

(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2007-275457**(P2007-275457A)**

(43) 公開日 平成19年10月25日 (2007. 10. 25)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-108613 (P2006-108613)
(22) 出願日 平成18年4月11日 (2006. 4. 11)(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
(71) 出願人 594164542
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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 田村 和宏
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE06 JC09 KK24 KK31

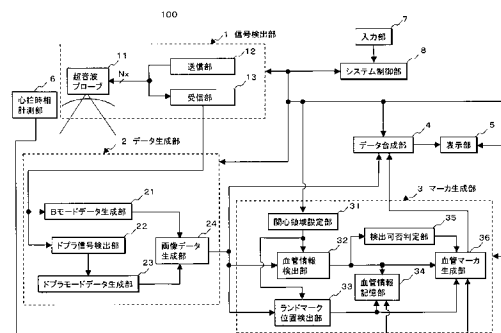
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血管マーカ表示方法

(57) 【要約】

【課題】 画像データの画質変動に影響されることなく常に安定した血管マーカの生成と表示を行なう。

【解決手段】 超音波造影剤が投与された当該被検体の関心血管領域に対して超音波を送受信し、得られた受信信号に基づいて画像データを収集する。更に、この画像データから検出した血管中心軸や血管壁等の位置情報(血管情報)を記憶回路に保存すると共に、この血管情報に基づいて血管マーカを生成し前記画像データに重畳して表示する。そして、投与された超音波造影剤の前記関心血管からの流出等により、リアルタイム収集中の画像データにおける血管情報の検出が困難となった場合、保存されている血管情報を用いて血管マーカを生成し収集中の前記画像データに重畳して表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受信する超音波振動素子を有した超音波プローブと、
前記超音波振動素子を駆動し前記被検体に対して超音波を送信する送信手段と、
前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、
超音波送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を走査する走査制御手段と、
前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて時系列的な画像データを生成する
画像データ生成手段と、
前記画像データの関心血管における血管情報を検出する血管情報検出手段と、
検出された前記血管情報を保存する血管情報記憶手段と、
前記血管情報に基づいて前記関心血管に対する血管マーカを生成する血管マーカ生成手段
と、
前記血管マーカを前記画像データに対応させて表示する表示手段を備え、
前記血管情報検出手段による前記血管情報の検出ができない場合、前記血管マーカ生成手
段は、前記血管情報記憶手段に予め保存されている血管情報を用いて前記血管マーカを生
成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記血管情報検出手段による前記血管情報の検出可否を判定する検出可否判定手段を備
え、前記血管マーカ生成手段は、前記検出可否判定手段の判定結果に基づき前記血管情報
検出手段が略リアルタイムで検出した前記血管情報あるいは前記血管情報記憶手段に保存
されている前記血管情報の何れかを選択して前記血管マーカを生成することを特徴とする
請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記検出可否判定手段は、前記血管情報検出手段が検出した前記血管情報の再現性ある
いは安定性に基づいて検出可否の判定を行なうことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診
断装置。

【請求項 4】

関心領域設定手段を備え、前記血管情報検出手段は、前記画像データに対し前記関心領
域設定手段が設定した関心血管領域における前記血管情報を検出することを特徴とする請
求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記血管情報検出手段は、前記関心血管における血管壁あるいは血管中心軸の少なくと
も何れかの位置情報を前記血管情報として検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音
波診断装置。

【請求項 6】

データ合成手段を備え、前記データ合成手段は、前記画像データ生成手段が生成した前
記画像データに前記血管マーカを重畳あるいは並列配置して表示データを生成し、前記表
示手段において表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

関心領域設定手段とランドマーク位置検出手段を備え、前記血管情報記憶手段は、前記
関心領域設定手段が設定した関心組織領域におけるランドマークの位置情報を前記血管情
報に付加して保存し、前記血管マーカ生成手段は、前記ランドマーク位置検出手段が略リ
アルタイムで検出した前記ランドマークの位置情報と前記血管情報記憶手段に保存され
た前記血管情報に付加されている前記ランドマークの位置情報の比較結果に基づいて前記血
管情報を位置補正し前記血管マーカを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診
断装置。

40

【請求項 8】

前記血管マーカ生成手段は、前記ランドマーク位置検出手段が略リアルタイムで検出し
た前記ランドマークの位置情報と前記血管情報記憶手段に保存された前記血管情報に付加
されている前記ランドマークの位置情報との間に著しい差異がある場合には、前記血管マ

50

ーカの生成を停止することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記被検体の心拍時相を計測する心拍時相計測手段を備え、前記血管情報記憶手段は、前記心拍時相計測手段が計測した心拍時相の情報を前記血管情報に付加して保存し、前記血管マーカ生成手段は、前記心拍時相計測手段が略リアルタイムで検出した前記被検体の心拍時相に対応する心拍時相情報が付加されている前記血管情報を前記血管情報記憶手段から読み出して前記血管マーカを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

プローブ位置検出手段を備え、前記血管情報記憶手段は、前記プローブ位置検出手段が検出した前記超音波プローブの位置情報を前記血管情報に付加して保存し、前記血管マーカ生成手段は、前記プローブ位置検出手段が略リアルタイムで検出した前記超音波プローブの位置情報と前記血管情報記憶手段に保存された前記血管情報に付加されている超音波プローブの位置情報との比較結果に基づいて前記血管情報を位置補正し前記血管マーカを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 10

【請求項 11】

前記血管マーカ生成手段は、前記プローブ位置検出手段が略リアルタイムで検出する前記超音波プローブ位置情報と前記血管情報記憶手段に保存された前記血管情報に付加されている前記超音波プローブの位置情報との間に著しい差異がある場合には、前記血管マーカの生成を停止することを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 12】

画像データ生成手段が、被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、
血管情報検出手段が、前記画像データの関心血管における血管情報を検出して血管情報記憶手段に保存するステップと、
検出可否判定手段が、前記血管情報検出手段による血管情報の検出可否を判定するステップと、
血管マーカ生成手段が、前記検出可否の判定結果に基づき前記血管情報検出手段が検出した前記血管情報あるいは血管情報記憶手段に予め保存されている血管情報の何れかを選択して前記関心血管に対する血管マーカを生成するステップと、
表示手段が、前記血管マーカを前記画像データに対応させて表示するステップを有することを特徴とする血管マーカ表示方法。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び血管マーカ表示方法に係り、特に、関心血管の画像データに血管マーカを対応させて表示することが可能な超音波診断装置及び血管マーカ表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、M I T (Minimally Invasive Treatment) と呼ばれる最小侵襲治療が注目を浴びている。虚血性の脳疾患患者や心疾患患者に対する M I T の代表的なものとして画像観察下にてカテーテル等の血管内デバイスを用いた所謂インターベンション治療が挙げられ、例えば、X 線診断装置や超音波診断装置等の画像診断装置によって得られた画像データのリアルタイム観察下にて上述の血管内デバイスの挿入操作を行なうことにより、安全かつ正確な血管内検査あるいは血管内治療を効率よく行なうことが可能となっている。

