

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5877816号
(P5877816)

(45) 発行日 平成28年3月8日(2016.3.8)

(24) 登録日 平成28年2月5日(2016.2.5)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-110913 (P2013-110913)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成25年5月27日 (2013. 5. 27)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2014-226470 (P2014-226470A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成26年12月8日 (2014. 12. 8)	(72) 発明者	長野 智章
審査請求日	平成26年5月26日 (2014. 5. 26)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	森 修
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、
前記超音波信号からドブラ情報を生成するドブラ情報生成部と、
前記被検体に与えられた負荷に応じて複数の前記ドブラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、
所定の前記近似度を有する前記ドブラ情報を近似ドブラ情報として取得する近似ドブラ情報取得部と
を備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 2】

前記複数のドブラ情報を重畳して表示部に表示させるドブラ情報重畳部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 3】

前記近似度算出部は、生体信号に同期する複数の前記ドブラ情報のドブラ波形、前記複数のドブラ情報の時間、及び前記複数のドブラ情報に基づく計測値の少なくとも1つの前記近似度を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 4】

前記近似度算出部は、生体信号に同期する前記ドブラ情報のドブラ波形を拡大又は縮小して、前記ドブラ波形の近似度を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 5】

前記近似度算出部は、前記被検体の血流情報及び組織運動情報の少なくとも1つに基づいて前記近似度を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 6】

前記近似度算出部は、前記複数のドブラ情報の差、比、相関係数、及びパターンマッチングの少なくとも1つに基づいて前記ドブラ情報の近似度を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 7】

生体信号に基づいて前記負荷を判定する負荷判定部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

10

【請求項 8】

前記ドブラ情報重畳部は、基準となる前記ドブラ情報と所定の前記近似度を有する前記複数のドブラ情報を重畳して表示部に表示させることを特徴とする請求項2に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 9】

被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、
前記超音波信号からドブラ情報を生成するドブラ情報生成部と、
複数の前記ドブラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、
所定の前記近似度を有する前記ドブラ情報を近似ドブラ情報として取得する近似ドブラ情報取得部と、

20

前記近似度が高い順に前記近似ドブラ情報の複数のセットを表示する表示部を備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 10】

負荷心エコー検査の各ステージに対応する前記近似ドブラ情報を表示する表示部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 11】

前記ドブラ情報重畳部は、経時的に連続する前記ドブラ情報から前記近似度を算出するための基準となるドブラ情報を選択し、

前記基準となるドブラ情報を含む前記複数のドブラ情報を重畳して表示する表示部を備えることを特徴とする請求項2に記載の超音波画像撮像装置。

30

【請求項 12】

被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、
前記超音波信号からドブラ情報を生成するドブラ情報生成部と、
複数の前記ドブラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、
所定の前記近似度を有する前記ドブラ情報を近似ドブラ情報として取得する近似ドブラ情報取得部とを備え、

前記ドブラ情報生成部は、前記被検体の複数個所の前記超音波信号からドブラ情報を生成し、

前記近似度算出部は、前記複数個所のドブラ情報を一体として前記近似度を算出し、

前記近似ドブラ情報取得部は、前記複数個所のドブラ情報を一体として前記近似ドブラ情報を取得することを特徴とする超音波画像撮像装置。

40

【請求項 13】

前記ドブラ情報生成部は、前記被検体の複数個所の前記超音波信号からドブラ情報を生成し、

前記近似度算出部は、前記複数個所のそれぞれにおいて前記近似度を算出し、

前記近似ドブラ情報取得部は、前記複数個所のそれぞれにおいて前記近似ドブラ情報を取得することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 14】

被検体に対して超音波信号を送受信し、

前記超音波信号からドブラ情報を生成し、

50

前記被検体に与えられた負荷に応じて複数の前記ドプラ情報の近似度を算出し、
所定の前記近似度を有する前記ドプラ情報を近似ドプラ情報として取得することを特徴
とする超音波画像撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法に関し、特に、ドプラ情報を取得する超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波検査において、薬物や運動によって被検体に負荷を与え、負荷前後の超音波画像を取得して、被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察し、超音波検査を行う場合がある。例えば、負荷心エコー検査では、負荷前後において、心臓の局所の動態を評価して、心筋梗塞などの心臓疾患が判断される。

【0003】

また、負荷心エコー検査では、ドプラ法を利用して取得される血流情報が心機能を示す指標として用いられ、経胸壁心エコーにて冠予備能を評価する際の操作者の負担を軽減し、冠予備能診断時間を短縮してスループットを上げることができる冠予備能評価支援システムを搭載した超音波ドプラ診断装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第2863624号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1の超音波ドプラ診断装置は、所定の速度レンジを基準として、薬物投与前後における複数の血流速度波形を調整し、調整された複数の血流速度波形を所定の速度レンジによって表示するものであり、血流速度波形などのドプラ情報の安定性を評価することはできない。

30

【0006】

本発明は、ドプラ法により取得されるドプラ情報の安定性を評価することができ、安定したドプラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波画像撮像装置は、被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、前記超音波信号からドプラ情報を生成するドプラ情報生成部と、複数の前記ドプラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、所定の前記近似度を有する前記ドプラ情報を近似ドプラ情報として取得する近似ドプラ情報取得部とを備える。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、ドプラ法により取得されるドプラ情報の安定性を評価することができ、安定したドプラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施の形態に係る超音波画像撮像装置を示すブロック図である。

【図2】超音波画像撮像装置の動作を示すフローチャートである。

50

【図 3】本実施の形態の超音波画像撮像装置における表示部の表示画面の一例を示した図である。

【図 4】本実施の形態の超音波画像撮像装置における表示部の表示画面の一例を示した図である。

【図 5】本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の変形警報部の変形例を示したブロック図である。

【図 6】各ステージの近似ドブラ情報などが表示される表示画面の一例を示す図である。

【図 7】ドブラ情報を取得するときの心拍位置を変更することを示した図である。

【図 8】ドブラ情報生成部が 2 種類のドブラ演算を行い、ドブラ情報を生成することを示した図である。

【図 9】複数個所の超音波信号からドブラ情報を生成した場合における、各ステージの近似ドブラ情報などが表示される表示画面の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波画像撮像装置について、図面を用いて説明する。本発明の実施の形態に係る超音波画像撮像装置は、被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、前記超音波信号からドブラ情報を生成するドブラ情報生成部と、複数の前記ドブラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、所定の前記近似度を有する前記複数のドブラ情報を近似ドブラ情報として取得する近似ドブラ情報取得部とを備える。

【0011】

図 1 は、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置を示すブロック図である。図 1 に示すように、超音波画像撮像装置 1 は、超音波信号生成部 3 と、超音波画像生成部 4 と、ドブラ情報生成部 5 と、生体信号生成部 6 と、データ取得部 7 と、プロトコル設定部 13 と、プロトコル実行部 14 と、出力部 15 と、操作部 18 と、制御部 19 とを備える。

【0012】

生体信号生成部 6 は、負荷判定部 60 を備える。データ取得部 7 は、対応超音波画像取得部 8 と、ドブラ計測部 9 と、ドブラ情報重畳部 10 と、近似度算出部 11 と、近似ドブラ情報取得部 12 とを備える。出力部 15 は、表示部 16 と、記憶部 17 とを備える。

【0013】

超音波信号生成部 3 は、探触子及び超音波信号送受信部を通して、被検体 2 の生体組織の超音波信号を生成する。探触子は、振動子から被検体 2 の対象組織に向かって超音波信号を発受信する。探触子は、リニア型、コンベックス型、セクタ型などの走査機能を有する。超音波信号送受信部は、電気的な超音波信号を探触子との間で送受信する。超音波信号生成部 3 は、送受信のパワーやタイミングに関する情報を制御部 19 から受け取り、所望の超音波信号が得られるように制御される。超音波信号生成部 3 は、整相回路や増幅回路などにより、超音波信号送受信部から受け取った超音波信号に対し、撮像設定に従って信号処理を行う。

