

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5984243号
(P5984243)

(45) 発行日 平成28年9月6日(2016.9.6)

(24) 登録日 平成28年8月12日(2016.8.12)

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

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-6036 (P2012-6036)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年1月16日 (2012.1.16)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-144049 (P2013-144049A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年7月25日 (2013.7.25)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成26年11月26日 (2014.11.26)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、

前記エコー信号に基づいて走査面に対応する被検体の血流の速度またはパワーに関する超音波ドプラ画像のデータを発生する画像データ発生部と、

前記超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域の分布を示す特徴情報を発生する特徴情報発生部と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波ドプラ画像に対してフィルタ処理を実行するフィルタをさらに具備し、

前記特徴情報発生部は、前記血流存在領域を構成する画像構成要素数の前記フィルタ処理による変化率を算出し、前記変化率の前記フィルタのフィルタ特性の変化に対する依存性に基づいて前記特徴情報を発生すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記フィルタは、前記フィルタ処理として前記超音波ドプラ画像に対してノイズ低減処理を実行する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】

20

前記発生された特徴情報に対して基準となる特徴情報を予め格納するデータベースと、
前記発生された特徴情報及び前記データベースに格納されている基準となる特徴情報を
比較し、当該比較結果に基づいて前記発生された特徴情報が正常または異常であることを
判定する判定部と

を更に具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 にうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記発生された特徴情報を、数値または図形の指標で表示する表示処理手段を更に具備
することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー
信号を発生する超音波送受信部と、
前記エコー信号に基づいて走査面に対応する超音波画像のデータを発生する画像データ
発生部と、
前記超音波画像に含まれる血流存在領域の分布を示す特徴情報を発生する特徴情報発生
部と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体の血流の速度またはパワーに関する超音波ドプラ画像のデータを記憶する画像記
憶部と、
前記エコー信号に基づいて走査面に対応する被検体の血流の速度またはパワーに関する
超音波ドプラ画像のデータを発生する画像データ発生部と、
前記超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域の分布を示す特徴情報を発生する特徴情
報発生部と、
を具備する医用画像処理装置。

【請求項 8】

被検体の血流の速度またはパワーに関する超音波ドプラ画像のデータを記憶する画像記
憶部を有する医用画像処理装置のプロセッサによって実行されるプログラムであって、
前記プロセッサに、
前記エコー信号に基づいて走査面に対応する被検体の血流の速度またはパワーに関する
超音波ドプラ画像のデータを発生させる機能と、
前記超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域の分布を示す特徴情報を発生させる機能
と、
を具備するプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、血流信号の分布の特徴を定量的に抽出する超音波診断装置、医用
画像処理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内情報の画像を表示する診断装置であり、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画像診断装置に比べ、安価で被曝がなく、非侵襲性
に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲
は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、末梢血管、産婦人科、乳癌の診断
などに適用されている。

【0003】

ところで、整形外科及びリウマチ等の診療においては、関心部位の血流情報を超音波診
断装置を用いて取得し、当該血流の量及び形態で被検体の健康状態を把握することが一般

10

20

30

40

50

的である。

【0004】

近年では、関心領域内の血流の量は、例えば血流の速度やパワーが一定以上であることを示す血流信号を含む超音波画像（例えば、カラードプラ像またはパワードプラ像等）における当該血流信号を表現する画素数（血流存在領域を構成する画素数）等で表される。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】超音波検査法を用いた関節リウマチの新しい診療 ISBN978-4-7792-0522-4 小池隆夫監修 メディカルレビュー社

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

例えば正常者及びリウマチ等によって微小的な血管新生が生じた患者の同じ部位の超音波画像を比較した場合、当該両者の超音波画像に含まれる血流信号を表現する画素数は大きく異なる可能性があるが、当該血流信号の分布の特徴（つまり、血流の形態）は大きく異なる場合が多い。