【0003】

M I T に使用される超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で 2 次元画像データのリアルタイム観察を可能にし、更に、近年では、超音波振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動する方法、あるいは超音波振動素 40 50

子が２次元配列された所謂２次元アレイ超音波プローブを用いる方法によりＢモード３次元画像データやドプラモード３次元画像データを短時間で生成する方法も開発されている。

【０００４】

そして、上述の超音波プローブを用いて得られた３次元画像データに基づいて血管の輪郭データを生成する方法が提案され（例えば、特許文献１参照。）、この輪郭データが重畳された血管の３次元画像データをリアルタイム観察しながら血管内デバイスの挿入操作を行なうことにより、複雑な分岐構造を呈した血管内部の所望方向あるいは所望位置に血管内デバイスの先端部を容易かつ正確に進向あるいは配置することが可能となる。

【特許文献１】特開２００４－２８３３７３号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

診断あるいは治療の対象血管（以下では関心血管と呼ぶ。）に対する画像データを高感度で得るために、画像データの生成に先立って前記関心血管の内部に超音波造影剤を投与する方法がとられている。そして、超音波造影剤が投与された関心血管に対して上述の特許文献１に記載された方法を適用することにより血管の輪郭データを安定して収集することが可能となり、この輪郭データが重畳表示された血管の画像データを観察することにより血管の位置や形状を正確に把握することができる。

【０００６】

20

しかしながら、注入された超音波造影剤の大部分が上述の関心血管から流出（washout）した場合や超音波プローブと関心血管との間に超音波を透過し難い組織等が介在した場合、更には、血管の走行に対する超音波の入射角度が適当でない場合等においては血管や血流に対する画像データを感度よく得ることが困難となり、この画像データに基づく血管輪郭データの生成も不可能になるという問題点を有していた。

【０００７】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、当該被検体の関心血管に対する血管情報のリアルタイム検出が困難な場合においても、予め収集された前記関心血管の血管情報を用いることにより血管の位置や形状を示す血管マーカを安定して表示することが可能な超音波診断装置及び血管マーカ表示方法を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記課題を解決するために、請求項１に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波振動素子を有した超音波プローブと、前記超音波振動素子を駆動し前記被検体に対して超音波を送信する送信手段と、前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、超音波送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を走査する走査制御手段と、前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて時系列的な画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データの関心血管における血管情報を検出する血管情報検出手段と、検出された前記血管情報を保存する血管情報記憶手段と、前記血管情報に基づいて前記関心血管に対する血管マーカを生成する血管マーカ生成手段と、前記血管マーカを前記画像データに対応させて表示する表示手段を備え、前記血管情報検出手段による前記血管情報の検出ができない場合、前記血管マーカ生成手段は、前記血管情報記憶手段に予め保存されている血管情報を用いて前記血管マーカを生成することを特徴としている。

40

【０００９】

一方、請求項１２に係る本発明の血管マーカ表示方法は、画像データ生成手段が、被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、血管情報検出手段が、前記画像データの関心血管における血管情報を検出して血管情報記憶手段に保存するステップと、検出可否判定手段が、前記血管情報検出手段による血管情報の検出可否を判定するステップと、血管マーカ生成手段が、前記検出可否の

50

判定結果に基づき前記血管情報検出手段が検出した前記血管情報あるいは血管情報記憶手段に予め保存されている血管情報の何れかを選択して前記関心血管に対する血管マーカを生成するステップと、表示手段が、前記血管マーカを前記画像データに対応させて表示するステップを有することを特徴としている。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、当該被検体の関心血管に対する血管情報のリアルタイム収集が困難な場合においても、予め収集された前記関心血管の血管情報を用いることにより血管の位置や形状を示す血管マーカを安定して表示することが可能となる。このため、関心血管あるいはその近傍組織に対して精度の高い診断あるいは治療を効率よく行なうことができ、更に、治療に対する安全性が向上する。 10

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0012】

以下に述べる本発明の実施例では、超音波造影剤が投与された当該被検体の関心血管とその周辺臓器（以下では、これらを纏めて関心血管領域と呼ぶ。）に対し超音波を送受信し、得られた受信信号に基づいて画像データを収集する。更に、この画像データから検出した血管中心軸や血管壁等の位置情報（以下では、血管情報と呼ぶ。）を記憶回路に保存すると共に、この血管情報に基づいて血管マーカを生成し前記画像データに重畳して表示する。 20

【0013】

そして、投与された超音波造影剤の前記関心血管からの流出等により、リアルタイム収集中の画像データにおける血管情報の検出が困難となった場合、保存されている血管情報を用いて血管マーカを生成し前記画像データに重畳して表示する。

【0014】

特に、心臓の冠状動脈や大動脈のように拍動する血管に対して血管マーカを生成する場合、前記血管情報の検出と当該被検体に対する心拍時相の計測を所定期間繰り返し、時系列的に得られた血管情報の各々に心拍時相の情報を付加して記憶回路に保存する。そして、リアルタイム収集中の画像データにおける血管情報の検出が上述の理由によって困難となった場合、保存されている複数の血管情報の中から当該被検体の心拍時相と同一あるいは最も近接した心拍時相の情報が付加されている血管情報を前記記憶回路から読み出し、この血管情報に基づいて生成した血管マーカを前記心拍時相において収集された画像データに重畳して表示する。 30

【0015】

尚、以下に述べる実施例では、超音波造影剤が投与された関心血管領域において時系列的に収集された3次元画像データに3次元の血管マーカを重畳表示する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、3次元画像データに2次元の血管マーカを重畳表示してもよく、2次元画像データに2次元あるいは3次元の血管マーカを重畳表示しても構わない。又、超音波造影剤が投与されていない関心血管領域において時系列的に収集された2次元画像データあるいは3次元画像データに対し上述の血管マーカを重畳表示してもよい。 40

【0016】

又、以下では、3次元のBモード画像データ（Bモード3次元画像データ）と3次元のドプラモード画像データ（ドプラモード3次元画像データ）を合成し、更に、3次元の血管マーカを重畳して表示する場合について述べるが、Bモードあるいはドプラモードの何れか一方のモードにおける3次元画像データあるいは2次元画像データに3次元あるいは2次元の血管マーカを重畳表示してもよく、TDI（組織ドプラインメージング）モード等の他のモードの3次元画像データや2次元画像データに3次元あるいは2次元の血管マー 50