【0014】

超音波画像生成部 4 は、装置の撮像設定（例えば、超音波ビームの走査範囲やゲイン設定など）に基づいて、超音波信号から超音波画像を生成する。超音波画像生成部 4 は、超音波信号の振幅情報を生成して画像化する。超音波画像や振幅情報は、フレームレートに従ってリアルタイムで更新され、記憶部 17 の記憶媒体に記憶され、表示部 16 によって映像として画面に表示される。

【0015】

ドブラ情報生成部 5 は、操作部 18 によって設定された部位のドブラ演算を行い、ドブラ情報を生成する。ドブラ演算は、パルスドブラ、連続波ドブラ、カラードブラ、パワードブラ、及び組織ドブラなどのモードで行われる。ドブラ情報生成部 5 は、ドブラ演算から得られるドブラ情報を画像化する。例えば、ドブラ演算から得られる速度成分値は、輝度値に変換されて画像化される。ドブラ情報は、リアルタイムで更新され、記憶部 17 の記憶媒体に記憶され、表示部 16 によって映像として画面に表示される。

【0016】

生体信号生成部6は、被検体2の生体信号（心電図や心音図などの信号）を受信し、生体信号データに変換して表示部16によって画面に表示し、記憶部17に記憶する。生体信号データは、データ取得部7の動作タイミングを制御する。例えば、心電図のR波ごとに、データ取得部7は超音波画像やドプラ情報を取得する。また、負荷判定部60は、生体信号に基づいて負荷を判定し、REST（負荷前）ステージ、負荷ステージ1（STAGE1）、負荷ステージ2（STAGE2）、・・・、POST（負荷後）ステージの各ステージを判定する。ステージごとに、データ取得部7は超音波画像やドプラ情報を取得する。

【0017】

データ取得部7は、負荷心エコー検査に必要な画像や計測値を取得する。データ取得部7は、プロトコル実行部14により実行されるプロトコル（手順）に従う。負荷心エコー検査では、REST（負荷前）ステージ、負荷ステージ1、負荷ステージ2、・・・、POST（負荷後）ステージの各ステージにおいて、複数の超音波画像（断面画像）を取得するプロトコル（手順）が設定され、データ取得部7は、プロトコル（手順）に従って画像又はデータを取得する。本実施の形態における超音波画像（断面画像）の種類は、心尖2腔像A2C（Apical two chamber view）、心尖4腔像A4C（Apical four chamber view）、傍胸骨短軸像SAX（Short axis view）、及び傍胸骨長軸像LAX（Long axis view）の4種類である。各超音波画像（各断面画像）に基づいて心臓の局所の動態を評価して、心筋梗塞などの心臓疾患が判断される。例えば、各超音波画像（各断面画像）を取得後、動画画像を観察しながら、心筋の局所の動きを点数化し、これらの点数を用いて、心筋全体の動きの良し悪しを表す指標WMSI（Wall motion score index）が算出され、心筋梗塞などの心臓疾患が判断される。また、負荷心エコー検査では、ドプラ法を利用して取得される血流情報が心機能を示す指標として用いられ、左室における、パルスドプラ法による僧帽弁口血流速波形と組織ドプラ法による僧帽弁輪運動速波形は、心不全の診断（収縮障害や拡張障害など）の診断に用いられる。

【0018】

データ取得部7は、生体信号生成部6により生成された生体信号データのタイミングに従って画像や計測値を取得するように、制御部19により制御される。取得された画像や計測値は出力部15に送信され、表示部16により表示され、記憶部17により記憶される。

【0019】

対応超音波画像取得部8は、プロトコル実行部14により実行されるプロトコル（手順）に従う。対応超音波画像取得部8は、生体信号生成部6により生成された生体信号データのタイミングに従って、近似ドプラ情報に対応する対応超音波画像を取得する。例えば、対応超音波画像取得部8は、生体信号データである心電図のR波から次のR波までの1心拍分（R-R波）の対応超音波画像を取得する。対応超音波画像は、Bモード画像やMモード画像などの振幅値を表す画像を含み、超音波画像にカラードプラのドプラ情報を重畳した画像を含む。対応超音波画像取得部8は、近似ドプラ情報取得部12が近似ドプラ情報を取得するタイミングに同期して、近似ドプラ情報に対応する超音波画像を対応超音波画像として取得する。つまり、対応超音波画像と近似ドプラ情報は、同期されたタイミングで取得される。取得された対応超音波画像は、出力部15に送信され、表示部16により表示され、記憶部17により記憶される。

【0020】

ドプラ計測部9は、被検体2の生体組織（心臓や血管など）の動態を表して診断に有用な特徴を示す計測値をドプラ情報に基づいて算出する。例えば、心臓の僧帽弁口血流速度波形（ドプラ情報）に基づいて計測値を算出する場合には、E（拡張早期）波速度、A（心房収縮期）波速度、及びDT（E波減衰時間）などの計測値が算出される。この場合、これらの計測値を算出するためには、E波の頂点、A波の頂点、及びE波の減衰幅が設定

10

20

30

40

50

される必要がある。ドブラ波形のオートトレース機能を利用することにより、ドブラ情報が取得される位置を自動的に設定して、ドブラ情報に基づいて計測値が算出されてもよい。また、ドブラモードで撮像している間は、リアルタイムでドブラオートトレース機能を利用することにより、ドブラ情報に基づいて計測値が算出されてもよい。算出された計測値は、近似度算出部 11 及び出力部 15 に送信され、近似度算出部 11 における安定性判定のために用いられる。

【0021】

ドブラ情報重畳部 10 は、複数のドブラ情報を重畳して表示部 16 に表示させる。ドブラ情報重畳部 10 は、複数の心拍に対応する複数のドブラ情報を重畳する。例えば、ドブラ情報重畳部 10 が、R - R 波を基準にした 3 心拍分のドブラ情報を重ね合わせる場合、第 1、第 2、及び第 3 の心拍に対応する複数のドブラ情報を重ね合わせる。この場合、ドブラ情報重畳部 10 は、それぞれの R 波の開始時間を一致させて、複数のドブラ情報を重ね合わせる。また、ドブラ情報重畳部 10 は、R 波の開始時間と R 波の終了時間を一致させて、複数のドブラ情報を重ね合わせてもよい。例えば、ドブラ情報重畳部 10 は、R 波の開始時間と R 波の終了時間を一致させるために、時間軸方向にドブラ情報のドブラ波形を拡大又は縮小して、複数のドブラ情報を重ね合わせてもよい。複数のドブラ情報を重畳して表示部 16 に表示させる方法として、複数のドブラ情報の平均値を表示させたり、複数のドブラ情報の色彩をそれぞれ変えて表示させたり、複数のドブラ情報の透明度をそれぞれ変えて表示させたりすることにより、ドブラ情報重畳部 10 は、複数のドブラ情報を重畳して表示部 16 に表示させてもよい。また、ドブラ情報重畳部 10 は、リアルタイムで取得されたドブラ情報を重畳して表示部 16 に表示させて、重畳された複数のドブラ情報を更新してもよい。この場合、新しいドブラ情報が入力されたら、重畳されている最古の（最先に入力された）ドブラ情報を削除して、重畳された複数のドブラ情報を更新する。これにより、リアルタイムで複数のドブラ情報が更新される。重畳された複数のドブラ情報は、出力部 15 に送信され、表示部 16 により表示され、記憶部 17 により記憶される。

【0022】

近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報の近似度を算出する。近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報が心拍ごとに乱れずに近似しているか否かを近似度に基づいて判定する。例えば、不整脈のように心拍が安定していない場合、ドブラ情報が心拍ごとに変化するため、ドブラ情報に基づく被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態の信頼度が低下する。したがって、生体組織の動態を正確に把握するためには、安定したドブラ情報を取得する必要がある。