【0007】

すなわち、関心部位（診断部位）の正常または異常を判断するためには、血流の量以外に血流の形態をも考慮することが必要である。

20

【0008】

上記したように血流の量は超音波画像に含まれる血流信号を表現する画素数等で表すことができる。しかしながら、血流の形態を評価する客観的なパラメータはない。

【0009】

血流の形態については、通常、上記した超音波画像を検者が確認し、当該検者の経験で関心部位の正常または異常を判断するが、当該判断は検者によってばらつきが生じる場合があり、正確な結果が得られない可能性がある。換言すれば、血流の形態に対する正常または異常の判断については検者によって結果が変動する場合があり、ロバスト性が低いといえる。

【0010】

目的は、血流信号の分布の特徴を定量的に抽出することが可能な超音波診断装置、医用画像処理装置及びプログラムを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0011】

一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、前記エコー信号に基づいて走査面に対応する被検体の血流の速度またはパワーに関する超音波ドプラ画像のデータを発生する画像データ発生部と、前記超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域の分布を示す特徴情報を発生する特徴情報発生部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

40

【0016】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成を示す図である。

【図2】図1に示す画像生成回路24の詳細を説明するための図である。

【図3】画像処理ユニットの詳細を説明するための図である。

【図4】図3に示す画像処理ユニット30の処理手順を示すフローチャートである。

【図5】正常者である被検体Pの指を関心領域とした場合に得られる3次元超音波ドプラ画像の一例を示す図である。

【図6】リウマチ患者である被検体Pの指を関心領域とした場合に得られる3次元超音波ドプラ画像の一例を示す図である。

【図7】図5及び図6に示す超音波ドプラ画像に対して画像処理が実行されることによ

50

て発生されたグラフの一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0018】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置10は、超音波診断装置本体(以下、単に装置本体と表記)11と、超音波プローブ12と、入力装置13と、モニター14とを備える。また、装置本体(医用画像処理装置)11は、送受信ユニット21と、Bモード処理ユニット22と、ドプラ処理ユニット23と、画像生成回路24と、制御プロセッサ(CPU)25と、内部記憶装置26と、インタフェース部27と、画像メモリ28a及びソフトウェア格納部28bを有する記憶部28を含む。なお、装置本体11に内蔵される送受信ユニット21等は、例えば集積回路等のハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0019】

超音波プローブ12は、送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体Pからの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12で受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0020】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11に取り込むためのトラックボール13a、各種スイッチ・ボタン13b、マウス13c及びキーボード13d等を有している。

【0021】

モニター14は、画像生成回路24からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0022】

送受信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0023】

なお、送受信ユニット21は、制御プロセッサ25の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリアンプ型の発信回路、または複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0024】

また、送受信ユニット21は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチ

10

20

30

40

50

チャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0025】

Bモード処理ユニット22は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度で表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路24に送信され、信号強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

【0026】

ドプラ処理ユニット23は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成回路24に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター14にカラー表示される。

【0027】

画像生成回路24は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成回路24によって生成される超音波診断画像には、例えば被検体Pの走査面に関するエコー信号に基づいて発生された当該走査面に対応する超音波ドプラ画像等が含まれる。なお、この超音波ドプラ画像は、被検体Pの血流の速度またはパワーに関する画像であり、例えば被検体Pの血流の速度またはパワーが一定以上であることを示す血流信号を含む。画像生成回路24は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、検査中に記録された画像を例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっている。なお、画像生成回路24に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0028】

ここで、画像生成回路24の詳細を図2に示す。図2に示すように、画像生成回路24は、信号処理回路24a、スキヤンコンバータ24b及び画像処理回路24cを含む。

【0029】

まず、信号処理回路24aは、超音波スキヤンの走査線レベルで画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路24aの出力は、スキヤンコンバータ24bに送られると同時に、記憶部28内の画像メモリ28aに保存される。

【0030】

スキヤンコンバータ24bは、超音波スキヤンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。スキヤンコンバータ24bの出力は、画像処理回路24cに送られる。