力を重畳表示しても構わない。

【0017】

一方、以下の実施例では、心電波形に基づいて当該被検体の心拍時相を計測する場合について述べるが、心音波形や脳波形等の他の生体信号に基づいて心拍時相を計測してもよい。

【0018】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図5を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2及び図3は、この超音波診断装置が備える信号検出部及びデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

10

【0019】

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、超音波造影剤を投与した当該被検体から画像データや血管マーカの生成に必要な画像信号を検出する信号検出部1と、この画像信号を処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成するデータ生成部2と、これらの3次元画像データを用いて3次元血管マーカを生成するマーカ生成部3と、Bモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データに3次元血管マーカを重畳して表示データを生成するデータ合成部4を備え、更に、前記表示データを表示する表示部5と、当該被検体の心拍時相を計測する心拍時相計測部6と、被検体情報の入力や関心領域の設定等を行なう入力部7と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部8を備えている。

20

【0020】

信号検出部1は、微小な $N \times$ 個の超音波振動素子が2次元配列され当該被検体に対して超音波パルス(送信超音波)を送信すると共にこの被検体から得られた超音波反射波(受信超音波)を画像信号(受信信号)に変換する超音波プローブ11と、前記被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための N_t チャンネルの駆動信号を前記超音波振動素子に供給する送信部12と、前記超音波振動素子から得られた N_r チャンネルの受信信号を整相加算する受信部13を備えている。

【0021】

超音波プローブ11は、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等に対応して構成され、操作者は診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、 $N \times$ 個の超音波振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ11を用いた場合について述べる。尚、説明を簡単にするために、送信部12における駆動信号チャンネル数 N_t 及び受信部13における受信信号チャンネル数 N_r は何れも超音波振動素子数 $N \times$ と等しい場合について述べるが、これに限定されない。

30

【0022】

即ち、図2に示した信号検出部1の超音波プローブ11は、2次元配列された図示しない $N \times$ 個の超音波振動素子をその先端部に有し、この先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、前記超音波振動素子の各々は、図示しない $N \times$ チャンネルの多芯ケーブルを介して送信部12及び受信部13に接続されている。

【0023】

送信部12は、レートパルス発生器121と、送信遅延回路122と、駆動回路123を備えている。レートパルス発生器121は図示しない基準信号発生器と分周器を有し、前記基準信号発生器が出力した基準信号を分周して送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルス生成する。又、前記基準信号を分周して超音波反射波の中心周波数とほぼ等しい周波数を有した矩形波を生成する。

40

【0024】

送信遅延回路122は、 $N \times$ チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、所定の方向に送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器121から供給されたレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路123に供給する。そして、 $N \times$ チャンネルの駆動回路123は、送信遅延回

50

路 1 2 2 から供給されたレートパルスに同期して駆動信号を生成し、超音波プローブ 1 1 の先端部に内蔵された $N \times$ 個の超音波振動素子を駆動して被検体内に送信超音波を放射する。

【0025】

一方、受信部 1 3 は、 $N \times$ チャンネルから構成された A / D 変換器 1 3 1 及び受信遅延回路 1 3 2 と加算器 1 3 3 を備え、超音波振動素子から供給された $N \times$ チャンネルの受信信号は、A / D 変換器 1 3 1 にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路 1 3 2 に送られる。

【0026】

受信遅延回路 1 3 2 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換器 1 3 1 から出力された $N \times$ チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 1 3 3 は、受信遅延回路 1 3 2 から出力された受信信号を加算合成する。即ち、被検体内の所定方向から得られた受信信号は受信遅延回路 1 3 2 と加算器 1 3 3 によって整相加算される。

【0027】

次に、図 3 に示すデータ生成部 2 は、上述の受信部 1 3 から供給された受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 2 1 と、前記受信信号を直交検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部 2 2 と、検出されたドプラ信号に基づいてドプラモードデータを生成するドプラモードデータ生成部 2 3 と、当該被検体に対する 3 次元超音波走査によって得られた上述の B モードデータ及びドプラモードデータを順次保存して B モードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータをレンダリング処理して B モード 3 次元画像データ及びドプラモード 3 次元画像データを生成する画像データ生成部 2 4 を備えている。

【0028】

B モードデータ生成部 2 1 は、包絡線検波器 2 1 1 と対数変換器 2 1 2 を備え、包絡線検波器 2 1 1 は、受信部 1 3 の加算器 1 3 3 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は、対数変換器 2 1 2 においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器 2 1 1 と対数変換器 2 1 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0029】

一方、ドプラ信号検出部 2 2 は、 $\pi / 2$ 移相器 2 2 1、ミキサ 2 2 2 - 1 及び 2 2 2 - 2、LPF (低域通過フィルタ) 2 2 3 - 1 及び 2 2 3 - 2 を備え、受信部 1 3 の加算器 1 3 3 から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出する。

【0030】

即ち、受信部 1 3 から供給された受信信号は、ミキサ 2 2 2 - 1 及び 2 2 2 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、図 2 に示した送信部 1 2 のレートパルス発生器 1 2 1 から供給された前記矩形波は、ミキサ 2 2 2 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に $\pi / 2$ 移相器 2 2 1 において位相が 90 度シフトされてミキサ 2 2 2 - 2 の第 2 の入力端子に供給される。そして、ミキサ 2 2 2 - 1 及び 2 2 2 - 2 の出力は、LPF 2 2 3 - 1 及び 2 2 3 - 2 に供給されて受信部 1 3 の出力信号周波数と前記矩形波の基本周波数の差の成分が検出される。

【0031】

次に、ドプラモードデータ生成部 2 3 は、ドプラ信号記憶部 2 3 1、MTI フィルタ 2 3 2 及び自己相関演算器 2 3 3 を備え、ドプラ信号検出部 2 2 によって検出されたドプラ信号はドプラ信号記憶回路 2 3 1 に一旦保存される。次いで、MTI フィルタ 2 3 2 は、ドプラ信号記憶回路 2 3 1 に保存されたドプラ信号に対してフィルタリング処理を行ない血管内の血流に起因した成分 (血流ドプラ成分) を抽出する。

【0032】

自己相関演算器 2 3 3 は、MTI フィルタ 2 3 2 によって抽出された血流ドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいてドプラモードデータを生成する。この場合、自己相関演算器 2 3 3 は、自己相関処理によって算出した血流ドプラ成