【0023】

近似度算出部 11 は、生体信号に同期する複数のドブラ情報のドブラ波形、複数のドブラ情報の時間、及び複数のドブラ情報に基づく計測値の少なくとも 1 つの近似度を算出する。近似度算出部 11 は、近似度を算出するための基準を設定し、基準との差、比、相関係数、及びパターンマッチングの少なくとも 1 つに基づいてドブラ情報の近似度を算出し、ドブラ情報の近似度に基づいてドブラ情報の安定性を判定する。例えば、近似度算出部 11 は、被検体 2 の血流情報に基づいて近似度を算出する場合、R - R 波の開始時間と終了時間を一致させるために血流速度波形（ドブラ情報）を拡大又は縮小して、複数の血流速度波形（ドブラ情報）の差、比、相関係数、及びパターンマッチング結果のうち少なくとも 1 つが所定の閾値以内（又は、所定の閾値以上）であるか否かによってドブラ情報の安定性を判定する。この場合、ドブラ情報重畳部 10 は、R - R 波を基準にした複数の血流速度波形（ドブラ情報）を重畳して表示部 16 に表示させる。

【0024】

また、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報の時間の近似度を算出する場合、血流速度波形（ドブラ情報）に対応する R - R 波（1 心拍分）の時間又は R - R 波（1 心拍分）に対応する血流速度波形（ドブラ情報）の時間の差、比、相関係数、及びパターンマッチング結果のうち少なくとも 1 つが所定の閾値以内（又は、所定の閾値以上）であるか否か

によってドブラ情報の安定性を判定してもよい。この場合、ドブラ情報重畳部 10 は、R - R 波（1 心拍分）の時間又は R - R 波（1 心拍分）に対応する血流速度波形（ドブラ情報）の時間を重畳して表示部 16 に表示させる。

【0025】

また、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報に基づく計測値の近似度を算出する場合、ドブラ計測部 9 により複数のドブラ情報に基づいて算出された計測値の差、比、相関係数、及びパターンマッチング結果のうち少なくとも 1 つが所定の閾値以内（又は、所定の閾値以上）であるか否かによってドブラ情報の安定性を判定してもよい。この場合、ドブラ情報重畳部 10 は、ドブラ計測部 9 により複数のドブラ情報に基づいて算出された計測値を表示部 16 に表示させる。

10

【0026】

また、近似度算出部 11 は、ドブラ情報重畳部 10 により表示部 16 に表示されたドブラ情報を用いて検者が入力した指標（ドブラ情報の安定性を示す指標）に基づいて、ドブラ情報の安定性を判定してもよい。

【0027】

近似度算出部 11 により算出された近似度は、出力部 15 に送信され、表示部 16 により表示され、記憶部 17 により記憶される。

【0028】

近似ドブラ情報取得部 12 は、近似度算出部 11 により算出された近似度に基づいて、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を安定性が判定された近似ドブラ情報として取得し、記憶部 17 に記憶する。近似ドブラ情報取得部 12 は、対応超音波画像取得部 8 により取得された対応超音波画像と同期して、超音波画像に対応するドブラ情報を取得する。すなわち、同じ時刻の対応超音波画像とドブラ情報が記憶部 17 に記憶される。

20

【0029】

記憶部 17 は、超音波画像、振幅情報、生体信号データ、ドブラ情報、ドブラ情報に基づく計測値、及び近似度などのデータをリアルタイムで更新しながら記憶媒体に記憶する。この場合、新しいデータが入力されたら、最古の（最先に入力された）データを削除して、更新されたデータを記憶してもよい。例えば、記憶部 17 により記憶される 1 セットのデータ数が予めプロトコル設定部 13 によって設定されており、記憶部 17 が 1 セット 3 心拍分のデータを記憶する場合、4 心拍目のデータが入力されると、最古の 1 心拍目のデータが除去される。すなわち、記憶部 17 は、先入れ先出しとして古いデータから順次捨て、新しいデータを順次追加するように動作してもよい。

30

【0030】

また、記憶部 17 は、近似度算出部 11 により設定された基準（近似度を算出するための基準）に最も近似する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報として記憶してもよい。また、記憶部 17 は、近似度算出部 11 により設定された基準（近似度を算出するための基準）との差が所定の閾値以内である複数のドブラ情報を近似ドブラ情報として記憶してもよい。

【0031】

プロトコル設定部 13 は、負荷心エコー検査における画像やデータの取得順序を設定する。例えば、B モード画像（断面画像）を用いた検査では、プロトコル設定部 13 は、R E S T（負荷前）ステージ、負荷ステージ 1、負荷ステージ 2、・・・、P O S T（負荷後）ステージの各ステージについて、A 2 C、A 4 C、S A X、及び L A X が取得されるようにプログラムする。例えば、最初に R E S T ステージについて A 2 C、A 4 C、S A X、及び L A X の順序でデータが取得され、次に負荷ステージ 1 について同様の順序でデータが取得され、最後に P O S T ステージについて同様の順序でデータが取得されて終了するように、プロトコル設定部 13 がプログラムする。画像やデータの取得順序がプログラムされているので、画像やデータを取得すると、各ステージと B モード画像（断面画像）のタグがデータに自動的に付加される。また、A 2 C から L A X までの順序を限定せずに、後で B モード画像（断面画像）のタグがデータに付加されるようにしてもよい。

40

50

また、ドブラ情報の取得順序が設定されてもよい。例えば、弁に注目すれば、三尖弁TV (Tricuspid Valve)、僧帽弁MV (Mitral Valve)、大動脈弁AV (Aortic Valve)、及び肺動脈弁PV (Pulmonic Valve)のデータ取得順序が設定される。プロトコル設定部13は、Bモード画像とドブラ情報を同じプロトコルに含めてもよいし、ドブラ情報だけ単独で取得するプロトコルとしてもよい。

【0032】

プロトコル実行部14は、プロトコル設定部13により設定されたプロトコルを実行する。例えば、プロトコル実行部14は、負荷心エコー検査を開始し、最初のRESTステージのA2Cの取得完了を確認すると、次にA4Cを取得するようにメッセージを画面に表示する。プロトコル実行部14は、プロトコル順に繰り返してメッセージ表示を実行する。また、負荷開始(負荷ステージ1開始)後、プロトコル実行部14は、タイマー機能を用いてステージごとに取得制限時間内にデータを取得するように、画像又はデータの取得を促すメッセージを画面に表示してもよい。

10

【0033】

出力部15は、表示部16と記憶部17とを備えており、超音波画像、振幅情報、生体信号データ、ドブラ情報、ドブラ情報に基づく計測値、近似度、及びプロトコルによるメッセージなどが記憶部17により記憶され、表示部16に出力される。

【0034】

表示部16は、複数のデータが画面に配置又は重畳されて見やすいように表示されるように処理を行う。表示部16は、CRTやLCDなどの表示機器であり、有線または無線によりデータを送受信する。

20

【0035】

記憶部17は、各種データを記憶する。また、記憶部17は、超音波画像撮像装置1を構成する種々のシステムを動作させるためのプログラムや計測演算の方式を格納する。記憶部17は、半導体メモリ、光ディスク、及び磁気ディスクなどの記憶媒体を含む。記憶媒体は、ネットワークで接続される外部記憶媒体であってもよい。

【0036】

操作部18は、装置の各種操作を行うインターフェイスである。操作部18はプロトコルの順序を進めるために、各ステージにおけるBモード画像(断面画像)又はドブラ情報の取得の完了を入力する。また、操作部18は、プロトコル設定部13により設定されるプロトコルを入力するためのインターフェイスになる。操作部18は、キーボード、トラックボール、スイッチ、及びダイヤルなどの入力機器を含む。操作部18は、音声入力機器を含んでもよい。

30

【0037】

制御部19は、システム全体を制御するとともに、プロトコル設定部13により設定されるプロトコルに基づき、画像又はデータの取得のタイミングを制御する。制御部19は、プロトコルの順序を進めるための制御を行う。制御部19は、生体信号データのタイミングに従って画像や計測値を取得したり、ドブラ情報を重畳したりするための制御を行う。制御部19は、CPUなどの制御装置を含む。

40

【0038】

次に、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置1の動作及び超音波画像撮像方法について、フローチャートを用いて説明する。超音波画像撮像方法は、被検体に対して超音波信号を送受信し、前記超音波信号からドブラ情報を生成し、複数の前記ドブラ情報の近似度を算出し、所定の前記近似度を有する前記ドブラ情報を近似ドブラ情報として取得することを特徴とする。