【0031】

画像処理回路24cでは、スキヤンコンバータ24bの出力が輝度やコントラストの調整や空間フィルタなどの画像処理、もしくは種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと共に合成され、ビデオ信号としてモニター14に出力される。かくして被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【0032】

制御プロセッサ25は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、装置本体11の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ25は、内部記憶装置26から後述する画像処理等を実行するための制御プログラムを読み出して記憶部28内のソフトウェア格納部28b上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0033】

内部記憶装置26は、例えば上記した制御プログラムや、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置26は、必要に応じて、画像メモリ28a中の画像の保管などにも使用される。

10

20

30

40

50

内部記憶装置 26 のデータは、インタフェース部 27 を経由して超音波診断装置 10 の外部の周辺装置へ転送することも可能である。

【0034】

インタフェース部 27 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。超音波診断装置 10 において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 27 によってネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0035】

なお、上記した画像メモリ 28a は、各種画像データ（例えば、上記した超音波ドプラ画像等）を格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 28a は、送受信ユニット 21 直後の出力信号（radio frequency（RF）信号と呼ばれる）、Bモード処理ユニット 22 やドプラ処理ユニット 23 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【0036】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置 10 の動作について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 10 においては、例えば血流信号の分布の特徴を定量的に抽出するための画像処理が実行される。この画像処理は、超音波診断装置 10 内の画像処理ユニットによって実行される。なお、この画像処理ユニットは、制御プロセッサ 25 が上述した内部記憶装置 26 に格納されている制御プログラムを実行することによって実現される。

【0037】

ここで、画像処理ユニットの詳細を図 3 に示す。図 3 に示すように、画像処理ユニット 30 は、画像フィルタ部 31、変化率算出部 32 及びグラフ発生部 33 を含む。

【0038】

画像フィルタ部 31 は、例えば血流の速度やパワーが一定以上であることを示す血流信号を含む超音波ドプラ画像を画像メモリ 28a から入力する。この超音波ドプラ画像に含まれる血流信号によれば、当該超音波ドプラ画像において関心領域内の血流存在領域が示される。なお、画像フィルタ 31 によって入力される超音波ドプラ画像は、2次元または3次元画像である。

【0039】

画像フィルタ部 31 は、入力された超音波ドプラ画像に含まれる血流信号を画像処理フィルタの作用で変更する。またあるいは、超音波ドプラ画像に血流として表示された画素を画像処理フィルタの作用で変更する。画像フィルタ部 31 は、例えば超音波ドプラ画像に対してノイズ低減処理（フィルタ処理）を実行するノイズ低減フィルタを有する。ノイズ低減処理前後の超音波ドプラ画像は、変化率算出部 32 に渡される。

【0040】

変化率算出部 32 は、ノイズ低減処理前後の超音波ドプラ画像を比較する。これにより、変化率算出部 32 は、超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域を構成する画像構成要素数（つまり、超音波ドプラ画像における血流信号を表現する画像構成要素数）の上記したノイズ低減処理による変化率を算出する。なお、超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域を構成する画像構成要素数とは、当該超音波ドプラ画像が3次元画像である場合には当該血流存在領域を構成するボクセル（3次元画素）数であり、当該超音波ドプラ画像が2次元画像である場合には当該血流存在領域を構成する画素数である。また、変化率算出部 32 は、ノイズ低減フィルタのフィルタ特性に応じた変化率を算出する。変化率算出部 32 によって算出された変化率は、グラフ発生部 33 に渡される。

【0041】

グラフ発生部 33 は、変化率算出部 32 によって算出された変化率の、ノイズ低減フィルタのフィルタ特性の変化に対する依存性を示す特徴情報（例えば、グラフ）を発生する。グラフ発生部 33 によって発生された特徴情報は、例えば数値または図形の指標でモニ

10

20

30

40

50

ター 14 に表示される。

【0042】

ここで、上述した図 1 においては省略されていたが、記憶部 30 は正常・異常データベース 28c を有する。この正常・異常データベース 28c には、グラフ発生部 33 によって発生された特徴情報に対して基準となる特徴情報が予め格納されている。