10

20

30

40

50

分のパワー値に基づいてドプラモードデータを生成することにより血流情報を高感度で検出することができるが、血流ドプラ成分の平均速度や分散値等を用いてドプラモードデータを生成しても構わない。

【0033】

一方、画像データ生成部24は、図示しないボリュームデータ生成部と、不透明度・色調設定部と、レンダリング処理部を備えている。そして、前記ボリュームデータ生成部は、Bモードデータ記憶領域とドプラモードデータ記憶領域を有し、Bモードデータ生成部21において生成されたBモードデータ及びドプラモードデータ生成部23において生成されたドプラモードデータを3次元超音波走査の走査方向に対応させて上述の各記憶領域に順次保存することによりBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成する。

10

【0034】

又、前記不透明度・色調設定部は、前記ボリュームデータ生成部において生成されたBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを読み出し、これらのボリュームデータの画素値（ボクセル値）に基づいて不透明度や色調を画素単位で設定する。

【0035】

そして、前記レンダリング処理部は、前記不透明度・色調設定部が設定した不透明度や色調の情報に基づいて上述のBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する。

20

【0036】

図1に戻って、マーカ生成部3は、関心領域設定部31と、血管情報検出部32と、ランドマーク位置検出部33と、血管情報記憶部34と、検出可否判定部35と、血管マーカ生成部36を備えている。

【0037】

関心領域設定部31は、システム制御部8を介して入力部7から供給される関心領域の選択信号に基づいて関心血管領域と関心組織領域の設定を行なう。この場合、操作者は、データ生成部2の画像データ生成部24において生成されたデータ合成部4を介して表示部5に表示されたBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データに対し、診断/治療の対象となる関心血管領域と好適な関心組織領域を後述の入力部7に備えられた入力デバイスを用いて選択する。そして、関心領域設定部31は、この選択信号に従い上述の3次元画像データに対して関心血管領域及び関心組織領域を設定する。

30

【0038】

尚、上述の関心組織領域とは、Bモード3次元画像データあるいはドプラモード3次元画像データにおいて超音波造影剤の有無に依存することなく常にその存在位置が明示される組織や臓器の領域を意味し、例えば、心臓壁や横隔膜等が好適である。

【0039】

次に、血管情報検出部32は、図示しない演算回路を備え、関心領域設定部31によって設定された関心血管領域におけるBモード3次元画像データあるいはドプラモード3次元画像データの少なくとも何れか（以下では、3次元画像データと呼ぶ。）を抽出する。そして、得られた3次元画像データに対し、例えば、特許文献1に記載された画像処理法を適用して血管壁あるいは血管中心軸の位置情報を検出する。具体的には、血管壁面上あるいは血管中心軸上の座標を検出する。

40

【0040】

一方、ランドマーク位置検出部33は、図示しない演算回路を備え、関心領域設定部31によって設定された関心組織領域における3次元画像データを抽出して空間的なフィルタリング処理を行なう。次いで、フィルタリング処理後の3次元画像データにおいて、例えば、最大画素値を有する画素の座標をランドマーク（目印）の位置情報として検出し血管情報記憶部34に保存すると共に血管マーカ生成部36に供給する。

【0041】

50

血管情報記憶部 34 には、画像データ生成部 24 から時系列的に供給された 3 次元画像データに対して血管情報検出部 32 が検出した血管情報（即ち、血管中心軸や血管壁の位置情報）が順次保存される。このとき保存された血管情報の各々には、ランドマーク位置検出部 33 によって検出されたランドマークの位置情報や後述の心拍時相計測部 6 が計測した当該被検体における心拍時相の情報が付帯情報として付加される。

【0042】

次に、検出可否判定部 35 は、血管情報検出部 32 が出力する検出結果を継続的に監視し、例えば、その連続性や再現性に基づいて血管情報が正常に検出されているか否かを判定する。そして、その判定結果を血管マーカ生成部 36 に供給する。

【0043】

次に、血管マーカ生成部 36 は、検出可否判定部 35 から供給された判定結果に基づいて関心血管に対する血管マーカを生成する。即ち、検出可否判定部 35 により、データ生成部 2 の画像データ生成部 24 から略リアルタイムで供給される時系列的な 3 次元画像データに対する血管情報の検出が血管情報検出部 32 において正常に行なわれていると判定された場合、血管マーカ生成部 36 は、血管情報検出部 32 から直接供給される血管情報に基づいて関心血管に対する血管マーカを生成する。

【0044】

一方、画像データ生成部 24 から供給された 3 次元画像データに対すると判定された場合、血管マーカ生成部 36 は、先ず、心拍時相計測部 6 及びランドマーク位置検出部 33 から略リアルタイムで供給される当該被検体の心拍時相情報とランドマーク位置情報を受信する。次いで、血管情報記憶部 34 に予め保管されている複数心拍時相における血管情報の中から前記心拍時相情報に略等しい心拍時相情報を有する血管情報を読み出し、更に、この血管情報に付加されているランドマークの位置情報とランドマーク位置検出部 33 から直接供給されたランドマーク位置情報との比較結果に基づく前記血管情報の位置補正を行なって 3 次元血管マーカを生成する。

【0045】

図 4 は、血管情報の位置補正を模式的に説明するための図であり、図 14 (a) は、血管情報の検出が正常に行なわれている $t = t_1$ において生成された 3 次元画像データに対し、血管情報検出部 32 及びランドマーク位置検出部 33 が検出し血管情報記憶部 34 に予め保存された関心血管 P の血管情報（血管中心軸の位置情報）C1 と、この血管情報 C1 から距離 D だけ離れた座標（ x_1 、 y_1 ）におけるランドマーク LM1 を示している。

【0046】

又、図 4 (b) は、血管情報の検出が正常に行なわれていない実観測時刻 $t = t_2$ ($t_2 > t_1$) において生成された 3 次元画像データに対し、同様にして検出された関心血管 P の血管情報 C2 と座標（ x_2 、 y_2 ）におけるランドマーク LM2 を示している。但し、図 4 (b) の破線は、超音波造影剤の流出等の理由により 3 次元画像データにおいて検出が困難となった関心血管 P と血管情報 C2 を示している。

【0047】

一方、図 4 (c) は、血管マーカ生成部 36 が生成した 3 次元血管マーカ Cx を示したものであり、ランドマーク位置検出部 33 が検出した $t = t_2$ におけるランドマーク LM2 の座標（ x_2 、 y_2 ）を基準点 P に設定し、この基準点 P から距離 D だけ離れた位置に $t = t_1$ の血管情報 C1 に基づく 3 次元血管マーカ Cx を生成する。