【0039】

本実施の形態では、超音波画像撮像装置1(ドブラ計測部9)は、被検体の生体組織(心臓や血管など)の動態を表す計測値をステージごとのドブラ情報に基づいて算出する。また、超音波画像撮像装置1(近似度算出部11)は、負荷心エコー検査において、ドブ

50

ラ情報の近似度に基づいてドブラ情報の安定性を判定する。また、超音波画像撮像装置 1 は、複数のドブラ情報をドブラ画像としてリアルタイムで表示部 16 に表示させる。

【0040】

図2は、超音波画像撮像装置1の動作を示すフローチャートである。予めステップS101において、操作部18を用いることによりプロトコル設定部13がプロトコルを設定する。プロトコルには、画像やデータの取得順序が設定されている。例えば、R E S T (負荷前) ステージ、負荷ステージ1、負荷ステージ2、・・・、P O S T (負荷後) ステージの各ステージにおいて取得される画像の種類が設定される。図3は、本実施の形態の超音波画像撮像装置1における表示部16の表示画面の一例を示した図である。図3の表示画面におけるプロトコルリスト306に示すように、R E S T (負荷前) ステージ、負荷ステージ1、負荷ステージ2、負荷ステージ3、P O S T (負荷後) ステージの各ステージにおいて、T V、M V、A V、及びP Vの各ドブラ画像が取得されるように、プロトコルが設定される。

10

【0041】

ステップS102において、プロトコル実行部14がプロトコル設定部13により設定されたプロトコルに従ってプロトコルを実行する。画像又はデータの取得が完了すると、プロトコル実行部14は、次の画像又はデータの取得を促すメッセージ(プロトコルリストなど)を画面に表示し、画像又はデータの取得フローを進行させてもよい。図3のプロトコルリスト306は、画像又はデータの取得が完了している場合はチェックマークが表示され、画像又はデータの取得が進行中である場合は矢印マークが表示され、検者にプロトコルの進行状況を提示する。例えば、図3のプロトコルリスト306は、R E S T (負荷前) ステージ及び負荷ステージ1において、T V、M V、A V、及びP Vの各ドブラ画像の取得が完了し、負荷ステージ2において、T Vのドブラ画像の取得が完了し、M Vのドブラ画像の取得が進行中であることを提示している。

20

【0042】

ステップS103において、プロトコルリスト306が提示するドブラ情報を取得するためにドブラ画像が撮像される。図3のプロトコルリスト306は負荷ステージ2においてM Vのドブラ画像の取得が進行中であることを提示しているので、検者は、操作部18を操作しながら、探触子を体表に当て、心臓303のBモード画像(断層画像)302を撮像しながら、ドブラカーソル304をM Vの位置に合わせてM Vのドブラ画像を撮像する。

30

【0043】

ステップS104において、超音波画像生成部4が心臓303の超音波画像(Bモード画像又は断層画像)302を生成する。生成された超音波画像(Bモード画像又は断層画像)302は、表示部16により超音波画像撮像装置1の画面301に表示される。この場合、超音波画像生成部4は、装置の撮像設定(例えば、超音波ビームの走査範囲やゲイン設定など)に基づいて、超音波信号から超音波画像(Bモード画像又は断層画像)302を生成して画像化する。超音波画像(Bモード画像又は断層画像)302や振幅情報は、フレームレートに従ってリアルタイムで更新され、記憶部17の記憶媒体に記憶され、表示部16によって映像として画面301に表示される。

40

【0044】

カラードブラ演算でドブラ画像を撮像する場合は、ドブラ情報生成部5は、ドブラ情報であるカラードブラ画像305を超音波画像(Bモード画像又は断層画像)302に重畳して、表示部16によって映像として画面301に表示させてもよい。

【0045】

ステップS105において、ドブラ情報生成部5は、操作部18によって設定された部位のドブラ演算を行い、ドブラ情報(ドブラ画像)を生成して画像化する。ドブラ情報生成部5は、操作部18によってドブラカーソル304が設定された部位のドブラ演算を行う。本実施の形態では、ドブラ情報生成部5がパルスドブラ法によってドブラカーソル304の位置のドブラ情報である速度分布(血流情報又は組織運動情報)308を演算する

50

場合について説明する。速度分布のドブラ画像（ドブラ情報）300は、横軸に時間を取り、縦軸に速度を取り、速度成分が大きい速度分布の位置に高輝度を割り当て、速度成分が小さい速度分布の位置に低輝度を割り当てて画像化される。図3のドブラ画像（ドブラ情報）300では、速度分布（血流情報又は組織運動情報）308が経時的に画面301の右から左に掃引されるように表示され、超音波画像（断層画像）302や生体信号データである心電図309と同一画面上に同一時相になるように表示される。

【0046】

ステップS106において、ドブラ計測部9は、被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を表して診断に有用な特徴を示す計測値をドブラ情報に基づいて算出する。ここでは、ドブラオートトレースによるドブラ計測の計測値について説明する。ドブラオートトレースでは、ドブラ画像（ドブラ情報）の輝度に基づいて検出される境界をオートトレースすることによりドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）が得られ、ドブラ計測では、ドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）310に基づいて、速度の減衰時間や最大速度などの計測値が算出される。例えば、ドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）310のピークを検出することで最大速度が算出され、ドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）310のピークからの速度変化に基づいて減衰時間などの計測値が算出される。ドブラ波形のオートトレース機能を利用することにより、ドブラ情報が取得される位置を自動的に設定して、ドブラ情報に基づいてE波の頂点E、A波の頂点A、及びE波の減衰幅が算出され、E（拡張早期）波速度、A（心房収縮期）波速度、及びDT（E波減衰時間）などの計測値が算出される。また、操作部18がカーソルをドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）310に設定し、ドブラ計測部9がカーソルにおける計測値をドブラ情報に基づいて算出してもよい。

【0047】

ドブラ情報重畳部10は、複数のドブラ情報を重畳して表示部16に表示させる。ドブラ情報重畳部10は、複数の心拍に対応する複数のドブラ情報を重畳する。図3に示すように、重畳された複数のドブラ情報を表示するための重畳領域312が設定される。ドブラ情報重畳部10は、掃引されてきたドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310-1, 310-2, 310-3を重畳領域312に重畳表示させる。ドブラ情報重畳部10が、R-R波を基準にした3心拍分のドブラ情報を重ね合わせる場合、第1、第2、及び第3の心拍に対応する複数のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310-1, 310-2, 310-3を重ね合わせる。速度分布（血流情報又は組織運動情報）308の掃引方向は、画面301の右から左であり、ドブラ情報重畳部10は、新しいドブラ情報が入力されたら、重畳されている最古のドブラ情報を削除して、複数のドブラ情報を更新して重畳領域312に重畳表示させる。更新のタイミングとしては、R波が入力されるごとに複数のドブラ情報が更新されてもよいし、ドブラ情報を掃引しながらドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）が入力されるごとに連続的に複数のドブラ情報が更新されてもよい。また、ドブラオートトレースによるドブラ波形310が得られているので、ドブラ情報重畳部10は、複数のドブラ波形310をドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310-1, 310-2, 310-3として重畳してもよい。また、ドブラ情報重畳部10は、重畳された複数のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310-1, 310-2, 310-3の平均値を算出して平均ドブラ情報311を複数のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310-1, 310-2, 310-3に重畳してもよい。

【0048】

ドブラ情報重畳部10は、各ドブラ情報310-1, 310-2, 310-3に対応する（同期する）R-R波（生体信号）の開始時間を一致させて、複数のドブラ情報310-1, 310-2, 310-3を重ねしてもよい。また、各ドブラ情報310-1, 310-2, 310-3に対応する（同期する）R-R波（生体信号）の開始時間と終了時間の間隔が異なる場合、ドブラ情報重畳部10は、R波の開始時間とR波の終了時間を一致させるために、時間軸方向にドブラ情報310-1, 310-2, 310-3の波形を拡大又は縮小して、複数のドブラ情報310-1, 310-2, 310-3を重ねてもよい。

