

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4730125号
(P4730125)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/06

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-44650 (P2006-44650)
 (22) 出願日 平成18年2月22日 (2006.2.22)
 (65) 公開番号 特開2007-222253 (P2007-222253A)
 (43) 公開日 平成19年9月6日 (2007.9.6)
 審査請求日 平成20年7月23日 (2008.7.23)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100100310
 弁理士 井上 学
 (72) 発明者 吉川 秀樹
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象についての情報を入力し前記検査対象の血流速のおおよその値を装置に入力する検査対象入力部と、送波シーケンスの制御を行う送波信号制御部と、前記送波シーケンスに従って超音波の送受信を行なう超音波探触子と、受信した超音波二次元画像用信号を用いて超音波二次元画像を構成する超音波二次元画像構成部と、前記超音波二次元画像を用いて動きベクトルを計測する動きベクトル計測部と、血流画像用信号の受信及び血流計測領域を設定する血流画像用信号受信部と、前記動きベクトル計測部で計測する前記動きベクトルに基づき、前記検査対象の同一部位に設置されている血流計測領域を、受信した複数の血流画像用信号から選択し時系列血流画像用信号として保持する時系列血流画像用信号構成部と、前記時系列血流画像用信号を用いて自己相関演算処理を行ない、概領域の血流速および分散値を計測する自己相関演算部と、血流速及びその方向によって色分けした血流画像を構成し表示する血流画像表示部とを有し、

前記送波信号制御部は、前記検査対象の動く速さ及び血流速によって、前記超音波二次元画像用信号及び前記血流画像用信号の送波シーケンスを決定することを特徴とする血流画像表示装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血流画像表示装置において、

前記検査対象の動く速さが早い場合または遅い場合と、前記血流速が早い場合または遅い場合との組み合わせによって、前記超音波二次元画像用信号及び前記血流画像用信号の

送波シーケンスを決定する血流画像表示装置。**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の血流画像表示装置において、前記動きベクトルの計測は二枚以上の超音波二次元画像を用いて二次元で行なわれ、前記検査対象の同一部位に設置されている前記血流計測領域の選択は、前期動きベクトルの計測結果に基づいて深さ方向及びラスター方向の双方で行なわれることを特徴とする血流画像表示装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の血流画像表示装置において、前記血流画像用信号の取得時間は検査対象の動く速さによって決まることを特徴とする血流画像表示装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の血流画像表示装置において、前記検査対象の動く速さが変化するとき、動きベクトルの計測結果に基づいて送波シーケンスが変更されることを特徴とする血流画像表示装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の血流画像表示装置を用いる画像表示装置であって、前記検査対象のスライス方向の位置が異なる、動きの影響を除した複数の二次元血流画像を保持するための二次元血流画像構成部と、前記二次元血流画像を用いて、超音波二次元画像による前記動きベクトル計測の結果に基づく動き補正及び画像再構成処理によって、三次元血流画像を構成するための三次元血流画像構成部を有し、超音波二次元画像による動きベクトルの計測結果に基づいて、三次元血流画像を再構成することを特徴とする三次元血流画像表示装置。

10

【請求項 7】

請求項 6 に記載の三次元血流画像表示装置において、複数の二次元血流画像の間に生じる動きベクトルの計測は、二次元血流画像を構成する際に取得した超音波二次元画像を用いて行ない、また前記超音波二次元画像上に自己相関演算を行なうために設ける血流計測領域と同程度の領域を基準領域として設定し、前記基準領域によって行なうことを行なうことを特徴とする三次元血流画像表示装置。

20

【請求項 8】

請求項 1 に記載の血流画像表示装置において、動きベクトル計測結果に基づき、ラスター位置の移動が行なわれることを特徴とする血流画像表示装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波探触子により送受信した複数の超音波信号を用いて検査対象の平均血流速を計測し、血流分布を示す二次元画像を構成する際に、超音波画像を用いて計測する検査対象の動きを補正し、動きの影響を除した高精度の血流画像を表示する装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波を用いた血流の可視化技術(CFM(Color Flow Mapping))は、血管の分布や血流動態を非侵襲にかつ実時間で画像化できるため、診断や治療用のモニタリングツールとして医療現場で不可欠な技術となっている。

40

【0003】

超音波による血流計測は、検査対象の着目領域に対して超音波の送受信を複数回行ない、血流によって生じるドプラ周波数を自己相関演算処理によって計測することで行なう。計測したドプラ周波数からは、当該領域の平均血流速や血流方向の計測が可能である。超音波送受信を二次元で行ない、得られた各領域の血流情報を用いて画像を構成することにより、血流速や血流方向によって色分けされた二次元CFM画像が表示される。

【0004】

組織の動きの影響を除し、血流内を流れる造影剤からの信号のみを抽出する方法として

50

、組織からの強い反射エコーを利用して、着目領域からの複数の受信信号に含まれる組織の動きを補正する方法が提案されている（特許文献1）。造影剤からの反射エコーに含まれる高調波成分を抽出し画像化することを目的とした特許文献1に記載の技術は、CFMとは目的、手法共に異なるが、組織の動きを除する課題は共通である。この技術は、高い感度で高調波成分を画像化するパルスインバージョン法（特許文献2）に関する。以下に、パルスインバージョン法について簡単に説明する。まず、互いに位相が180度ずれた二波を検査対象に向けて送信し、各々の基本波成分と第二高調波成分を含む合計四つの反射エコーを受信する。受信した基本波成分同士及び第二高調波成分同士を加算処理することにより、基本成分は位相が反転しているため互いに打ち消し合い、一方で、第二高調波成分は送波信号に含まれた180度の位相差が二倍の360度になるため二倍に強調される。この第二高調波成分を画像化することにより、高い感度で血管の画像化が可能である。パルスインバージョン法では検査対象の同一領域からの信号を正確に加算処理することが前提にあり、組織の動きがある場合には、基本波成分の消し残しや第二高調波成分がされて加算される問題が生じる。特許文献1に記載の手法は、組織からの反射エコーが血流からのそれと比べて非常に強いことを利用したものである。受信した二つの反射エコーに対して、相関演算等の手法により、組織からの強いエコー信号を基準にした組織の動きの補正を行なった後、加算処理を行なう。この手法により、血流からの高調波成分を正確に抽出し、高い感度で血流を画像化できる。

【0005】

【特許文献1】特開第2001-286472号公報

20

【0006】

【特許文献2】米国特許第6095980号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

着目領域の血流情報を正確に計測するには、自己相関演算処理に用いる複数の受信信号がいずれも検査対象の同一領域からの反射信号である必要がある。しかし、生体内部の組織は呼吸や心拍の影響で必ず動いているため、複数回の送受信によって得られた時系列信号が検査対象の同一領域からの反射信号である保障はない。