【0048】

尚、血管情報記憶部 34 に予め保存されている $t = t_1$ の血管情報を用いて生成した 3 次元血管マーカを実観測時刻 $t = t_2$ で収集された関心血管の 3 次元画像データに重畳して表示する際、血管マーカ生成部 36 は、ランドマーク位置検出部 33 から $t = t_2$ で供給されたランドマーク位置情報と血管情報記憶部 34 から読み出された $t = t_1$ のランドマーク位置情報との間に大きな差異を認めた場合には 3 次元血管マーカの生成あるいはデータ合成部 4 への供給を停止する。

【0049】

10

20

30

40

50

図 4 に示したように、血管情報記憶部 34 に保存された $t = t_1$ における血管情報 C_1 を $t = t_1$ におけるランドマーク LM_1 及び $t = t_2$ におけるランドマーク LM_2 の位置情報に基づいて位置補正することにより、超音波プローブ 11 の被検体に対する相対的な位置変化あるいは方向変化に起因した誤差を補正することが可能となり、関心血管の 3 次元画像データに対し 3 次元血管マーカを常に正確に重畳することができる。

【0050】

又、予め保存されている複数の血管情報の中からリアルタイムで計測される当該被検体の心拍時相に対応した心拍時相情報が付加されている血管情報を選択して 3 次元血管マーカを生成することにより、拍動する血管の 3 次元画像データに対しても 3 次元血管マーカを正確に重畳することが可能となる。

10

【0051】

次に、データ合成部 4 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、画像データ生成部 24 が生成した B モード 3 次元画像データ及びドプラモード 3 次元画像データと血管マーカ生成部 36 が生成した 3 次元血管マーカを重畳し、更に、必要に応じて被検体情報等を付加して表示データを生成する。

【0052】

一方、表示部 5 は、図示しない変換回路とモニタを備え、前記変換回路は、データ合成部 4 において生成された表示データを所定の表示フォーマットに変換した後、D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって CRT や液晶等の前記モニタに表示する。

【0053】

20

図 5 は、表示部 5 の前記モニタにおける血管マーカの表示例を示したものであり、このモニタには血管 BL を含む 3 次元画像データに対して関心領域設定部 31 が入力部 7 からの選択信号に基づいて設定した注目血管領域 R_b 及び注目組織領域 R_t が表示され、更に、ランドマーク位置検出部 33 が前記注目組織領域に対して検出したランドマーク LM と、血管マーカ生成部 36 が血管情報検出部 32 から供給された前記 3 次元画像データの血管情報に基づいて生成した血管壁の血管マーカ M_b 及び血管中心軸の血管マーカ M_a が前記 3 次元画像データに重畳して表示される。但し、血管マーカの表示は図 5 に示した方法に限定されるものではなく、例えば、血管マーカ M_b あるいは血管マーカ M_a の何れか一方のみを表示してもよく、又、ランドマーク LM の表示は必ずしも必要ではない。

【0054】

30

再び図 1 に戻って、心拍時相計測部 6 は、被検体の心電波形（ECG 信号）を収集する ECG ユニットと、心電波形に基づいて心拍時相を計測する演算回路（何れも図示せず）を有している。そして、前記 ECG ユニットは、被検体の胸部に装着された ECG 電極によって検出された心電波形を A/D 変換し、前記演算回路は、例えば、デジタル信号に変換された心電波形の R 波を基準とした心拍時相を計測する。そして、得られた心拍時相の情報を、マーカ生成部 3 の血管情報記憶部 34 及び血管マーカ生成部 36 に供給する。尚、上述の心拍時相として、心電波形の R 波からの経過時間が好適であるがこれに限定されない。

【0055】

一方、入力部 7 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、被検体情報の入力、超音波送受信条件の設定、画像データ収集モード及び血管マーカ表示モードの選択、画像データに対する関心血管領域及び関心組織領域の設定及び各種コマンド信号の入力等を行なう。

40

【0056】

そして、システム制御部 8 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 7 からの指示信号に基づいて、上記各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。特に、図 2 に示した送信部 12 の送信遅延回路 122 及び受信部 13 の受信遅延回路 132 における遅延時間を制御し、当該被検体に対し 3 次元超音波走査を行なう。

【0057】

50

(血管マーカの表示手順)

次に、本実施例における血管マーカの表示手順につき図6のフローチャートを用いて説明する。画像データの生成に先立ち超音波診断装置100の操作者は、入力部7において被検体情報を入力し、更に、画像データ収集モード(即ち、セクタ走査によるBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データの収集モード)の選択、血管マーカ表示モードの選択、超音波送受信条件の設定等を行なった後(図6のステップS1)、心拍時相計測部6のECG電極が胸部に装着された当該被検体に対して超音波造影剤を投与する(図6のステップS2)。

【0058】

この超音波造影剤が関心血管あるいはその近傍に到達した時点で、操作者は、被検体の体表面に超音波プローブ11の先端部を配置し、入力部7にて画像データの収集開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部8に供給されることにより、Bモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データの生成と表示が開始される。

【0059】

上述の画像データの生成に際し、図2に示した送信部12のレートパルス発生器121は、システム制御部8から供給された制御信号に従い、当該被検体の体内に放射される送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路122に供給する。送信遅延回路122は、システム制御部8から供給された制御信号に基づいて送信超音波を集束するための遅延時間と、最初の走査方向(θ_1 、 ϕ_1)に送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをN×チャンネルの駆動回路123に供給する。次いで、駆動回路123は、送信遅延回路122から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ11におけるN×個の超音波振動素子に供給して当該被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0060】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、更に、血管内で移動している血球等にて反射した超音波反射波の周波数はドプラ偏移を受けて超音波プローブ11の超音波振動素子にて画像信号(受信信号)に変換される。次いで、この受信信号は、受信部13のA/D変換器131においてデジタル信号に変換された後、N×チャンネルの受信遅延回路132において所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と走査方向(θ_1 、 ϕ_1)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器133にて整相加算される。

【0061】

そして、整相加算後の受信信号が供給された図3のデータ生成部2におけるBモードデータ生成部21は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、画像データ生成部24のボリュームデータ生成部におけるBモードデータ記憶領域に保存する。