【0043】

正常・異常判定部 34 は、グラフ発生部 33 によって発生された特徴情報と正常・異常データベース 28c に格納されている基準となる特徴情報とを比較することによって、当該グラフ発生部 33 によって発生された特徴情報（すなわち、当該特徴情報を発生するために用いられた超音波ドブラ画像が得られた被検体 P）が正常または異常であることを判定する。なお、正常・異常判定部 34 による判定結果は、例えばモニター 14 に表示される。

10

【0044】

次に、図 4 に示すフローチャートを参照して、図 3 に示す画像処理ユニット 30 の処理手順について説明する。

【0045】

まず、画像処理ユニット 30 に含まれる画像フィルタ部 31 は、例えば画像メモリ 28a に記憶されている血流信号を含む超音波ドブラ画像を入力する（ステップ S1）。なお、以下の説明では、画像フィルタ部 31 によって入力される超音波ドブラ画像は 3 次元画像であるものとして説明する。

20

【0046】

次に、画像フィルタ部 31 は、ノイズ低減フィルタを介して、入力された超音波ドブラ画像（に含まれる血流信号）に対してノイズ低減処理を実行する。

【0047】

以下、画像フィルタ部 31 によって実行されるノイズ低減処理について具体的に説明する。以下の説明では、ノイズ低減処理として、モーフォロジー演算におけるオープニング処理（以下、単にオープニング処理と表記）が実行されるものとして説明する。なお、モーフォロジー演算は、画像の特徴抽出やノイズ除去等の種々の画像処理に用いられる処理である。

【0048】

30

この場合、画像フィルタ部 31 は、オープニング処理において必要な演算子（オープニング処理においてどの範囲で演算を行うかを表す構造要素）を定義する（ステップ S2）。このとき、画像フィルタ部 31 は、例えば演算子のサイズ及び形状等を定義する。ここでは、演算子のサイズ及び形状として、例えば所定の半径（例えば、半径 1）の球状ボクセルが定義されたものとする。

【0049】

画像フィルタ部 31 は、定義された演算子を用いて、超音波ドブラ画像に対してオープニング処理を実行する（ステップ S3）。オープニング処理においては、定義された演算子より細かい血流構造物（血流信号によって表される血流存在領域の部分）に対して例えば重み付けが行われ、当該血流構造物が超音波ドブラ画像中から除去される。すなわち、オープニング処理が実行された後の超音波ドブラ画像は、当該オープニング処理が実行される前の超音波ドブラ画像に含まれる血流存在領域の一部（すなわち、ノイズ）が除去された画像となる。

40

【0050】

次に、変化率算出部 32 は、オープニング処理前後の超音波ドブラ画像を比較することによって、当該超音波ドブラ画像に含まれる血流存在領域を構成するボクセル数（血流カウント）の変化率を算出する（ステップ S4）。この場合、血流存在領域を構成するボクセル数の変化率は、例えばオープニング処理前の超音波ドブラ画像に含まれる血流存在領域を構成するボクセル数を 1 に正規化し、「オープニング処理後の超音波ドブラ画像に含まれる血流存在領域を構成するボクセル数 / オープニング処理前の超音波ドブラ画像に含

50

まれる血流存在領域を構成するボクセル数」で表現される。なお、このように算出される変化率は、関心領域の位置等の選択による影響が少ない。

【 0 0 5 1 】

なお、上記した演算子の定義（上記した演算子のサイズ及び形状）を変更することにより、超音波ドプラ画像中の血流存在領域の除去程度が変化する。本実施形態においては、このような演算子の定義（フィルタ特性）を適宜変化させ、当該演算子の定義毎の変化率が算出されるものとする。換言すれば、上記したステップ S 2 ~ S 4 の処理は、例えば演算子の定義毎に繰り返される。