【0008】

30

また、検査対象が動いている場合には、計測されるドプラ周波数には血流によるものと組織の動きによるものの両方が含まれる。通常、組織の動きは血流に比べて非常に遅く低周波であるため、低域遮断フィルタに代表される周波数フィルタ処理によって、血流による情報のみを抽出している。しかし、周波数フィルタ処理では、組織の動きと同程度の低速血流の情報も欠落するため、計測精度が低下する問題を残している。

【0009】

特許文献1に記載の動き補正方法を血流像撮像に適用して、動き補正された血流像を得るには、異なる時相の血流像同士で相関演算を行い動きを推定、補正する方法や、血流信号でなく、血流信号の計算の元になる受信RF信号間で相関演算を行い組織の動きを推定し、血流像に反映させる方法などがありうる。前者は動脈の血流など、断続的にしか信号が生じない場合には適用が難しいのに対し、後者の方法は断続的にしか血流が生じない状況でも、組織からのRF信号は常に存在しているので適用可能である。しかし、血流像撮像におけるRF信号を用いた、動き補正された血流像を得るには以下の課題がある。

【0010】

血球からの反射信号は生体組織からの反射信号に比べると小さいため、血流像撮像においては、送波エネルギーを大きくしている。生体への安全性の観点から、超音波断層像撮像においては、振幅が制限されているので、送波エネルギーを増やすために、空間分解能より感度を優先して、送波波形を時間軸方向に長く取っている。このことにより、深さ方向の空間分可能が劣化し、動きの推定の精度が悪い。また、血流像撮像においては、一箇所の信号を取得するために複数回の送受波を行なうことによるフレームレートの低下を防

40

50

ぐため、走査線の間隔を荒く取っている。そのため、血流像信号から動きを推定するには、横方向への精度も悪い。仮に精度があっても、走査線が荒いので、変形後の対応する位置の情報が欠落するので、従来公知の体動補正法もしくはそこから類推される範囲の体動補正法を行っても、体動補正積算型の血流像撮像は困難である。

【0011】

本発明の目的は、検査対象の変形や動きの影響を補正し、低速血流から高速血流まで正確に映し出した血流分布画像を表示する、血流画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の血流画像表示装置では、超音波画像を動き計測領域に細分化して各動き計測領域内の動きベクトルを計測し、前記動きベクトルに基づいて、複数回受信する血流計測用信号(CFM用信号)から検査対象の同一領域からの信号のみを選択して時系列CFM信号を構成し、前記時系列CFM信号を自己相関演算処理することにより、着目領域の平均血流速及び血流の方向によって色分けした二次元画像を構成し、これを細分化した全ての計測領域に対して行ない、得られた二次元画像を再構成することにより、組織の動きの影響を除した血流分布画像を表示する。特に、動き推定のために、CFM撮像の途中に動き推定用断層像撮像を行うことが精度向上のために重要である。10

【0013】

以下、本発明の血流画像表示装置の代表的な構成例について記す。

【0014】

(1) 検査対象についての情報を入力する検査対象入力部と、検査対象に対して超音波を送受信するための超音波探触子と、B-mode(超音波二次元画像)用信号とCFM(血流画像)用信号の送信トリガを制御するための送波信号トリガ制御部と、受信信号からB-mode画像を構成するためのB-mode画像構成部と、B-mode画像を複数の動き計測領域に細分化し、各動き計測領域内にて検査対象の動きベクトルを計測するための動きベクトル計測部と、受信した複数のCFM用信号を保持するためのCFM用信号受信部と、保持しているCFM用信号にCFM計測領域を設定し、複数のCFM用信号から前記CFM計測領域と同一部分に相当するCFM用信号を、動きベクトル計測部で計測した動きベクトルに基づいて選択し、自己相関演算処理に用いる時系列CFM信号を構成するための時系列CFM信号構成部と、自己相関演算処理により平均血流速と血流の方向を計測するための自己相関演算部と、血流の速さと方向で色分けした血流分布画像を構成し、表示するためのCFM画像表示部とを有する。20

【0015】

(2) 前記(1)の血流画像表示装置において、超音波探触子からのB-mode用信号とCFM用信号の送波シーケンスは、検査対象の動きの速さ及び計測する血流速の最大値によって決定されることを特徴とする。

【0016】

(3) 前記(1)の血流画像表示装置において、自己相関演算処理を行なう時系列CFM信号は、動きベクトル計測部で計測される動きベクトルに基づいて選択されたCFM用信号により構成されることを特徴とする。

【0017】

(4) 検査対象の動きの速さ及び血流速によって送波シーケンスを決定する手段と、CFM計測領域と同一部分に相当するCFM用信号を、動きベクトルの計測結果に基づいて、複数のCFM用信号から選択して時系列CFM信号を構成する手段と、前記時系列CFM信号によって自己相関演算処理を行ない、血流分布画像を表示するCFM画像表示部とを具備してなることを特徴とする。40

【発明の効果】

【0018】

本発明の血流画像表示装置によれば、検査対象の動きの影響を受けない血流計測が可能であり、組織の動きに近い低流速血流を含む高精度な血流分布画像を表示できる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【0019】

本発明の血流画像表示装置では、B-mode画像を用いて検査対象の動きベクトルを計測し、その計測結果に基づいて、CFM計測領域と同一部分に相当するCFM用信号を複数のCFM用信号から選択して時系列CFM信号を構成し、前記時系列CFM信号を用いて自己相関演算処理をし、血流分布画像を表示する。

【実施例1】

【0020】

まずCFMの撮像原理に関して図2を用いて説明する。図の右側は、時刻1から8における一つの血球の動きを示す。この血球の動きを捉えるために、パケット送受信と呼ばれる、同一部位に対して信号を複数回セット（この例では8回）で送受信を行う。図左側に、時刻1から8において、超音波をパケット送受信した場合の、各パケット内の受波エコー信号を示す。対象物の動きによって、対象物までの距離が変わるので、受波パルス信号が時間軸上でずれる。図中の点線で示すように、時間軸上のある一点で考えると、図2（b）に示すように、パケット内で位相が回転している。この位相回転量から、各位置における対象物動きの速度を推定し、画像化するのが、CFM撮像である。対象物の動きの早さによって、パケット内での最適繰り返し周波数が異なり、速い動きを対象にする場合は高い周波数が必要であり、遅い動きを対象にする場合は低い周波数が必要となる。1パケット分の情報を取得し終えると、隣の走査線（ラスター）に移り、同じ操作を行い、一画面分の情報を取得、断層像を表示する。通常の超音波断層像撮像に比べ、同一部位に複数回送受波を行うため、1パケットの送受波回数の分だけフレームレートが低下するので、通常は、CFM撮像においては、Bモード撮像の場合に比べラスターの数を減らして撮像を行い、ラスター間の補間ににより画像を作成している。10