い。また、ドブラ情報重畳部 10 は、ドブラ情報と同様に、心電図 309 について複数の R - R 波（生体信号）を重畳して表示部 16 に表示させてもよい。また、ドブラ情報重畳部 10 は、最後に入力された 3 心拍目の R - R 波（生体信号）だけを表示部 16 に表示させてもよい。

【0049】

ステップ S107 において、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報の近似度を算出する。近似度算出部 11 は、ドブラ情報の近似度に基づいてドブラ情報の安定性を判定する。ドブラ情報の安定性は定量化された指標であり、複数の心拍に対応する（同期する）ドブラ情報が近似していることが安定条件となる。複数のドブラ情報が近似していると、複数の心拍が近似して安定している状態であると判断されるので、安定しているドブラ情報を取得することが、診断の正確性を向上するために重要である。

10

【0050】

図 3 に示すように、近似度算出部 11 は、被検体 2 のドブラ情報である速度分布（血流情報又は組織運動情報）308 に基づいて近似度を算出する場合、複数の速度分布（血流情報又は組織運動情報）308 の差が所定の閾値以内であるか否かによってドブラ情報の安定性を判定する。図 3 では、ドブラ情報重畳部 10 は、R - R 波を基準にした複数のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 を重畳領域 312 に重畳表示させる。また、重畳された複数のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 の平均値を算出して平均ドブラ情報 311 が重畳領域 312 に重畳表示されている。近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報 310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 のそれぞれの差を近似度として算出し、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報（安定しているドブラ情報）であると判定する。また、近似度算出部 11 は、平均ドブラ情報 311 と複数のドブラ情報 310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 との差を近似度として算出し、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報（安定しているドブラ情報）であると判定してもよい。

20

【0051】

また、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報の時間の近似度を算出する場合、ドブラ情報 310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 に対応する R - R 波（1 心拍分）の時間 T1 のそれぞれの差を近似度として算出し、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報（安定しているドブラ情報）であると判定してもよい。また、近似度算出部 11 は、R - R 波（1 心拍分）に対応するドブラ情報 310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 の時間 T2 のそれぞれの差を近似度として算出し、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報（安定しているドブラ情報）であると判定してもよい。ドブラ情報重畳部 10 は、R - R 波（1 心拍分）の時間 T1 又はドブラ情報 310 - 1, 310 - 2, 310 - 3 の時間 T2 を重畳領域 312 に重畳表示させる。

30

【0052】

また、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報に基づく計測値の近似度を算出する場合、ドブラ計測部 9 により複数のドブラ情報に基づいて算出された計測値の差を近似度として算出し、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を近似ドブラ情報（安定しているドブラ情報）であると判定してもよい。この場合、ドブラ情報重畳部 10 は、ドブラ計測部 9 により複数のドブラ情報に基づいて算出された計測値を表示部 16 に表示させる。図 3 では、計測値は、計測値領域 307 に表示される。表示される計測値は、計測値リスト 314 から選択される。計測値領域 307 中のプロットは、ドブラオートトレースによるドブラ波形の自動計測により、各ステージにおいて計測値が記憶されているので、プロトコルが進行するたびに、プロットが追加される。

40

【0053】

このように、近似度算出部 11 は、複数のドブラ情報の差に基づいてドブラ情報の近似度を算出し、ドブラ情報の近似度に基づいてドブラ情報の安定性を判定する。例えば、複数のドブラ情報の差が所定の閾値以内であるか否かによってドブラ情報の安定性が判定されてもよい。複数のドブラ情報の差は、複数のドブラ情報の減算値の他、複数のドブラ情

50

報の偏差などの統計値も含む。

【 0 0 5 4 】

また、近似度算出部 1 1 は、ドブラ情報重畳部 1 0 により表示部 1 6 に表示されたドブラ情報を用いて検者が入力した指標（ドブラ情報の安定性を示す指標）に基づいて、ドブラ情報の安定性を判定してもよい。近似度及び安定性の判定結果は、画面上の安定性指標領域 3 1 3 に表示される。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 1 0 7 において、ドブラ情報が安定していると判定された場合は、ステップ S 1 0 8 に進む。ステップ S 1 0 8 において、近似ドブラ情報取得部 1 2 は、所定の近似度を有するドブラ情報を安定性が判定された近似ドブラ情報として取得する。例えば、近似ドブラ情報取得部 1 2 は、図 3 の 3 心拍分のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 を 1 セットにして取得する。この場合、対応超音波画像取得部 8 は、近似ドブラ情報取得部 1 2 が近似ドブラ情報を取得するタイミングに同期して、近似ドブラ情報に対応する対応超音波画像（超音波画像 3 0 2 ）を取得する。すなわち、同じ時刻の対応超音波画像とドブラ情報が記憶部 1 7 に記憶される。

10

【 0 0 5 6 】

また、近似ドブラ情報は相互に近似していることから、近似ドブラ情報取得部 1 2 は、複数の近似ドブラ情報のうち 1 つを取得してもよい。例えば、近似ドブラ情報取得部 1 2 は、図 3 の 3 心拍分のドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 うちの 1 つを取得してもよい。どのドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）を取得するかは、予めプリセットされてもよい。

20

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 0 7 において、ドブラ情報が安定していると判定されない場合は、ステップ S 1 0 3 に戻る。この場合、安定しているドブラ情報が取得されるまで、ドブラ画像が撮像される。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 0 9 において、近似ドブラ情報（重畳された複数の近似ドブラ情報を含む）及び対応超音波画像は出力部 1 5 に送信され、表示部 1 6 により表示され、記憶部 1 7 により記憶される。例えば、図 3 のドブラ情報 3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 が相互に近似している場合、複数のドブラ情報 3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 は近似ドブラ情報として重畳されて、出力部 1 5 に送信され、表示部 1 6 により表示され、記憶部 1 7 により記憶される。この場合、近似度が最も高いセットから複数のセットが、出力部 1 5 に送信され、表示部 1 6 により表示されてもよい。表示部 1 6 は、近似度が高い順に近似ドブラ情報の複数のセットを表示する。記憶部 1 7 に記憶された近似ドブラ情報（重畳された複数の近似ドブラ情報を含む）及び対応超音波画像は、プロトコル終了後に読み出され、事後的な診断などに用いられる。

30

【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 1 0 において、プロトコル実行部 1 4 がプロトコルの終了を判定する。プロトコル実行部 1 4 は、プロトコル設定部 1 3 によって設定されたプロトコルリスト 3 0 6 に従って最後の画像又はデータの取得が完了すると、負荷心エコー検査の画像取得を終了する。プロトコル実行部 1 4 は、画像又はデータの取得が完了していない場合は、プロトコルを次に進行させて、画像又はデータの取得を継続する。

40

【 0 0 6 0 】

本実施の形態によれば、プロトコルに従って、超音波画像とドブラ情報を同時に取得し、ドブラ情報の安定性を評価することができ、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる。また、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態をリアルタイムに観察することができる。例えば、心拍が安定した状態の安定した近似ドブラ情報をリアルタイムに取得することができ、心臓の動態をリアルタイムに観察することができる。また、ドブラオートトレースにより、超音波画像と計測値（ドブラ情報）を同時に取得し、負荷心エコー

50

ー検査のステージごとに、近似する計測値（近似ドブラ情報）をグラフ化して表示することにより、安定した近似ドブラ情報に基づいてステージごとの被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる。