【 0 0 5 2 】

次に、グラフ発生部 3 3 は、変化率算出部 3 2 によって算出された変化率の、上記した演算子の定義（フィルタ特性）の変化に対する依存性を示す特徴情報として例えばグラフ（以下、被検体グラフと表記）を発生する（ステップ S 5）。被検体グラフでは、演算子の定義の各々に対して算出された変化率が表される。

10

【 0 0 5 3 】

ここで、図 5 は、例えば正常者である被検体 P の指を関心領域とした場合に得られる 3 次元超音波ドプラ画像（以下、正常者の超音波ドプラ画像と表記）の一例を示す。また、図 6 は、例えばリウマチ患者である被検体 P の指を関心領域とした場合に得られる 3 次元超音波ドプラ画像（以下、リウマチ患者の超音波ドプラ画像と表記）の一例を示す。

【 0 0 5 4 】

図 5 及び図 6 に示すように、リウマチ患者の超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域（血流信号）は、リウマチ領域に生じた炎症などにより、正常者の超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域と比較して、広範囲に広がっている（つまり、細かい構造物が多い）。すなわち、リウマチ患者の血流（リウマチ患者の超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域）は、正常者と比較して乱れているという特徴がある。

20

【 0 0 5 5 】

図 7 は、図 5 及び図 6 に示す超音波ドプラ画像に対して上記したステップ S 1 ~ S 5 の処理（画像処理）が実行されることによって発生されたグラフの一例を示す。なお、図 7 においては、演算子のサイズ（ここでは、半径）を 1 から 7 まで変化させた場合の各変化率を示している。

【 0 0 5 6 】

上記したようにリウマチ患者の超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域は正常者の超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域と比較して乱れている（すなわち、血流の形態が異なる）ため、上記したように演算子のサイズ（半径）を 1 から 7 まで変化させると、正常者とリウマチ患者とでは図 7 に示すように異なる曲線が描かれる。具体的には、リウマチ患者の超音波ドプラ画像には細かい血流存在領域の部分（血流構造物）が多数存在していることから、演算子のサイズが比較的小さい場合であってもオープニング処理によってこれらの構造物が除去される。従って、リウマチ患者の超音波ドプラ画像から発生されるグラフでは、正常者の超音波ドプラ画像から発生されるグラフと比較して、演算子のサイズが小さい段階から上記したように算出される変化率の変化が激しく、より早く 0 に近づく。

30

40

【 0 0 5 7 】

このように、本実施形態においては、上記した画像処理が実行されることによって、図 7 に示すように超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域（血流信号）の分布の特徴を定量的に抽出することができる。

【 0 0 5 8 】

再び図 4 に戻ると、正常・異常判定部 3 4 は、正常・異常データベース 2 8 c に格納されている基準となる特徴情報（を表すグラフ）を取得する。なお、正常・異常データベース 2 8 c に格納されている基準となる特徴情報を表すグラフ（以下、基準グラフと表記）は、例えば正常または異常な被検体の 3 次元超音波ドプラ画像に対して上記したステップ S 1 ~ S 5 の処理が実行されることによって発生されたグラフ（以下、正常グラフまたは

50

異常グラフと表記)を含む。

【0059】

正常・異常判定部34は、被検体グラフと取得された基準グラフとを比較することによって、当該グラフ発生部33によって発生されたグラフに描かれる曲線(すなわち、被検体P)が正常または異常であることを判定する(ステップS6)。例えば基準グラフが例えば正常グラフである場合、被検体グラフが当該正常グラフと類似していれば被検体Pが正常であると判定することができ、被検体グラフが当該正常グラフと大きく異なっていれば被検体Pが異常であると判定することができる。一方、基準グラフが例えば異常グラフである場合、被検体グラフが当該異常グラフと類似していれば被検体Pが異常であると判定することができる。

10

【0060】

具体例としては、正常グラフと被検体グラフとの相関係数を計算し、同様に、異常グラフと被検体グラフとの相関係数を計算することによって、高い相関係数が計算されたグラフに従って正常または異常であることを判定することができる。