【0021】

図1は、実施例1の血流画像表示装置の構成を示すブロック図である。

本実施例の血流画像表示装置では、検査対象の動きの速さ及び血流速に応じてB-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスを決定し、前記送波シーケンスに従ってCFM用信号及びB-mode用信号の送受信を行ない、CFM用信号の前後に取得したB-mode画像を用いて検査対象の動きベクトルをB-mode画像上に設定する動き計測領域毎に計測し、動きベクトルの計測結果に基づいて、最初に受信したCFM用信号上に設定するCFM計測領域と同一部位に相当するCFM用信号を、複数のCFM用信号から選択して時系列CFM用信号を構成し、前記時系列CFM用信号を用いた自己相関演算処理により平均血流速及び血流の方向を計測し、血流の速さと方向よって色分けしたCFM画像を随時表示する。20

【0022】

最初に、検査対象への超音波信号の送受信から、検査対象の動きを除したCFM画像表示に至るまでの装置の構成について、図1のブロック図を用いて説明する。

【0023】

検査対象入力部0で術者が検査する対象を選択すると、対象部位に対応した、予め設定されている測定の速度範囲が選択される。速度範囲の上限は、計測を行う上限となる血流速度である。上限だけでなく下限も設定する必要がある。これは動きのある生体組織からの反射エコー強度は血流からのエコー強度に比べ大きいため、ある閾値以下の低速成分はカットしないと、血流信号が生体からの信号に覆い隠されて見えなくなってしまうからである。入力された速度範囲は送波信号トリガ制御部2に送られて、B-mode用信号の撮像時間 t_B とCFM用信号の撮像時間 t_{CFM} が計算され、 t_B 及び t_{CFM} が繰り返してなる送波シーケンスが決定される。前記送波シーケンスに従って、超音波探触子1（以下、探触子）から検査対象に向けて超音波が照射される。探触子1は複数の圧電素子が一次元または二次元に配列された構造を持つ。送波信号トリガ制御部2からB-mode用信号ないしCFM用信号の送信トリガが入ると、探触子1の各素子には、所定の深度で集束するのに必要な時間遅延が電子的にかけられた送波信号が、ここには図示しないA/D変換器を介して入力される。送波信号は検査対象内部の反射体によりエコー信号として反射され、探触子1の各圧電素子で受信される。B-mode用信号として送信された超音波のエコー信号は、受信後にB-mode画304050

像構成部3に送られ、焦点距離に応じたゲイン補正と、焦点距離に応じて各素子の間に生じる時間遅延の補正がなされた後に加算処理され、ラスター信号と呼ばれる深さ方向に沿った一次元信号が構成される。集束超音波を二次元走査させて得られた複数のラスター信号に包絡線検波および走査線間の補間を加えることで、検査対象の超音波に対する反射率を反映したB-mode画像が構成される。B-mode画像は動きベクトル計測部4で複数の動き計測領域に区分され、各動き計測領域で検査対象の動きベクトルが計測される。動きベクトルは、二枚のB-mode画像上の同一部分に設定された動き計測領域同士による相互相関演算処理によって求められる。各計測領域で求めた動きベクトルは、時系列CFM信号構成部6に送られる。

【0024】

10

次に、送波信号トリガ制御部2からCFM用信号トリガが入力されると、探触子1によりCFM用信号の送受信が行なわれ、CFM用信号受信部5に取り込まれる。CFM用信号の送受信は、B-mode用信号と異なり、各ラスターで複数回行なわれる。時系列CFM信号構成部6では、各ラスターで最初に取り込まれたCFM用信号上にCFM計測領域が設定され、設定された領域と同一部位に相当するCFM用信号が、二回目以降に取り込まれたCFM用信号から、計測した動きベクトルに基づいて選択されて時系列CFM信号が構成される。前記時系列CFM信号は、自己相関演算部7で、自己相関演算処理がなされ、血流の平均速度および分散値が計算される。自己相関演算処理がなされたCFM計測領域は、血流の速さや方向に基づいて色分けされた二次元画像データに変換され、CFM画像表示部8に送られる。CFM画像表示部8では、複数のCFM計測領域から構成された二次元画像データが、検査対象全体を映す一枚のCFM二次元画像に再構成され、画面上に表示される。

【0025】

20

次に、CFM用信号の送受信、検査対象の動き補正処理、時系列CFM信号の作成を経てCFM画像を構成するまでの工程を、図3に示すフローチャートおよび図7に示す送波シーケンスを用いて説明する。図7はB-mode撮像ONとOFFのタイミング、図7はCFM撮像ONとOFFのタイミングを表す。f₁, f₂は動きベクトル計測に用いるB-mode画像を示す。Sは各ラスターのCFM用信号を表し、上付き文字と下付き文字は各々ラスター番号（最大m番）と、各ラスターにおける信号の送受信回数（最大n回）を表す。また、Pは、CFMの動き補正ブロックを表す。Pの左側上付き文字は深さ方向に沿って（探触子に近い領域から順に）付けられたブロック番号である。Pの右側の上付きおよび下付き文字はCFM用信号Sの時と同様で、各々ラスター番号（最大m番）と、各ラスターにおける信号の送受信回数（最大n回）を表す。

【0026】

30

最初に、動きベクトルを計測するためのB-mode画像f₁を構成する（工程1）。次に、CFM用送波信号トリガが入力されCFM撮像モードに入り、各ラスターにてパケット内1番目のCFM信号(S¹₁ - S^m₁)が取り込まれる（工程2）。取り込まれた各ラスター信号はj個のCFM動き補正ブロック(S¹₁ = ¹P¹₁ - ^jP¹₁)に区分される（工程3）。各ラスター上に設定されるCFM動き補正ブロックの数jは、CFM画像の視野にもよるが8個から12個である。続いて、B-mode画像f₂が取り込まれ（工程4）、f₁ - f₂間に生じた動きベクトルを最小二乗法または相互相関演算によって計測する（工程5）。動きベクトルの計測は、B-mode画像上に設置された複数個の動き計測領域毎で行なわれる。次に再び、CFM用送波信号トリガが入力されCFM撮像モードに入り、各ラスターにてパケット内2番目のCFM信号(S¹₂ - S^m₂)が取り込まれる（工程6）。取り込まれた各ラスター信号はj個のCFM動き補正ブロック(S¹₁ = ¹P¹₁ - ^jP¹₁)に区分される（工程7）。

【0027】

40

動きベクトルの計測結果に基づいて、ラスター上に設定されたCFM動き補正ブロックと同一部位に相当するCFM用信号が、取り込んだ全てのラスター信号から選択され（工程8）、時系列CFM信号がメモリに格納される（工程9）。メモリに格納された時系列CFM信号は、自己相関演算処理され、平均血流速度および分散値が計算される（工程10）。自己相関演算処理を用いた血流の平均血流速及び分散値の計算は、一般的の超音波診断装置で広

50

く使われている処理であるため、詳しい説明は省略する。全てCFM計測領域において構成された二次元画像データをビデオ信号に再構成することにより、検査対象全体の血流分布画像（CFM画像）が構成され、画面に表示される（工程11）。