【0062】

走査方向(θ_1 、 ϕ_1)におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、システム制御部8は、送信部12の送信遅延回路122及び受信部13の受信遅延回路132における遅延時間を制御して超音波の走査方向が θ 方向に $\Delta\theta$ 、 ϕ 方向に $\Delta\phi$ ずつ順次更新された(θ_p 、 ϕ_q)($\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta$ ($p = 2 \sim P$)、 $\phi_q = \phi_1 + (q-1)\Delta\phi$ ($q = 2 \sim Q$))の各々に対して同様の手順で超音波の送受信を行なって3次元超音波走査を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたBモードデータはボリュームデータ生成部のBモードデータ記憶領域に順次保存されてBモードボリュームデータが生成される。

【0063】

更に、システム制御部8は、上述の走査方向(θ_p 、 ϕ_q)($p = 1 \sim P$ 、 $q = 1 \sim Q$)に対するBモードデータの生成を目的とした超音波送受信と略並行してこれらの走査方向に対するドプラモードデータの生成を目的とした超音波送受信を行なう。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

即ち、システム制御部 8 は、先ず、送信部 1 2 の送信遅延回路 1 2 2 における送信遅延時間と受信部 1 3 の受信遅延回路 1 3 2 における受信遅延時間を制御して走査方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) に対する超音波送受信を所定回数 (L 回) 繰り返し、各々の超音波送受信において受信部 1 3 から得られた受信信号は、データ生成部 2 のドブラ信号検出部 2 2 に供給される。そして、この受信信号は、ドブラ信号検出部 2 2 において直交位相検波されてドブラ信号が検出されドブラモードデータ生成部 2 3 のドブラ信号記憶部 2 3 1 に一旦保存される。

【 0 0 6 5 】

走査方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) に対する所定回数 (L 回) の超音波送受信によって得られたドブラ信号の保存が終了したならば、システム制御部 8 は、ドブラ信号記憶部 2 3 1 に保存されているドブラ信号の中から所定位置 (深さ) に対応した L 個のドブラ信号を順次読み出して M T I フィルタ 2 3 2 に供給する。M T I フィルタ 2 3 2 は、供給されたドブラ信号をフィルタ処理して血流ドブラ成分を抽出し、自己相関演算器 2 3 3 に供給する。

10

【 0 0 6 6 】

自己相関演算器 2 3 3 は、M T I フィルタ 2 3 2 から供給されたドブラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流情報を算出する。このような演算を、走査方向 $\theta 1$ の他の位置 (深さ) に対しても行ない、算出された走査方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) における血流情報をデータ記憶部 2 4 のドブラモードデータ記憶領域に保存する。

【 0 0 6 7 】

次に、システム制御部 8 は、走査方向 (θp 、 ϕq) ($p = 2 \sim P$ 、 $q = 2 \sim Q$) に対しても同様の手順で超音波送受信を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたドブラモードデータは画像データ生成部 2 4 のボリウムデータ生成部におけるドブラモードデータ記憶領域に順次保存されてドブラモードボリウムデータが生成される。

20

【 0 0 6 8 】

一方、画像データ生成部 2 4 のレンダリング処理部は、ボリウムデータ生成部の B モードデータ記憶領域に保存された B モードボリウムデータとドブラモードデータ記憶領域に保存されたドブラモードボリウムデータを夫々読み出し、不透明度・色調設定部が設定した不透明度や色調の情報に基づくレンダリング処理を行なって B モード 3 次元画像データ及びドブラモード 3 次元画像データを生成する。

30

【 0 0 6 9 】

次いで、図 1 のデータ合成部 4 は、画像データ生成部 2 4 から供給された B モード 3 次元画像データとドブラモード 3 次元画像データを合成して表示データを生成し表示部 5 のモニタに表示する (図 6 のステップ S 3)。

【 0 0 7 0 】

一方、操作者は、モニタ上にリアルタイム表示された表示データに対して関心血管領域及び関心組織領域を入力部 7 の入力デバイスを用いて選択し、マーカ生成部 3 の関心領域設定部 3 1 は、この選択信号に基づいて画像データ生成部 2 4 における 3 次元画像データ (即ち、B モード 3 次元画像データあるいはドブラモード 3 次元画像データの少なくとも何れか) に対し関心血管領域と関心組織領域を設定する (図 6 のステップ S 4)。

40

【 0 0 7 1 】

次いで、信号検出部 1 及びデータ生成部 2 は、ステップ 3 と同様の手順によって 3 次元画像データを生成し (図 6 のステップ S 5)、マーカ生成部 3 の血管情報検出部 3 2 は、データ生成部 2 の画像データ生成部 2 4 から供給された 3 次元画像データの中から関心領域設定部 3 1 が設定した関心血管領域における 3 次元画像データを抽出する。そして、得られた 3 次元画像データにおける血管壁あるいは血管中心軸の位置情報を血管情報として検出し血管情報記憶部 3 4、検出可否判定部 3 5 及び血管マーカ生成部 3 6 に供給する (図 6 のステップ S 6)。

【 0 0 7 2 】

一方、ランドマーク位置検出部 3 3 は、画像データ生成部 2 4 から供給された 3 次元画

50

像データの中から関心領域設定部 3 1 が設定した関心組織領域における 3 次元画像データを抽出し、この 3 次元画像データにおいて最大画素値を有する画素（ボクセル）の座標をランドマーク位置情報として検出する。そして、検出したランドマーク位置情報を血管情報記憶部 3 4 及び血管マーカ生成部 3 6 に供給する（図 6 のステップ S 7 ）。

【 0 0 7 3 】

又、心拍時相計測部 6 は、被検体の胸部に装着した ECG 電極によって収集した心電波形を A/D 変換した後、その R 波を基準として心拍時相を計測し、マーカ生成部 3 の血管情報記憶部 3 4 及び血管マーカ生成部 3 6 に供給する（図 6 のステップ S 8 ）。

【 0 0 7 4 】

次に、マーカ生成部 3 の検出可否判定部 3 5 は、血管情報検出部 3 2 から出力された血管情報の検出結果を継続的に監視し、その連続性や再現性に基づいて血管情報が正常に検出されているか否かを判定する（図 6 のステップ S 9 ）。そして、その判定結果を血管情報記憶部 3 4 及び血管マーカ生成部 3 6 に供給してこれらの各ユニットを制御する。

10

【 0 0 7 5 】

即ち、血管情報検出部 3 2 において血管情報の検出が正常に行なわれていると判定した場合、検出可否判定部 3 5 は、血管情報検出部 3 2 から供給された血管情報に対してランドマーク位置検出部 3 3 から供給されたランドマーク位置情報及び心拍時相計測部 6 から供給された当該被検体の心拍時相情報を付加して血管情報記憶部 3 4 に保存する（図 6 のステップ S 10 ）。