【 0 0 6 1 】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【 0 0 6 2 】

例えば、図 3 では、連続的に複数のドブラ情報が更新されて重畳領域 3 1 2 に重畳表示されるが、図 4 に示すように、ドブラ情報重畳部 1 0 は、所定の近似度を有する複数のドブラ情報を重畳して表示部 1 6 に表示させてもよい。また、ドブラ情報重畳部 1 0 は、所定の心拍の間隔に対応する複数のドブラ情報を重畳して表示部 1 6 に表示させてもよい。本実施の形態では、ドブラ情報重畳部 1 0 は、連続する複数（例えば、3 心拍分）のドブラ情報 3 1 5 を更新して重畳領域 3 1 2 に重畳表示してもよいし、所定の近似度を有する複数（例えば、3 心拍分）のドブラ情報 3 1 6 を更新して重畳領域 3 1 2 に重畳表示してもよいし、所定の心拍の間隔（例えば、2 心拍ごと）に対応する複数（例えば、3 心拍分）のドブラ情報 3 1 6 を更新して重畳領域 3 1 2 に重畳表示してもよい。図 4 に示すように、ドブラ情報重畳部 1 0 は、掃引されてきたドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）のうち、近似度を算出するための基準となるドブラ情報（ドブラ波形）を設定し、近似度算出部 1 1 により算出された近似度に基づいて、基準となるドブラ情報と所定の近似度を有する複数のドブラ情報 3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 を重畳領域 3 1 2 に重畳表示させる。また、ドブラ情報重畳部 1 0 は、掃引されてきたドブラ情報（血流情報又は組織運動情報）のうち、基準となるドブラ情報（ドブラ波形）に最も近似する複数のドブラ情報 3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 , 3 1 0 - 3 を重畳領域 3 1 2 に重畳表示させてもよい。

【 0 0 6 3 】

この結果、不整脈のように心拍が安定していない場合であっても、計測値の計測などに適切な安定した心拍に対応するドブラ情報（ドブラ波形）を抽出し、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる。

【 0 0 6 4 】

対応超音波画像取得部 8 と近似ドブラ情報取得部 1 2 によって、複数のセットの近似ドブラ情報（重畳された複数の近似ドブラ情報を含む）及び対応超音波画像が記憶部 1 7 により記憶され、被検体 2 の生体組織（心臓や血管など）の動態を表して診断に有用な特徴を示す近似ドブラ情報が複数のセットから選択されてもよい。例えば、近似度が最も高いセットから複数のセットが、記憶部 1 7 に記憶されており、そのうち近似度が最も高いセットが選択されてもよい。また、複数のセットが表示部 1 6 に表示され、表示部 1 6 の選択画面を用いて、検者が診断に有用な特徴を示す近似ドブラ情報を選択してもよい。図 5 は、選択画面 4 0 1 の一例を示した図である。図 5 に示すように、複数のセットの近似ドブラ情報 4 0 5 - 1 , 4 0 5 - 2 , 4 0 5 - 3 のうち、1 つのセットが選択される。図 5 では、選択画面 4 0 1 のステージリスト 4 0 2 において負荷ステージ 1 (S T A G E 1) が選択され、部位選択リスト 4 0 3 において M V が選択されている。この条件で取得された近似ドブラ情報 4 0 5 - 1 , 4 0 5 - 2 , 4 0 5 - 3 及び対応超音波画像 4 0 6 - 1 , 4 0 6 - 2 , 4 0 6 - 3 が記憶部 1 7 から読み出され、選択画面 4 0 1 上に表示される。選択画面 4 0 1 上の近似ドブラ情報と対応超音波画像は動画再生され、ドブラ波形と心臓の動きを同期して観察することができる。また、選択画面 4 0 1 上には、安定性指標領域 3 1 3 - 1 , 3 1 3 - 2 , 3 1 3 - 3 及び計測値リスト 3 1 4 が表示される。検者は、これらの画像を観察しながら、診断に有用な特徴を示す近似ドブラ情報及び対応超音波画像を選択して、負荷心エコー検査に用いる画像として採用することができる。例えば、選択された近似ドブラ情報 4 0 5 - 1 の枠が実線で表示され、その他の近似ドブラ情報 4 0 5 - 2 , 4 0 5 - 3 の枠が破線で表示されるようにしてもよい。

【 0 0 6 5 】

この結果、近似ドブラ情報の他、対応超音波画像、安定性指標領域（近似度及び安定性

の判定結果)、及び計測値を観察しながら、被検体2の生体組織(心臓や血管など)の動態を表して診断に有用な特徴を示す近似ドプラ情報を選択することができる。

【0066】

また、負荷前後の被検体2の生体組織(心臓や血管など)の動態(血流変化など)を観察するために、表示部16は、負荷心エコー検査の各ステージに対応する近似ドプラ情報(重畳された複数の近似ドプラ情報を含む)及び対応超音波画像を表示してもよい。図6は、各ステージの近似ドプラ情報などが表示される表示画面501の一例を示す図である。図6に示すように、各ステージの近似ドプラ情報503、対応超音波画像504、計測値の計測値領域505、部位選択リスト403、及び計測値リスト314が表示画面501に表示される。ここで、計測値の計測箇所を示すカーソル506を移動させて、カーソル506の位置における計測値がリアルタイムに計測値領域505に反映されて表示されてもよい。

10

【0067】

この結果、各ステージの近似ドプラ情報の他、対応超音波画像、及び計測値を比較しながら、被検体2の生体組織(心臓や血管など)の動態を観察することができる。

【0068】

また、図7に示すように、操作部18は、経時的に画面301の右から左に掃引される速度分布(血流情報又は組織運動情報)308に設定される重畳領域312の位置を変更してもよい。図7は、ドプラ情報を取得するときの心拍位置を変更することを示した図である。図3では、掃引されるドプラ波形(速度分布308)の入力が古い順(最先に入力された順)から複数の心拍(3心拍分)に対応するドプラ情報が重畳されており、ドプラ情報重畳部10は、新しいドプラ情報が入力されたら、重畳されている最古のドプラ情報を削除して、複数のドプラ情報を更新して重畳領域312に重畳表示させる。図7では、掃引されるドプラ波形(速度分布308)の入力が古い順ではなく、任意の位置(心拍位置)のドプラ情報を重畳させる。操作部18によって重畳領域312が移動する。重畳領域312の位置を移動させることにより、ドプラ情報重畳部10は、経時的に連続するドプラ情報から近似度を算出するための基準となるドプラ情報を選択し、基準となるドプラ情報を含む複数のドプラ情報を重畳して表示部に表示させる。図7では、速度分布のドプラ画像(ドプラ情報)300の中央に重畳領域312が設定される。例えば、中央に設定された重畳領域312とその前後の3心拍分に対応するドプラ情報が重畳される。重畳領域312の移動操作は、ドプラ情報や超音波画像の取得中にリアルタイムで行われてもよいし、画像又はデータの取得後に行われてもよい。また、重畳領域312の位置が移動した場合、移動した位置における安定性指標領域313や計測値領域307も随時更新されて表示される。

20

30

【0069】

この結果、掃引されるドプラ波形(速度分布308)が重畳領域312に到達するまでの時間を短縮することができる。また、任意の位置でドプラ波形(速度分布308)を取得することができる。したがって、掃引されるドプラ波形(速度分布308)を観察しながら、被検体2の生体組織(心臓や血管など)の動態を表して診断に有用な特徴を示す近似ドプラ情報を選択することができる。

40

【0070】

また、ドプラ情報生成部5は、被検体2の複数個所の超音波信号からドプラ情報を生成し、近似度算出部11は、複数個所のドプラ情報の近似度を算出し、近似ドプラ情報取得部12は、複数個所のドプラ情報の近似ドプラ情報を取得してもよい。ドプラ情報生成部5は、操作部18によって設定された複数の部位のドプラ演算を行い、ドプラ情報を生成する。ここでは、2種類のドプラ画像(パルスドプラ法と組織ドプラ法)を取得する場合について説明する。図8は、ドプラ情報生成部5が2種類のドプラ演算を行い、ドプラ情報を生成することを示した図である。図8に示すように、ドプラカーソル304, 702が複数の部位であるMVとMA(Mitral Annulus)に設定され、ドプラ情報生成部5は僧帽弁口血流速波形と僧帽弁輪運動速波形(複数個所のドプラ情報)を取得

50

する。

【0071】

ドブラ画像（ドブラ情報）300には、MVにおけるドブラ波形（血流情報）310と、MAにおけるドブラ波形（組織運動情報）703とが同時に表示部16に表示され、心電図309と同期して並べられて表示される。MV及びMAにおける計測値は、計測値リスト314から選択される。この結果、ドブラ情報の安定性を評価することができ、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる。