【0028】

次に、動きベクトル計測の結果に基づく、パケット内動き補正型のCFM信号の構成方法について説明する。

【0029】

具体的な構成方法について図5を用いて説明する。説明を簡略化するため、ここではラスター数を3本、各ラスター上に設定するCFM計測領域の数を7個、ラスター方向への超音波走査を3回繰り返して得たCFM用信号を想定し、CFM動き補正ブロック1P11に関する時系列CFM信号の構成について説明する。401a、401b、401cは、それぞれ1回目、2回目、3回目のCFM信号用をラスター方向に走査した時のB-mode画像（f1, f2, f3）を表し、402a、402b、402cは、画像401a、画像401b、画像401cの中にある検査対象を示す。つまり、CFM用信号を3回走査させる間に、検査対象は402aから402bの位置を経て402cの位置に移動したことを表す。ラスター信号S11はCFM動き補正ブロック1P11から7P11に分割され、以下S21、S31および二回目、三回目のCFM用信号の走査で得られるS12、S22、S32およびS13、S23、S33も同様に各々7個のCFM動き補正ブロックに分割される。

10

【0030】

今、401a上のCFM動き補正ブロック¹P₁¹に着目し、402a、402cから検査対象の動きを考慮せずに時系列CFM信号を構成した場合、¹P₁²、¹P₁³が選択される。¹P₁³を選択する段階で、実際には検査対象は402cの位置まで移動しているため、選択された時系列CFM信号では正確な血流計測はできない。したがって、動きベクトル計測部で計測された動きベクトルを用いて、検査対象の同一部位に対応するCFM動き補正ブロックを選択する必要がある。403は、¹P₁¹が設置された領域の動きベクトルを示す。この動きベクトル403を用いて、¹P₁¹と同一部位に相当するCFM動き補正ブロック²P₂²が、二回目に走査されたCFM用信号群（S¹₂, S²₂, S³₂）から選択される。CFM動き補正ブロック¹P₁¹に対応した、動き計測領域における動きベクトルの計測結果が(x, y)のとき、動きベクトル403、404は(x/3, y/3)と推定される。同様にして、動きベクトル404(x/3, y/3)を用いて、CFM計測領域³P₃³が三回目に走査されたCFM用信号群（S¹₃, S²₃, S³₃）から選択される。

20

【0031】

30

以上の処理を全てのCFM計測領域に対して行うことで、検査対象の同一部位毎に纏められた時系列CFM信号がメモリに格納され、自己相関演算処理、血流分布画像の構成がなされる。この説明では、CFM計測領域は互いに重なり合わない説明を行ったが、実際にはCFM計測領域は重なり合っている方が精度を向上するには望ましい。動き補正ブロックが互いに重ならないと、血流信号検出用の自己相関窓が動き補正ブロックの境界をまたいでいる場所において、相関演算に誤差が出やすくなる。

【0032】

B-mode画像に設定される動き計測領域とCFM用信号に設定されるCFM計測領域が同じである場合は、各CFM計測領域における動きベクトルが直接に計測されるため、時系列CFM信号を構成する際の領域選択は計測した動きベクトルに従えばよい。動き計測領域がCFM計測領域よりも大きい場合には、動きベクトルを計測した後に、動き計測領域をCFM計測領域と同じ大きさに再度領域分割し、分割した領域の動きベクトルを再計算する。図6の121は4つの動き計測領域を示し、各領域での動きベクトルをV1、V2、V3、V4、とする。CFM計測領域の大きさに合わせるために、動き計測領域121の各領域を4分割し（122）、分割された領域123における動きベクトルV5を考える。分割前の各動き計測領域の中心を124、分割後の領域123の中心を125とし、V5は領域123の中心から周辺領域までの距離に応じた重み付けをして求められる。今、(V1, V2, V3, V4)に対する距離の比が($\times 1, \times 2, \times 3, \times 4$) ($\times 1 < \times 2 = \times 3 < \times 4$)であった場合、 $V5 = (\times 4 \cdot V1 + \times 2 \cdot V2 + \times 3 \cdot V3 + \times 1 \cdot V4) / (\times 1 + \times 2 + \times 3 + \times 4)$ と計算される。

40

【0033】

50

上述の体動補正方法では、基準となるCFM計測領域が時系列CFM信号群の中で最初に取得した信号 (1P_1) となっているが、動きベクトル計測部4で計測される動きベクトルを反転することにより、体動補正の基準を最後に取得したCFM用信号にすることが可能である。それにより、表示されるCFM画像は、実際の検査対象の状態をより正確に反映した画像となる。

【0034】

ここまでで、まずパケット内での動き補正に関して記述したが、本方法をフレーム間での動き補正に適用することも可能である。図1に示すように、動きベクトル計測部4での計測結果を時系列CFM信号構成部6に反映するパケット内動き補正に加え、フレーム間での体動補正を、CFM表示部8で行い、動きの影響を受けないパーシステンスを行うことが可能になる。10

フレーム間動き補正に関しては、パケット内にBモード撮像が行われていない方法にも適用可能である。

【0035】

次に、B-mode用信号及びCFM用信号の送波時間 (t_B 、 t_{CFM}) からなる送波シーケンスの決定プロセスについて説明する。

【0036】

B-mode用信号およびCFM用信号の撮像時間 (t_B 、 t_{CFM}) は、対象としている血流速と検査対象の動く速さ及び視野の広さによって決まる。血流計測に関しては、CFM用信号はパルスで送信されるため、パルスの繰返し周期によって計測可能な血流の速さが制限される。また、検査対象の動き計測に関しては、超音波ビームの大きさによって制限がある。以上の制限を考慮した撮像時間 (t_B 、 t_{CFM}) の設定方法を、以下に説明する。20

【0037】

血流速の計測限界は、各ラスターでのパルスの繰り返し周期をT、血流によって生じるドプラ周波数を fd とすると、 $T < 1/(2fd)$ となる。高速血流になるほど fd は大きくなるため、パルスの繰り返し周期Tは小さくなり、計測範囲が体表近くの浅い部分に限られる。また、低速血流では繰り返し周期Tが大きくなるため、CFM画像を構成するのに必要な信号の取得時間が長くなり、フレームレートが低下する。このような特性を持つT、視野の深度d、超音波の速度cおよび、各ラスターにおける繰り返し送受信回数n、ラスター本数mを用いて、CFM用信号撮像時間 t_{CFM} は、 $(n \times (T + (2d/c))) \times m$ (式1) と表される。(ただし、 $T > > 2d/c$ の場合は、同じラスター位置でTの時間が経過するのを待つ間に、異なるラスターの信号の取得を行うことにより、撮像時間の短縮を図ることが出来る。)30

