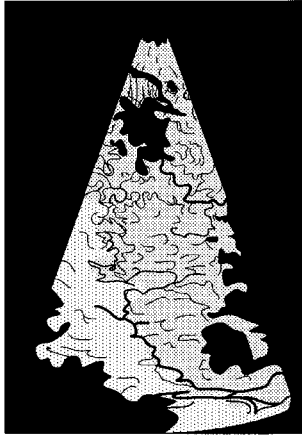


【図 2】

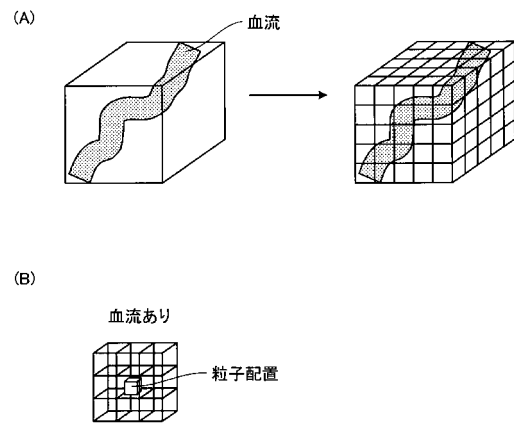


【 図 3 】

深度値を格納した組織画像

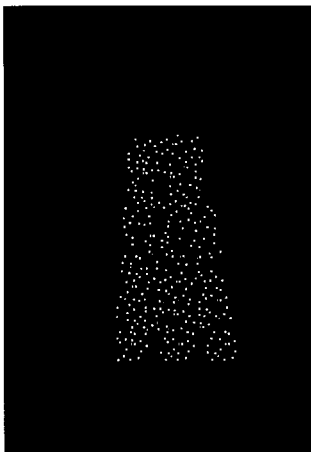


【 図 4 】

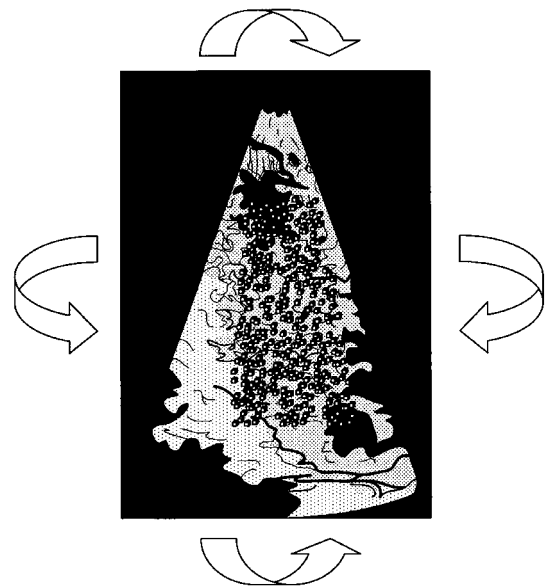


【 図 5 】

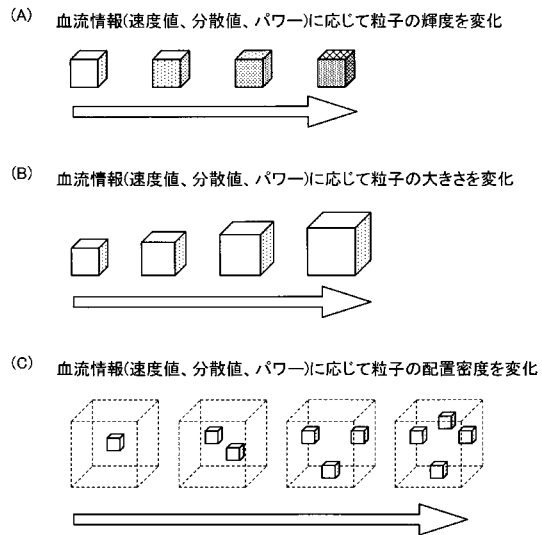
深度値を格納した血流画像