【0061】

なお、ステップS6における正常または異常の判定処理においては、絶対的な定量化指標(例えば、正規化されたボクセル数の変化率)が用いられてもよいし、相対的な定量化指標(例えば、被検体グラフと基準グラフとによって挟まれる面積)が用いられてもよい。

【0062】

正常・異常判定部34による判定結果は、例えばモニター14に表示される(ステップS7)。

20

【0063】

ステップS7においては正常・異常判定部34による判定結果が表示されるものとして説明したが、当該判定処理を実行することなく、被検体Pが正常または異常であることを判断するためのパラメータとして上記したステップS4において算出された変化率またはステップS5において発生されたグラフ(被検体グラフ)のみがモニター14に表示されてもよいし、被検体グラフと基準グラフとが比較可能な態様で表示されるような構成であってもよい。

【0064】

なお、本実施形態においては、画像フィルタ部31によって入力される超音波ドブラ画像が3次元画像であるものとして説明したが、当該超音波ドブラ画像は2次元画像であっても構わない。この場合には、演算子のサイズ及び形状として所定の範囲(構造要素)を定義して、オープニング処理前後の超音波ドブラ画像に含まれる血流存在領域を構成する画素数の変化率が算出されればよい。

30

【0065】

また、本実施形態においては、ノイズ低減フィルタによるノイズ低減処理としてモーフォロジー演算におけるオープニング処理が実行されるものとして説明したが、当該処理に限定されず、例えばフーリエ変換によるローパスフィルタ(ローパスフィルタの場合、演算子はカットオフ周波数となる)、画像の平滑化フィルタ等の血流信号の形状(分布)の特徴を抽出可能な画像フィルタによる処理が行われても構わない。また、他にも、例えば閾値以下の流速値またはパワー値を非表示にする閾値フィルタ(閾値フィルタの場合、演算子はカットオフ閾値となる)、モルフォロジー演算を用いたerosionフィルタ、カーネル領域中の中央の画素値をカーネル領域の中間値と置き換えるメディアンフィルタ(メディアンフィルタの場合、演算子はカーネルの範囲となる)等を用いる構成としてもよい。なお、erosionフィルタによれば、例えば画像Aと当該画像Aを構造要素の方向へ数ピクセル移動させた画像A'とを重ね合わせたときに重複する画素のみを残すような処理が行われる。このerosionフィルタの場合、演算子は画像A'のピクセル移動量となる。

40

【0066】

上記したように本実施形態においては、超音波プローブを介して被検体に対して超音波

50

を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生し、当該エコー信号に基づいて走査面に対応する被検体の血流の速度またはパワーに関する超音波ドプラ画像のデータを発生し、当該超音波ドプラ画像に対してノイズ低減処理を実行し、当該超音波ドプラ画像に含まれる血流存在領域を構成する画像構成要素数（ボクセル数または画素数）のノイズ低減処理による変化率の、ノイズ低減フィルタのフィルタ特性の変化に対する依存性を示す特徴情報を発生する構成により、超音波ドプラ画像に含まれる血流信号の分布の特徴を定量的に抽出することが可能となる。すなわち、本実施形態において発生される特徴情報は血流形態（分布）の特徴を示し、関心領域の選択に対する依存性が低いので、単なる血流存在領域を構成する画像構成要素数と比較して、ロバスト性が高い。

【0067】

また、本実施形態においては、発生された特徴情報及びデータベースに格納されている基準となる特徴情報を比較することにより、被検体Pの血流形態が正常または異常であることを判定することができる。