一方、B-mode画像を用いた動きベクトルの計測限界は、探触子の口径と、探触子から集束点までの深さと、送波信号の空間周波数によって決まる、スライス方向(撮像面の法線方向)の受波ビームの大きさ(Point Spread Function)に依存する。スライス方法の動きベクトルの大きさが受波ビームの大きさの20%以下であれば、動きベクトルの計測に必要な輝度情報が撮像面内に残り、二次元相関演算処理によるB-mode画像面内の動きベクトルの計測が可能である。よって、B-mode画像を取得する時間間隔、つまり t_{CFM} は、受波ビームの大きさをD、検査対象の動く速さをVとした場合、 $V \cdot t_{CFM} = 0.2D$ (条件1) を満たさなければならない。例えば、探触子のスライス方向の口径が4mm、焦点距離30mm、超音波周波数が10MHzの場合には、ビームのスライス方向の幅Dは約2mmになる。検査対象の動く速さは部位によって異なるが、およそ1-40mm/secであるため、(条件1)から決まるCFM用信号の取り込み時間 t_{CFM} は $t_{CFM} < 0.02 \sim 0.8$ の範囲で設定される。(式1)と(条件1)から、繰り返し周期Tと検査対象の動く速さVの間には、 $n(T+2d/c) \times m = (0.2D)/V$ (条件2)の関係が導かれる。40

(式1)および(条件1)を満たす撮像時間 (t_B 、 t_{CFM}) を組み合わせて、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスが決定される。図7には、送波シーケンスの概略が示されている。B-mode用信号トリガとCFM用信号トリガが交互に入力されるのに応じて、B-mode画像 (f_1, f_2, \dots) およびCFM信号 ($SCFM_1, SCFM_2, \dots$) が取り込まれる。CFM用信号取得時間 t_{CFM} は可能な限り長く設定され、 t_{CFM} の間に取り込むCFM信号の量や取り込み方は50

、血流速(時間T)によって決定される。

【0038】

関心速度域に応じた、具体的な送波シーケンスについて図8～13を用いて説明する。各図中の(a)はhighがB-modeの撮像ON, lowが撮像OFF、(b)も同様にCFMの撮像時間ONとOFFを表す。fは動きベクトル計測に用いるB-mode画像を示す。Sは各ラスターのCFM用信号を表し、上付き文字と下付き文字は各々ラスター番号(最大m番)と、パケット内の何回目か(最大n回)を表す。

【0039】

図8は、検査対象の動く速さが速く(tCFM短)、血流速が速い(T短)場合の送波シーケンスの例で、B-mode画像と1ラスター分のCFM用信号(n回送受信)を交互に繰り返し取り込み、CFM画像の構成に必要な全てのラスター信号を受信する。

10

【0040】

図4は、検査対象の動く速さが比較的速く(tCFM短)、血流速が遅い(T長)場合に有効な送波シーケンスの例で、複数のラスターを一纏りとし、各々のラスターにおけるCFM用信号を受信した後にB-mode画像を取り込む。図9ではラスター3本を一纏まりとした時の例である。最初にB-mode画像を取り込み、続いて1ラスター目から3ラスター目までの超音波走査をn回繰り返し、3ラスター分のCFM用信号を取り込む。血流速が速く、1パケット送受信の間に他ラスターの信号を取っている時間が無い場合には、ラスター毎に超音波送受信をしてもよい(図10)。以上の超音波送受信を繰り返し、全てのラスターのCFM用信号を取り込む。

20

【0041】

図11は、検査対象の動く速さが遅く(tCFM長)、血流速が速い(T短)場合の送波シーケンスの例で、全てのラスター信号を、途中でB-mode画像を取り込むことなく連続して送受信する。最初にB-mode画像を取り込み、続いて1ラスター毎にn回のCFM用信号の送受信を行ない、これを全てのラスター(m本)に渡って行なう。

【0042】

図12は、検査対象の動く速さが遅く(tCFM長)、血流速が遅い(T長)場合の送波シーケンスの例で、最初にB-mode画像を取り込み、続いてラスター方向への超音波走査をn回繰り返してCFM用信号を送受信する方法である。

30

【0043】

検査対象の動く速さが遅く(tCFM長)、血流速が遅いが、全ラスター(m本)を超音波走査させるほどの時間Tが確保できない場合には、複数のラスター(m以下)を一纏りにしてラスター群を形成し、各ラスター群においてラスター方向への超音波走査をn回繰り返す送受信方法により、全てのラスター信号を取得する方法(図13)が考えられる。

【0044】

検査対象の動く速さが遅く、 t_{CFM} がCFM用信号を全ラスターにおいて取り込める場合には、CFM用信号を取り込んでいる途中に適宜B-mode画像を取り込む方がよい。検査対象の動きを補正するCFM用信号の量に対して、B-mode画像が多いほど、動きの補正精度が向上するためである。

40

【0045】

図8～図13に示すいずれの送波シーケンスにおいても、B-mode画像の取得に要する時間tBは可能な限り短い方がよい。tBを短くする手段として、B-mode画像のラスター数をCFM用信号のラスターに合わせて減らす方法が考えられる。

【0046】

図1に示すブロック図に従う血流画像表示装置では、術者が画面に表示される検査対象を選択することにより検査対象の動く速さ及び血流速が決定され、それによりB-mode用信号及びCFM用信号の送波シーケンスが決定されるシステムである。図14に示すブロック図に従う血流画像表示装置では、送波シーケンスの最初に二枚以上のB-mode画像及び血流計測のための信号を取り込み、検査対象の体動及び血流速を計測する。この計測結果に基づいてB-mode用信号及びCFM用信号の送波シーケンスを決定するシステムである。このシス

50

テムの場合、動きベクトル計測部4で計測した検査対象の動く速さの情報が送波信号トリガ制御部2に送られるため、術者が操作中に検査対象の動く速さが変化しても自動的に最適な送波シーケンスで血流画像を表示することが可能である。

【0047】

以上に説明した血流画像表示装置ではCFM画像について述べられているが、パワードップラ画像を用いた場合でも、自己相関演算処理以外は同様の装置構成及び信号処理のフローチャートにより、体動の影響を除したパワードップラ画像の表示が可能である。パワードップラでは自己相関演算処理の代わりに、得られたCFM用信号を用いてドップラ周波数の強度演算が行なわれる。血流方向の情報は得られないが、血流によって生じた周波数偏移の全信号強度を画像化するため、CFM画像に比べて高い感度で血管を画像化できる。

10

【実施例2】

【0048】

以下、実施例1の血流画像表示装置を利用した、三次元血流画像表示装置について図15のブロック図を用いて説明する。

【0049】

検査対象の三次元情報を取り込むために、使用する超音波探触子1の構成及び撮像方法は複数考えられる。超音波探触子1が一次元アレイの場合、三次元情報を取り込むために、前記超音波探触子をスライス方向に機械的に走査させる必要がある。走査方法は、術者が手動で走査させてもよく、また、モーター制御で自動的に走査させてもよい。超音波探触子1が二次元アレイの場合、前記超音波探触子を機械的に動かすことなく任意撮像面を取り込むことが可能であるため、スライス方向に自動的に撮像面を走査させて、検査対象の三次元情報を容易に取り込むことが可能である。