【0072】

ここで、MVにおけるドブラ波形（血流情報）310と、MAにおけるドブラ波形（組織運動情報）703とは、重畳領域312に重畳される一体のドブラ情報として表示され、一体のドブラ画像として複数のドブラ情報の近似度が算出され、複数個所のドブラ情報を一体としてドブラ情報の安定性が評価される。この場合、ドブラ情報生成部5は、被検体2の複数個所の超音波信号からドブラ情報を生成し、近似度算出部11は、複数個所のドブラ情報を一体として近似度を算出し、近似ドブラ情報取得部12は、複数個所のドブラ情報を一体として近似ドブラ情報を取得する。

10

【0073】

また、MVにおけるドブラ波形（血流情報）310と、MAにおけるドブラ波形（組織運動情報）703とは、別々にドブラ情報の近似度が算出され、複数個所のドブラ情報の安定性が別々に評価されてもよい。この結果、MVにおけるドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）310と、MAにおけるドブラ波形（血流情報又は組織運動情報）703とから、ドブラ情報の安定性を総合的に評価することができ、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を総合的に観察することができる。この場合、ドブラ情報生成部5は、被検体2の複数個所の超音波信号からドブラ情報を生成し、近似度算出部11は、複数個所のそれぞれにおいて近似度を算出し、近似ドブラ情報取得部12は、複数個所のそれぞれにおいて近似ドブラ情報を取得する。

20

【0074】

図9は、複数個所の超音波信号からドブラ情報を生成した場合における、各ステージの近似ドブラ情報などが表示される表示画面501の一例を示す図である。図9に示すように、複数個所のそれぞれについて、各ステージの近似ドブラ情報503、計測値の計測値領域505、部位選択リスト403、及び計測値リスト314が表示画面501に表示される。また、各ステージの対応超音波画像504が表示画面501に表示される。ここで、複数個所のそれぞれについて、計測値の計測箇所を示すカーソル506を移動させて、カーソル506の位置における計測値がリアルタイムに計測値領域505に反映されて表示されてもよい。MVとMAとにカーソル506をそれぞれ設定することができる。

30

【0075】

この結果、複数個所のそれぞれについて、各ステージの近似ドブラ情報の他、対応超音波画像、及び計測値を比較しながら、被検体2の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができ、ドブラ情報の安定性を総合的に評価することができ、安定した近似ドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を総合的に観察することができる。

40

【産業上の利用可能性】

【0076】

本発明は、ドブラ法により取得されるドブラ情報の安定性を評価することができ、安定したドブラ情報に基づいて被検体の生体組織（心臓や血管など）の動態を観察することができる超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法などとして有用である。

【符号の説明】

【0077】

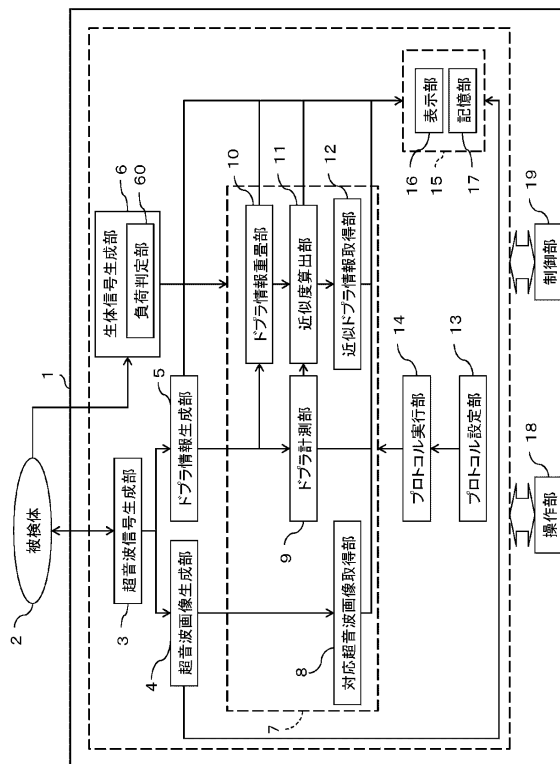
- 1 超音波画像撮像装置
- 3 超音波信号生成部

50

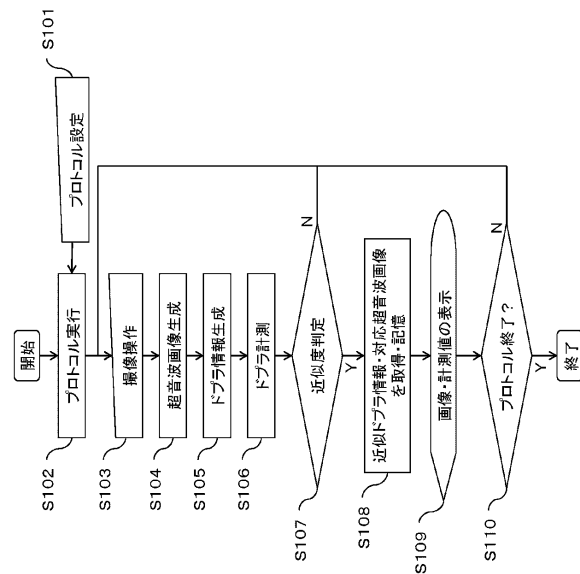
- 4 超音波画像生成部
- 5 ドプラ情報生成部
- 6 生体信号生成部
- 7 データ取得部
- 8 対応超音波画像取得部
- 9 ドプラ計測部
- 10 ドプラ情報重畳部
- 11 近似度算出部
- 12 近似ドプラ情報取得部
- 13 プロトコル設定部
- 14 プロトコル実行部
- 15 出力部
- 16 表示部
- 17 記憶部
- 18 操作部
- 19 制御部
- 60 負荷判定部