【0068】

また、本実施形態においては、発生された特徴情報を数値または図形の指標で表示する構成により、検者は当該指標に基づいて被検体Pの血流形態を評価することができる。

【0069】

なお、本実施形態においては、超音波診断装置10によって得られる超音波ドプラ画像から血流信号の分布の特徴を定量的に抽出するものとして説明したが、例えばBモード等の他の超音波画像を対象としてもよい。更には、例えばX線、CT、MRI等の他の診断機器によって得られる画像を対象としても構わない。すなわち、本実施形態は、超音波診断装置10によって得られる超音波ドプラ画像以外であっても、画像中の信号の分布の特徴を定量的に抽出することが可能である。更に、一般的にドプラスキャンによって検出されるものは血流だけではなく、例えば心壁のような「移動する組織の動き」等についても検出される。すなわち、超音波ドプラ画像では血流だけでなく被検体で移動する移動体全般を検出することができるため、本実施形態において、超音波ドプラ画像から当該被検体で移動する移動体（つまり、血流信号以外の信号）の分布の特徴を定量的に抽出することも可能である。

【0070】

また、本実施形態においては、超音波ドプラ画像に含まれる血流信号（血流存在領域）の分布の特徴を抽出することによって被検体Pが正常または異常であることを判定するものとして説明したが、例えば当該血流信号の分布の特徴に応じて血管構造等を判断することも可能である。具体的には、ノイズ低減フィルタのノイズ低減の度合いを大きくした場合に、画素数の変化が大きい画像であれば「細い血管が多く含まれる、もしくは組織炎症により細かい血流分布が分散している」と判断することができ、逆に画素数の変化が小さい画像であれば「太い血管が多く含まれる」と判断することができる。

【0071】

また、本実施形態においては、正常・異常データベース28cに格納される基準グラフには正常または異常な被検体の超音波ドプラ画像に対して図4に示すステップS1～S5の処理が実行されることによって発生されたグラフが含まれるものとして説明したが、基準グラフは被検体グラフに対して基準となるものであればよい。具体的には、正常・異常データベース28cには、例えば被検体Pの超音波ドプラ画像が得られた関心領域に対して左右対称となる関心領域（例えば、右ひざと左ひざ、右腎と左腎など）から得られた超音波ドプラ画像に対して同様の処理が実行されることによって発生されたグラフ等が格納されていてもよい。これにより、例えば被検体Pにおいて対応する左右の関心領域での血流信号の分布の特徴を比較することによって当該被検体Pの正常または異常を判定することも可能である。更に、正常・異常データベース28cにおいて各種病状に応じた基準グラフを予め用意しておき、当該基準グラフと被検体グラフとを比較することによって、被検体Pの病状を特定することも可能である。他にも、例えば同一被検体の被検体グラフを術前・術後で生成しておき、両者を比較することで予後改善の度合いを判断することも可

10

20

30

40

50

能である。

【0072】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

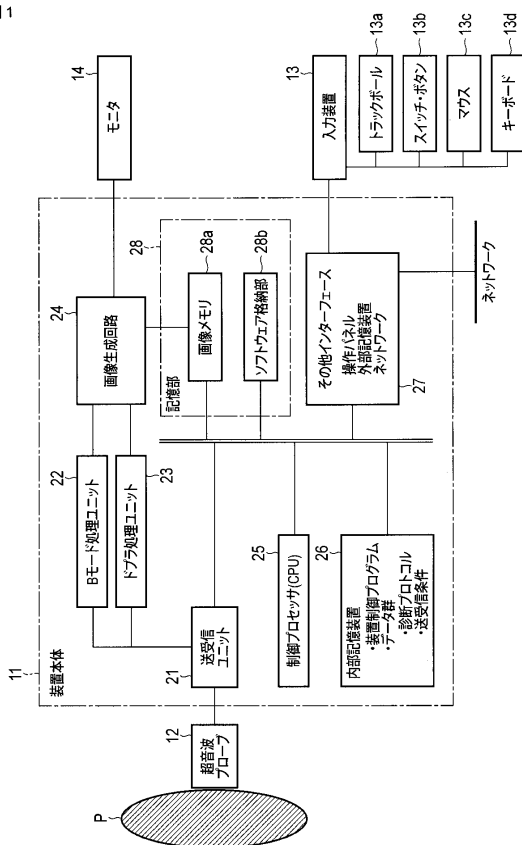
【符号の説明】

【0073】

10...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、13a...トラックボール、13b...スイッチ・ボタン、13c...マウス、13d...キーボード、14...モニター、21...送受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドプラ処理ユニット、24...画像生成回路、24a...信号処理回路、24b...スキャンコンバータ、24c...画像処理回路、25...制御プロセッサ、26...内部記憶装置、27...インターフェース部、28...記憶部、28a...画像メモリ、28b...ソフトウェア格納部、28c...正常・異常データベース、30...画像処理ユニット、31...画像フィルタ部、32...変化率算出部、33...グラフ発生部、34...正常・異常判定部。