20

【0050】

超音波探触子1による超音波の送受信から検査対象の動きを除した二次元CFM画像を構成するまでの装置の構成及び信号処理の工程は、実施例1と同じである。自己相関演算処理された信号は、二次元CFM画像構成部9で検査対象の動きの影響を除した二次元CFM画像に構成され、メモリに保持される。図16の111aは保持された二次元CFM画像を示す。次に、スライス方向に僅かにずれた二次元CFM画像を取得するための超音波送受信が、送波信号トリガ制御部2からの送波シーケンスに従って行なわれ、新たな二次元CFM画像が二次元CFM画像構成部9でメモリに保持される(図16の111b)。次に、二枚の二次元CFM画像111aと111bは三次元CFM画像構成部10に送られ、検査対象の動きを補正した三次元CFM画像に構成される。

30

【0051】

次に、検査対象の動きの補正方法について図16を用いて説明する。二次元CFM画像を構成するための超音波信号の送波シーケンスについては実施例1で説明した。そこでは、CFM用信号から検査対象の動きの影響を除するために、CFM用信号の送信開始前、及び二次元CFM画像を構成するための最後のCFM用信号の受信後に、必ずB-mode画像を取得する。したがって、実施例2では、二次元CFM画像111aを取得した直後のB-mode画像115aと二次元CFM画像111bを取得した直後のB-mode画像115bを動きベクトル計測部4に保持し、前記二枚のB-mode画像(115a, 115b)によりCFM画像111aとCFM画像111bの間に生じる動きを補正する。取得した各二次元CFM画像は動きの補正が成された画像であるため、CFM画像111aとCFM画像111bの間の動き補正是、B-mode画像115a上に設ける基準領域114を用いて行なえば、自動的に二次元画像内全体の動きの補正がなされる。体動補正の方法は、二次元CFM画像を構成する際に用いた方法と同じである。基準領域114と最も整合が取れる領域を、相互相関演算または最小二乗法によって、B-mode画像115bから探索する。探索の結果得られる領域と基準領域とが重なるように二次元CFM画像111aと111bを再構成することにより、検査対象の動きの影響を除した三次元CFM画像が構成される。

40

【0052】

新たに取り込まれる二次元CFM画像111cに関する動き補正についても同様であり、

50

二次元CFM画像 1 1 1 b および 1 1 1 c を取得した後に取り込まれるB-mode画像 (1 1 5 b、1 1 5 c) を用いて、B-mode画像上に新たに設置される基準領域を基にして、三次元CFM画像構成の際の動きの補正がなされる。検査対象全体の二次元CFM画像について、動きの補正および画像再構成を行なうことにより、動きの影響を除した三次元CFM画像が構成される。

【実施例3】

【0053】

実施例1においては、Bモード撮像における動き推定の結果を、既に取得済みのCFMデータの中から同一部位に対応するデータを選択するのに用いている。この3番目の実施例では、Bモード撮像における動き推定の結果を用いて、次の送受波を行うラスター位置の補正に用い、より小さな動きの補正を行うものである。すなわちラスター位置を空間に対して定めるのではなく、動きに対してトラッキングを行うことで、対象臓器中の各組織に対応させたラスターを定義する。特に体動と血流の速さが同じような、抹消血管における低速血流を綺麗に描出するには、本実施例は有効である。従来は体動を除去するのに速度の違いを用いていたので、低速血流の描出は困難であった。本実施例では、パケット内の各送受信の間にBモード撮像による動き推定を行い、図17(a)に示すように次のCFM用送受信のラスター位置に反映させる。ここで実線201がパケット内で一番目の送受信におけるラスターであり、破線202がパケット内で二番目の送受信におけるラスター、一点鎖線203がパケット内で三番目の送受信でのラスターである。撮像シーケンスとしては、図18に示すように、着目する(ここではN番目とする)ラスターと±1本隣のラスターの計三本でBモード撮像を行い(工程21)、ラスターN番目でのCFM撮像(工程22)、再N及びN±1のラスター三本でBモード撮像を行い(工程23)、方位方向の移動量推定(工程24)、この推定結果に基づいて、CFM用の二回目の送受信を行う(工程25)この操作を1パケット分繰り返す。これが終了すると、CFM用着目ラスターを移動し、NをN+Jに変更。Bモードでのラスター間隔より、CFMのラスター間隔の方が通常は荒いので、J>1である。この操作を繰り返すことで一画面分の撮像が完了する。

【0054】

またBモード撮像において、受信複ビームや、RFデータのラスター間補間によって、撮像時間を増やすことなく、ラスター数を増やすことによって、ラスター方向の動き補正精度を向上させておくと、ラスター位置のトラッキングを行うには有効である。従来のアナログ超音波診断装置のリニア走査やコンベックス走査においては、ラスターの間隔は一定で、送受信のビームフォーミングのための各素子の遅延時間パターンは口径移動に対して不变である必要があったので、ラスター位置のトラッキングは現実的ではない場合もあったが、近年のデジタル超音波装置では各ラスター毎に異なる遅延時間を適用可能であるので、組織が歪みを伴って変形するような、ラスター間隔が一定でなくなるような動きに対しても本方法が適用可能である。特に、低速血流の抽出に主眼を置いた場合は図17(b)に示すように、深さ方向に何段階かに分けて、信号を取り込み、ラスター位置トラッキングを深さ毎に別々に行なうことで、深さ方向に一様でない動きに対しても高精度に追跡出来る。

【0055】

従来は動く対象に対して、撮像時間を短縮することで追随してきたが、逆に低速でも位置を補正しながら追随することで、低速血流の推定には適した画像化を行うことが可能になった。

【0056】

動き推定方法は実施例1に記述した方法と同様に行っても実現可能であるが、回路規模を小さくするために、ラスターのトラッキングでは横方向に移動量だけ推定し、ビームフォーミングに反映、後半の処理では深さ方向の動き補正だけ行う方法もある。横方向だけ推定するのは、例えばBモード画像データを深さ方向に積算し、深さ方向に圧縮された1次元データにして、1次元相關演算を行う方法や、ベクトルドップラと呼ばれる横方向の動きに感度を持つ口径重みを使った信号取得方法がある。深さ方向に完全に動きが一様とみ

10

20

30

40

50

なせない場合は、この処理を複数列もっておくことも、精度向上に有効である。このようにラスターのトラッキング処理に特化した部分を分離して回路規模を小さく出来ると、装置に実装する上では、実装するASICの選択の自由度が増えるので極めて有利である。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】本発明の実施例1になる血流画像表示装置の構成を示すブロック図。

【図2】CFM撮像の原理を説明する図。

【図3】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号及びCFM用信号の送受信からCFM画像表示に至る信号処理工程を説明するフローチャート。

【図4】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

10

【図5】実施例1の血流画像表示装置において、体動計測結果に基づいて、検査対象の同一部位に設置されたパケットを取得したラスター信号から選択する方法を表す図。

【図6】実施例1の血流画像表示装置において、動き計測領域よりも小さいCFM計測領域における動きベクトルの推定方法を示す図。

【図7】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図8】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図9】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