10

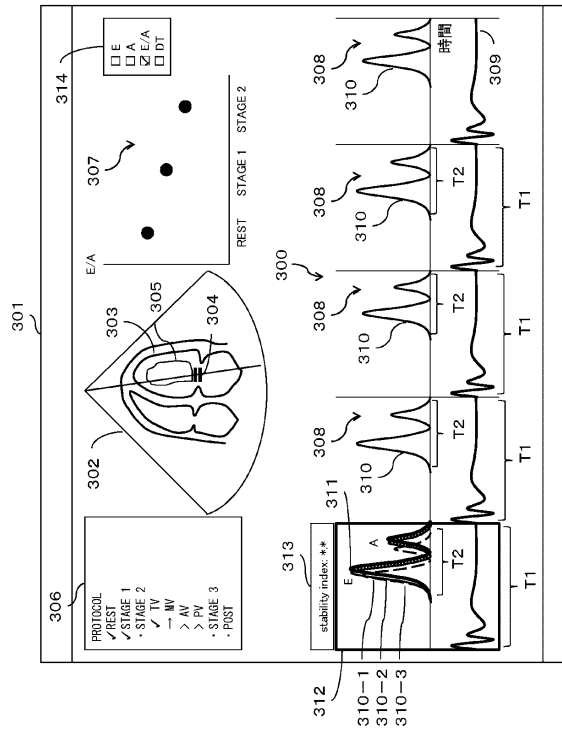
【図 1】



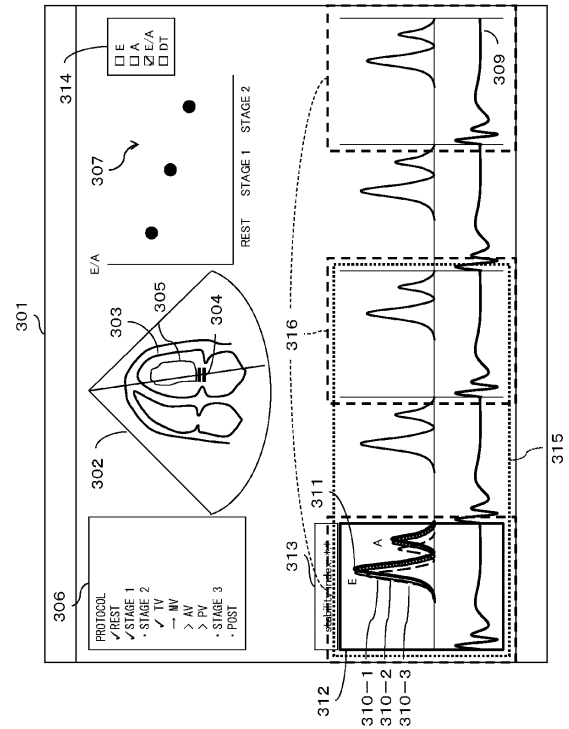
【図 2】



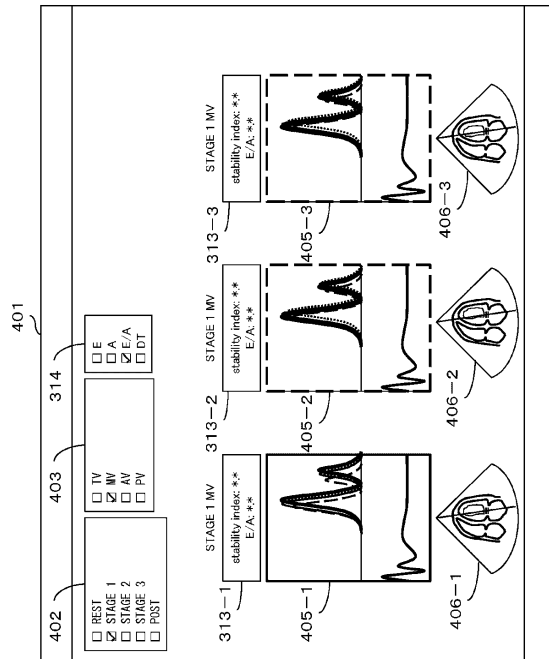
【 図 3 】



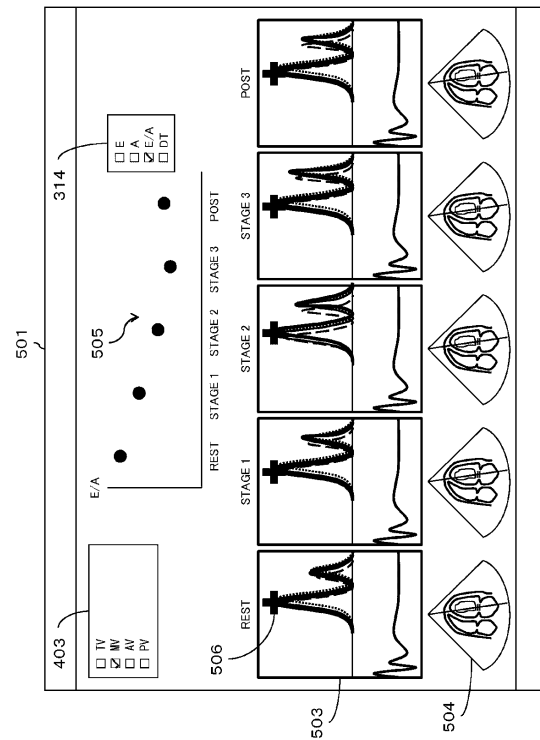
【 図 4 】



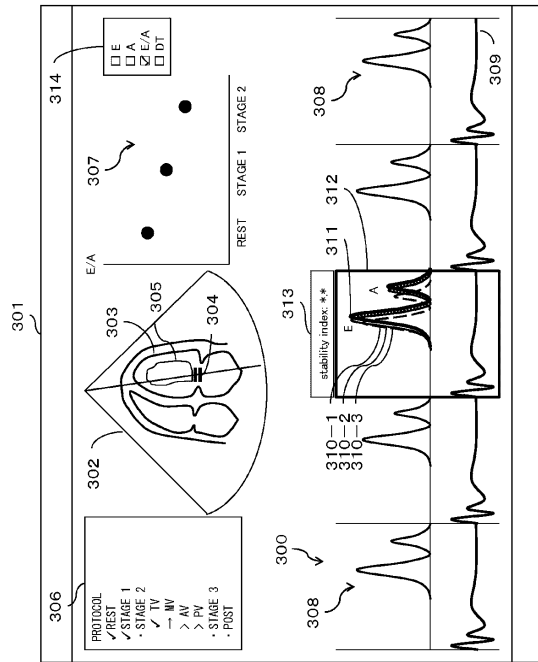
【 図 5 】



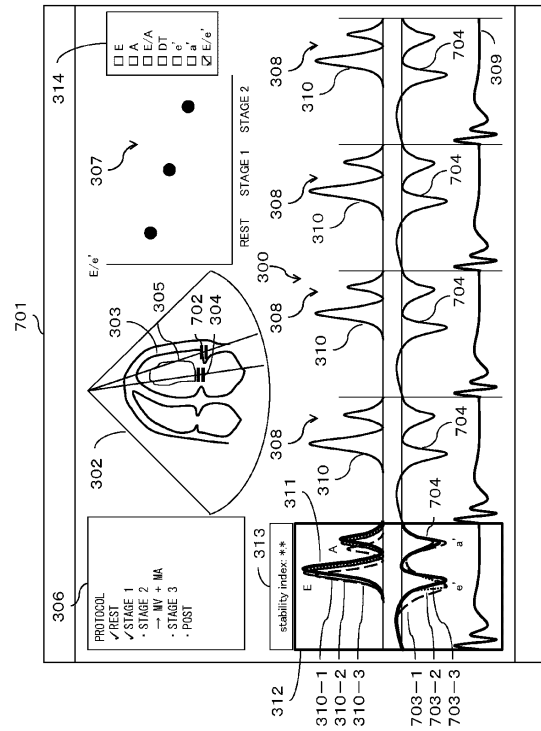
【 図 6 】



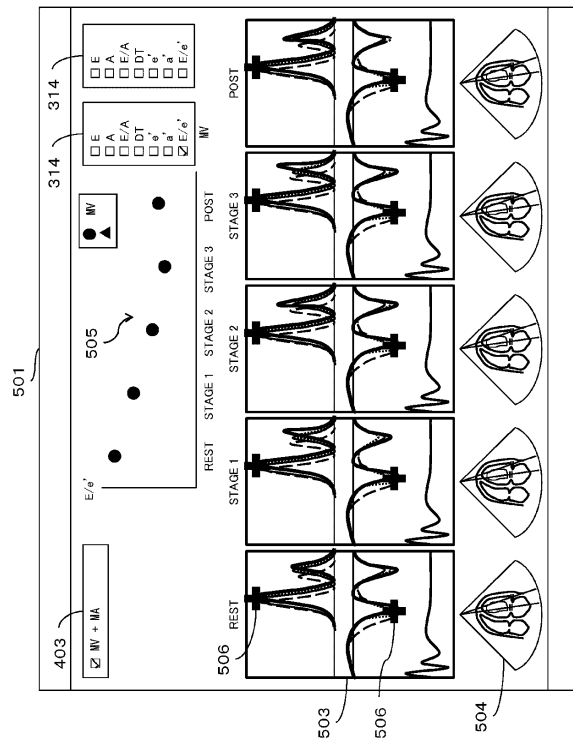
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 7 0 7 4 8 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 5 5 7 6 5 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 3 1 9 5 4 0 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 4 9 9 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声图像拾取装置和超声图像拾取方法		
公开(公告)号	JP5877816B2	公开(公告)日	2016-03-08
申请号	JP2013110913	申请日	2013-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	長野 智章 森 修		
发明人	長野 智章 森 修		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/4884 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/543 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/KK10 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2014226470A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够评估通过多普勒方法获得的多普勒信息的稳定性，并且能够基于稳定的多普勒信息观察受试者的活组织（心脏，血管等）的动态。提供了一种图像拾取装置和超声图像拾取方法。一种多普勒信息产生单元（ 5 ），用于根据超声信号产生多普勒信息;以及近似单元，用于计算多个多普勒信息的近似程度度数计算单元11和近似多普勒信息获取单元12，其获取具有预定近似度的多普勒信息作为近似多普勒信息。 点域1

(21) 出願番号	特願2013-110913 (P2013-110913)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成25年5月27日 (2013. 5. 27)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2014-226470 (P2014-226470A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成26年12月8日 (2014. 12. 8)	(72) 発明者	長野 智章
審査請求日	平成26年5月26日 (2014. 5. 26)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	森 修
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦
			最終頁に続く