【 0 0 7 6 】

20

又、検出可否判定部 3 5 から上述の判定結果が供給された血管マーカ生成部 3 6 は、血管情報検出部 3 2 から直接かつ時系列的に供給された血管情報に基づいて関心血管に対する 3 次元血管マーカを生成する（図 6 のステップ S 11 ）。

【 0 0 7 7 】

一方、検出可否判定部 3 5 により画像データ生成部 2 4 から供給された 3 次元画像データに対する血管情報の検出が正常に行なわれていないと判定された場合、その判定結果が検出可否判定部 3 5 から供給された血管マーカ生成部 3 6 は、心拍時相計測部 6 及びランドマーク位置検出部 3 3 から時系列的に供給された当該被検体の心拍時相情報及びランドマーク位置情報を受信する。

【 0 0 7 8 】

30

次いで、血管マーカ生成部 3 6 は、上述のステップ S 8 において心拍時相計測部 6 から直接供給された心拍時相情報と略等しい心拍時相情報を有する血管情報を血管情報記憶部 3 4 に予め保管されている複数の血管情報の中から抽出し（図 6 のステップ S 12 ）、更に、この血管情報に付加されているランドマーク位置情報と上述のステップ S 7 においてランドマーク位置検出部 3 3 から直接供給されたランドマーク位置情報を比較することにより前記血管情報の位置補正を行なって関心血管に対する 3 次元血管マーカを生成する（図 6 のステップ S 13 及び S 14 ）。

【 0 0 7 9 】

このとき、血管マーカ生成部 3 6 は、ランドマーク位置検出部 3 3 から直接供給されたランドマーク位置情報と血管情報記憶部 3 4 から読み出されたランドマーク位置情報との間に大きな差異を認めた場合、血管マーカの生成あるいはデータ合成部 4 への供給を停止する。

40

【 0 0 8 0 】

上述の手順によって血管マーカの生成が行なわれたならば、データ合成部 4 は、画像データ生成部 2 4 が生成した 3 次元画像データに血管マーカ生成部 3 6 が生成した 3 次元血管マーカを重畳し、更に、必要に応じて被検体情報等を付加して表示データを生成する。そして、表示部 5 は、前記表示データに対して所定の変換処理を行なって、映像信号を生成しモニタに表示する（図 6 のステップ S 15 ）。

【 0 0 8 1 】

以上述べた本発明の実施例によれば、当該被検体から得られた画像データに基づいて生

50

成した血管マーカを前記画像データの関心血管に重畳して表示することが可能なため、血管の位置や形状を容易に把握することができる。

【0082】

又、超音波造影剤の流出等によって関心血管に対する血管情報のリアルタイム収集が一時的に困難となった場合においても、予め収集された前記関心血管の血管情報を用いることにより血管マーカを安定して表示することが可能となる。

【0083】

更に、予め収集された関心血管の血管情報を用いて生成した血管マーカをリアルタイム収集された画像データに重畳して表示する際、超音波造影剤の存在等に依存せずに常に安定して検出される関心組織領域のランドマーク位置情報を前記血管情報と共に収集し、保存された血管情報に付加されているランドマーク位置情報と実観測時刻において検出されたランドマーク位置情報に基づいて位置補正された血管情報を用い血管マーカの生成が行なわれるため、血管マーカと画像データとの正確な重畳表示が可能となる。

10

【0084】

又、予め収集された関心血管の血管情報を用いて生成した血管マーカをリアルタイム収集された画像データに重畳して表示する際、被検体の心拍時相を前記血管情報と共に収集し、実観測時刻の心拍時相に対応した心拍時相情報が付加されている血管情報に基づいて血管マーカの生成が行なわれるため、拍動する血管に対しても血管マーカを正確に重畳することができる。

【0085】

20

更に、保存された血管情報に基づく血管マーカの生成を行なうか否かの判定は血管情報の検出精度に基づいて自動的に行なうことができる。

【0086】

以上の理由により、関心血管あるいはその近傍組織に対して精度の高い診断あるいは治療を効率よく行なうことができ、治療/診断に対する安全性が向上するのみならず被検体や操作者の負担を軽減することができる。

【0087】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、既に述べたように上述の実施例では、当該関心血管領域において収集された3次元画像データに3次元血管マーカを重畳表示する場合について述べたが、3次元画像データに2次元血管マーカを重畳表示してもよく、2次元画像データに2次元あるいは3次元の血管マーカを重畳表示してもよい。又、超音波造影剤が投与されていない関心血管領域の2次元画像データあるいは3次元画像データに対し2次元あるいは3次元の血管マーカを重畳表示してもよい。

30

【0088】

又、合成されたBモード画像データ及びドプラモード画像データに対し血管マーカを重畳する場合について述べたが、Bモードあるいはドプラモードの何れか一方の画像データに血管マーカを重畳してもよく、TDIモード等の他のモードの画像データに血管マーカを重畳しても構わない。

【0089】

40

更に、関心血管領域の画像データに血管マーカを重畳表示する場合について示したが、画像データと血管マーカを並列表示しても構わない。

【0090】

又、心電波形に基づいて心拍時相を計測する場合について述べたが、心電波形の替わりに心音波形や脳波形等の他の生体信号に基づいて心拍時相を計測してもよい。

【0091】

一方、上述の実施例では、血管情報と共に保存されたランドマーク位置情報と実観測時刻にて検出されたランドマーク位置情報との比較結果に基づいて位置補正された血管情報を用いて血管マーカを生成し、更に、上述の2つのランドマーク位置情報に著しい差異がある場合には血管マーカの生成を停止する場合について述べたが、この方法に限定される

50

ものではなく、例えば、超音波プローブ 11 の位置や角度、更には、走査断面方向等を計測するプローブ位置検出部を備え、このプローブ位置検出部によって検出されたプローブ位置情報に基づいて血管マーカの生成を行なってもよい。

【0092】

具体的には、被検体の近傍に配置された磁気発信器と超音波プローブ 11 に装着された磁気センサを有するプローブ位置検出部を新たに備え、前記磁気センサが検出した磁気信号に基づいて計測された超音波プローブ 11 のプローブ位置情報を画像データに付加して保存する。そして、血管情報と共に保存されたプローブ位置情報と実観測時刻にて検出されたプローブ位置情報との比較結果に基づいて血管情報の位置補正を行ない、補正された血管情報を用いて血管マーカを生成する。又、上述の 2 つのプローブ位置情報に著しい差異がある場合には血管マーカの生成あるいはデータ合成部 4 への供給を停止する。

10

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図 1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備えた信号検出部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例の超音波診断装置が備えた画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図 4】同実施例における血管情報の位置補正を模式的に示す図。