20

【図10】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図11】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図12】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図13】実施例1の血流画像表示装置において、B-mode用信号およびCFM用信号の送波シーケンスの一例を表す図。

【図14】本発明の実施例2になる血流画像表示装置の構成を示すブロック図。

30

【図15】実施例2の三次元血流画像表示装置の構成を表すブロック図。

【図16】実施例2の三次元血流画像表示装置において、三次元画像を構成するための二次元CFM画像と体動補正に用いるB-mode画像を示す図。

【図17】実施例3の血流画像表示装置におけるラスター位置の説明図。

【図18】実施例3の血流画像表示装置において、B-mode撮像及びCFM撮像の信号処理工程を説明するフローチャート。

【符号の説明】

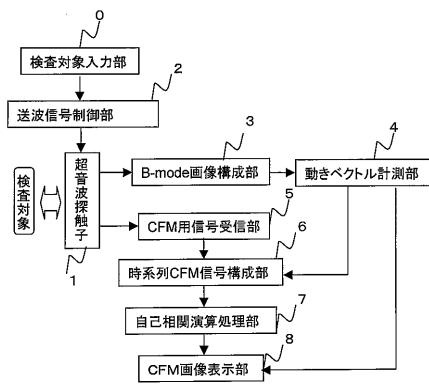
【0058】

0...検査対象入力部、1...超音波探触子、2...送波信号制御部、3...Bモード画像構成部、4...動きベクトル計測部、5...CFM信号受信部、6...時系列CFM信号構成部、7...自己相関演算処理部、8...CFM画像表示部、9...二次元CFM画像構成部、10...三次元CFM画像構成部、111...CFM断層像、114...Bモード画像内の関心領域、115...Bモード断層像、121...動き計測領域、122...分割領域、123...分割領域、124...分割前の各動き計測領域の中心、125...分割後の領域123の中心、201...一回目の送受信におけるラスター、202...二回目の送受信におけるラスター、203...三回目の送受信におけるラスター、401...1回目、2回目、3回目のCFM信号用をラスター方向に走査した時のB-mode画像、402...検査対象、403...動きベクトル。