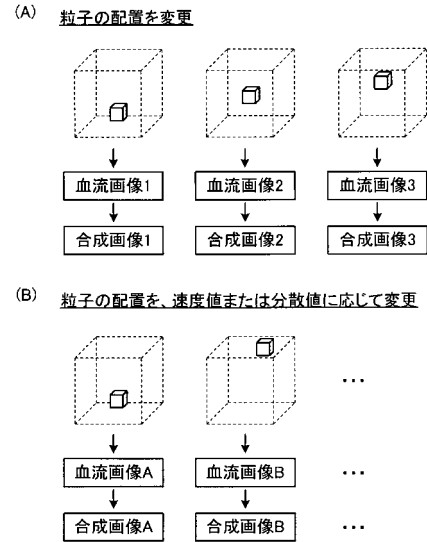
【 図 6 】



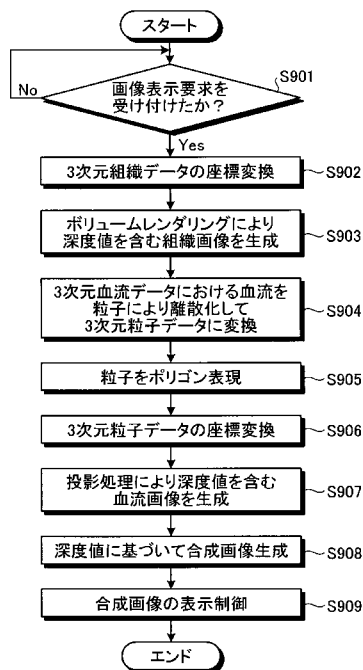
【図 7】



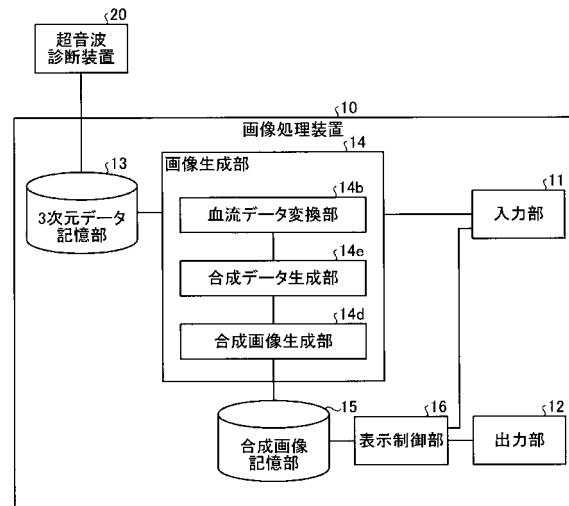
【図 8】



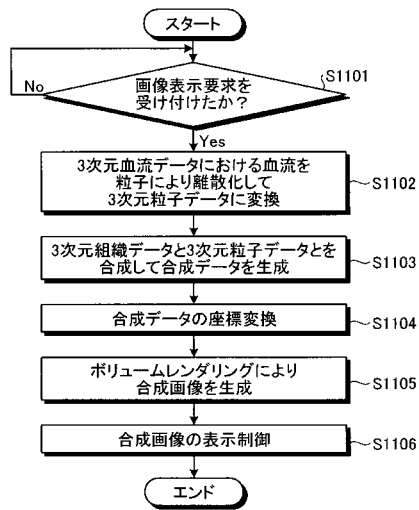
【図 9】



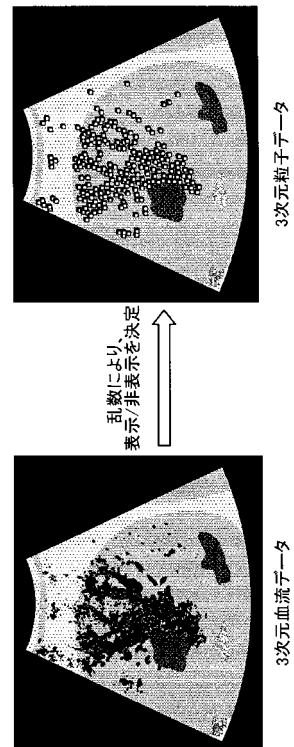
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】