【図 5】同実施例における血管マーカの表示例を示す図。

【図 6】同実施例における血管マーカの表示手順を示すフローチャート。

【符号の説明】

20

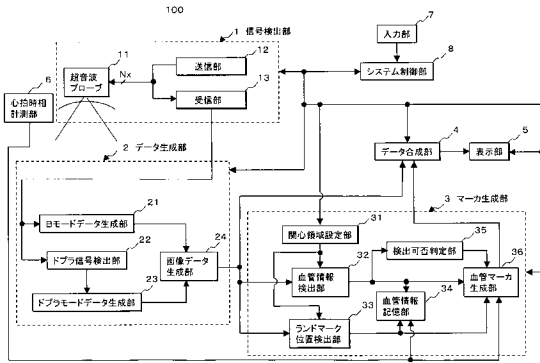
【0094】

- 1 ... 信号検出部
- 11 ... 超音波プローブ
- 12 ... 送信部
- 13 ... 受信部
- 2 ... データ生成部
- 21 ... Bモードデータ生成部
- 22 ... ドブラ信号検出部
- 23 ... ドブラモードデータ生成部
- 24 ... 画像データ生成部
- 3 ... マーカ生成部
- 31 ... 関心領域設定部
- 32 ... 血管情報検出部
- 33 ... ランドマーク位置検出部
- 34 ... 血管情報記憶部
- 35 ... 検出可否判定部
- 36 ... 血管マーカ生成部
- 4 ... データ合成部
- 5 ... 表示部
- 6 ... 心拍時相計測部
- 7 ... 入力部
- 8 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

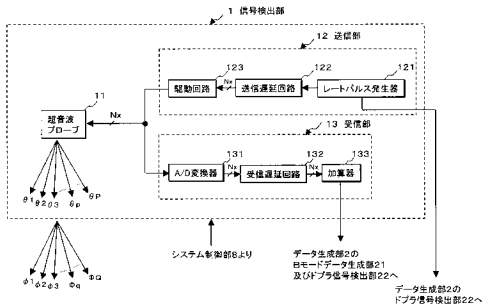
30

40

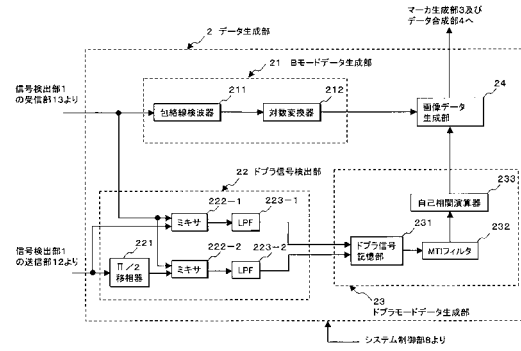
【図 1】



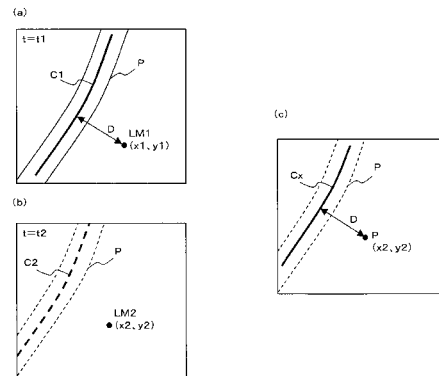
【図 2】



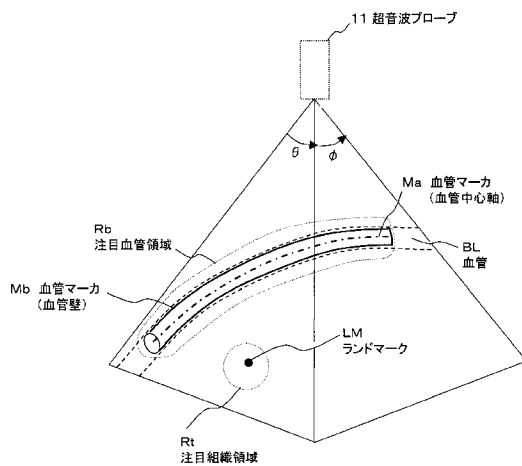
【図 3】



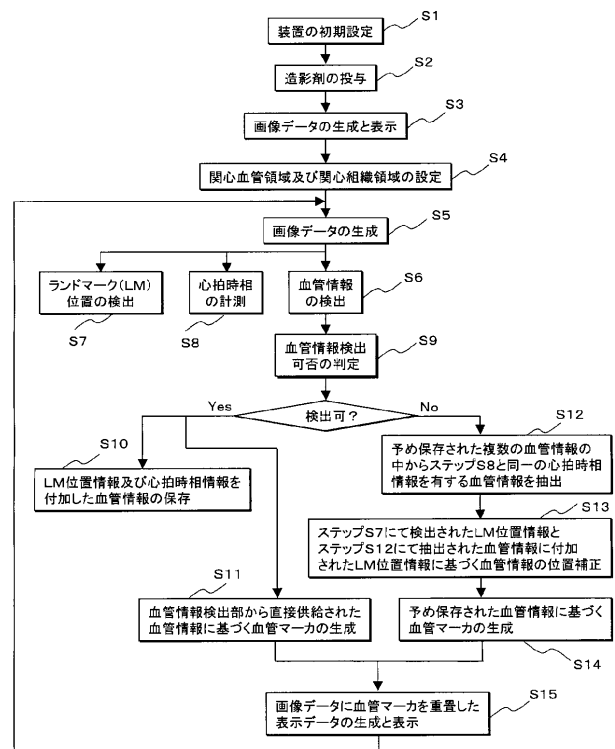
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备和血管标记显示方法		
公开(公告)号	JP2007275457A	公开(公告)日	2007-10-25
申请号	JP2006108613	申请日	2006-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	田村和宏		
发明人	田村 和宏		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/JC09 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：不断生成并显示稳定的血管标记，而不受图像数据的图像质量变化的影响。解决方案：超声波被发送到受治疗者的目标血管区域或从受治疗者的目标血管区域接收，并基于获得的接收信号收集图像数据。此外，将从该图像数据检测出的诸如血管的中心轴和血管壁的位置信息（血管信息）存储在存储电路中，并且基于该血管信息生成血管标记并通过叠加在图像数据上进行显示。.. 然后，当由于所给予的超声造影剂从感兴趣的血管等的流出而导致难以实时检测正在收集的图像数据中的血管信息时，使用所存储的血管信息生成血管标记。然后，通过叠加在正在收集的图像数据上进行显示。[选型图]图1