40

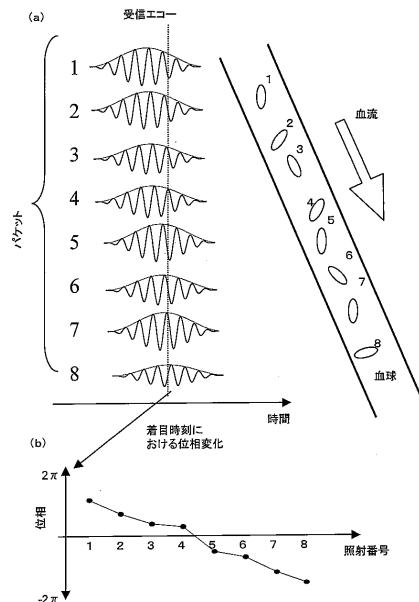
【図1】

図1



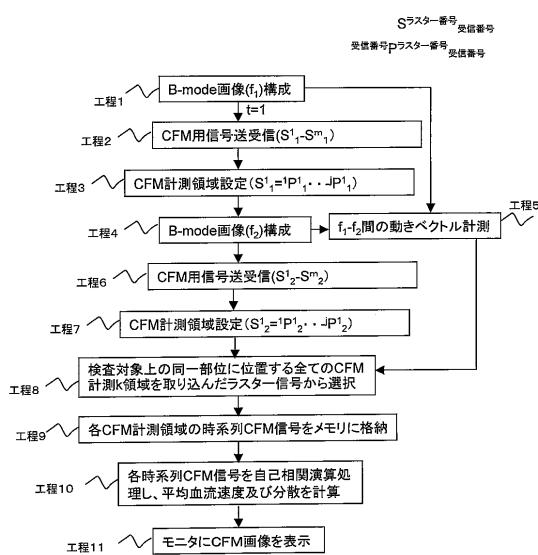
【図2】

図2



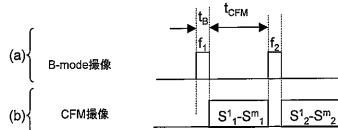
【図3】

図3

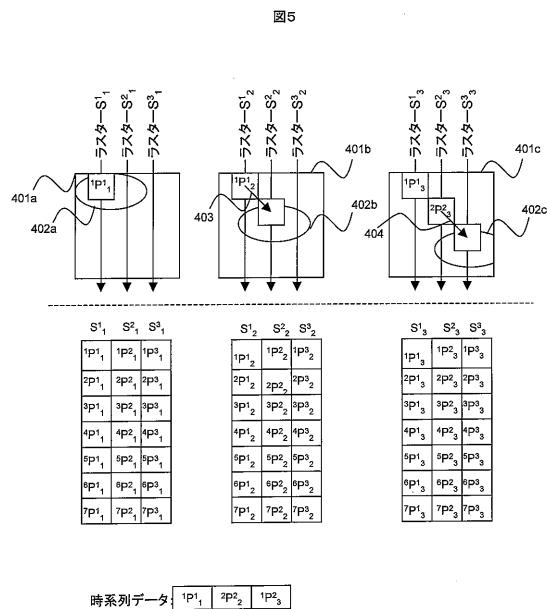


【図4】

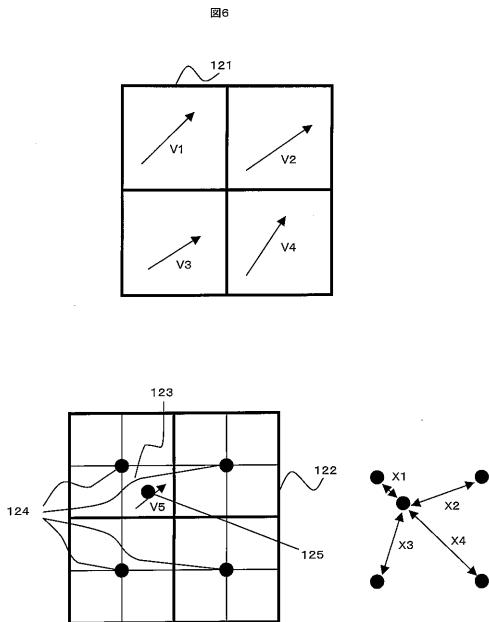
図4



【図5】

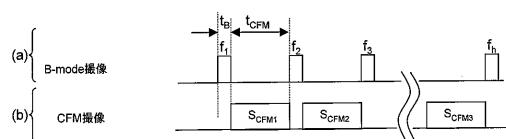


【図6】



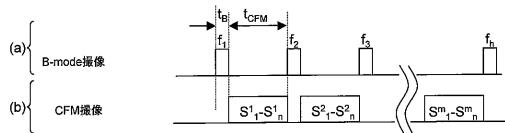
【図7】

図7



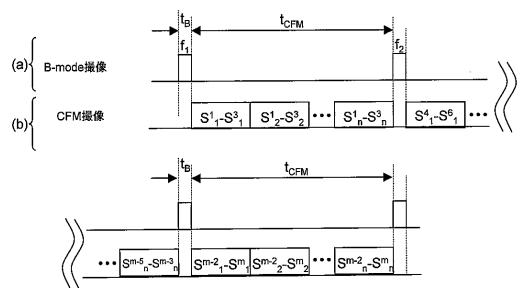
【図8】

図8



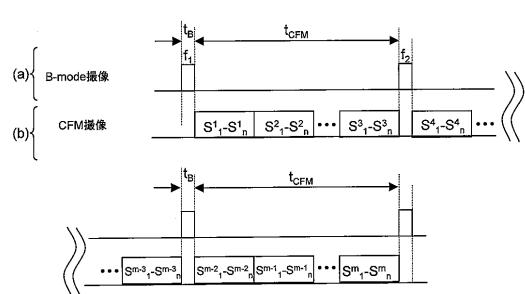
【図9】

図9



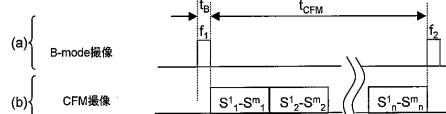
【図10】

図10



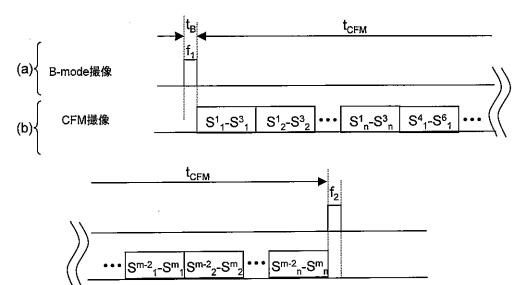
【図12】

図12



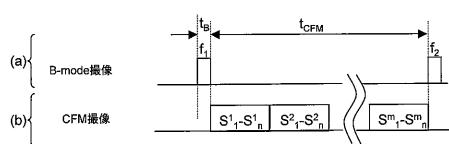
【図13】

図13



【図11】

図11



【図14】

図14

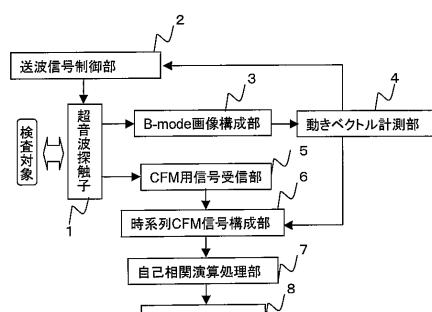
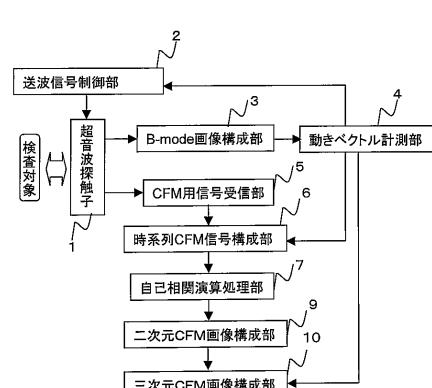
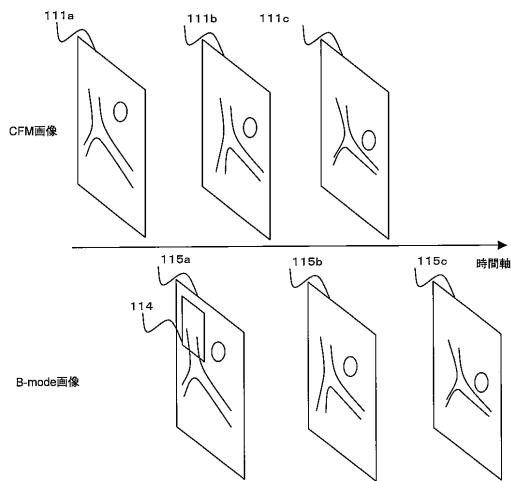


図15



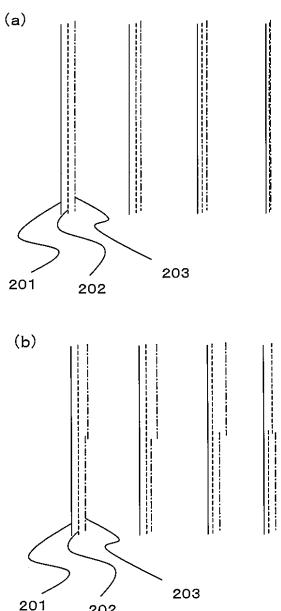
【図16】

図16



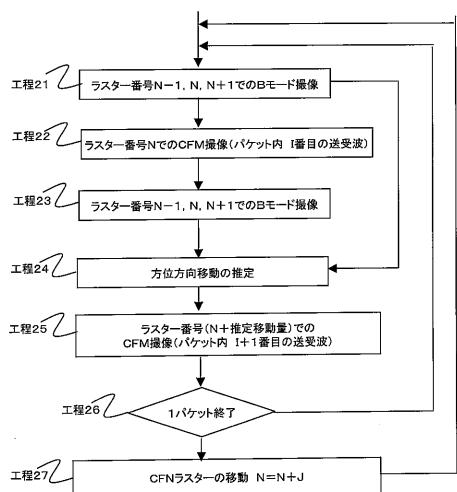
【図17】

図17



【図18】

図18



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-151133(JP,A)
特開平08-052137(JP,A)
特開2005-296253(JP,A)
特開平02-309934(JP,A)
特表2005-500888(JP,A)
特開平07-178091(JP,A)
特開2005-034342(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0125624(US,A1)
米国特許第06190321(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	血流画像表示装置		
公开(公告)号	JP4730125B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2006044650	申请日	2006-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀樹 東隆		
发明人	吉川秀樹 東隆		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/HH14 4C601/JB43 4C601/JB51 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK21 4C601/LL04		
代理人(译)	井上学		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2007222253A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于显示CFM图像的血流图像显示装置，其在成像期间不受受影响的对象部分中的组织移动的影响或受其影响较小。
 ŽSOLUTION：血流图像显示装置包括：传输信号触发控制部分，用于根据检查对象的运动速度控制B模式信号和CFM信号的传输触发；用于向检查对象发送超声波和从检查对象接收超声波的压电元件排列的超声波探头；B模式图像构成部分，用于通过接收信号构成B模式图像；运动矢量测量部分，用于通过使用B模式图像测量检查对象的运动矢量；CFM信号接收部分，用于接收来自超声波探头的CFM信号；时间顺序CFM信号存储部分，用于根据在运动矢量测量部分中测量的运动矢量选择位于检查对象的相同部分的CFM测量区域并按时间顺序执行存储在存储器中；和自相关计算处理部分，用于通过使用时序CFM信号执行自相关计算处理。 Ž