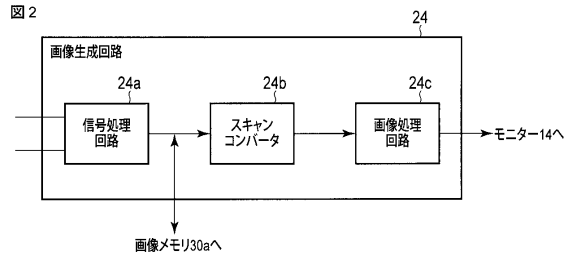
【図1】

図1



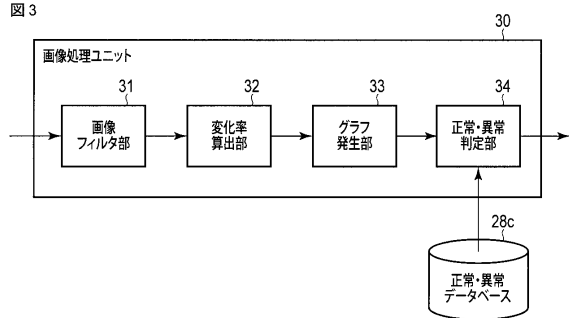
【図2】

図2



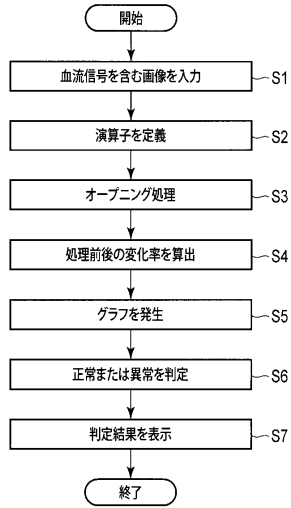
【図3】

図3



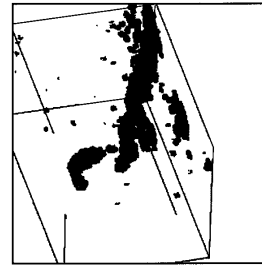
【 図 4 】

図 4



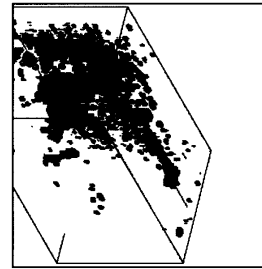
【 図 5 】

図 5



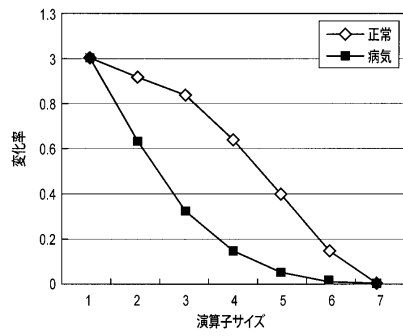
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 姚 淙
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本社内
- (72)発明者 神山 直久
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本社内
- (72)発明者 川岸 哲也
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本社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2005-111258(JP,A)
特開平03-170130(JP,A)
米国特許第04907156(US,A)
特開平07-284090(JP,A)
特表2007-512894(JP,A)
特開2004-337200(JP,A)
特表2008-515466(JP,A)
国際公開第2010/143588(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 0 0	-	8 / 1 5
A 6 1 B	6 / 0 0	-	6 / 1 4
A 6 1 B	5 / 0 5 5		
A 6 1 B	5 / 0 0	-	5 / 0 1
A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2