

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6152218号
(P6152218)

(45) 発行日 平成29年6月21日(2017.6.21)

(24) 登録日 平成29年6月2日(2017.6.2)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B	8/06	(2006.01)	A 6 1 B 8/06
A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 16 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2016-505096 (P2016-505096)	(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
(86) (22) 出願日	平成27年1月19日(2015.1.19)	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/051281	(72) 発明者	田中 智彦 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株 式会社日立製作所内
(87) 国際公開番号	W02015/129336	(72) 発明者	岡田 孝 東京都三鷹市牟礼六丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(87) 国際公開日	平成27年9月3日(2015.9.3)	審査官	伊藤 幸仙
審査請求日	平成28年8月22日(2016.8.22)		
(31) 優先権主張番号	特願2014-38538 (P2014-38538)		
(32) 優先日	平成26年2月28日(2014.2.28)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検査対象に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子によって受信されたエコー信号を処理する信号処理部と、を備え、

前記信号処理部は、前記エコー信号から第一の方法で推定した血流速度と、前記第一の方法と異なる第二の方法で推定した血流速度との差から、前記血流速度における三次元効果を推定し、当該三次元効果を反映させて診断情報を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、前記エコー信号から血流速度を算出する血流速度演算部と、前記血流速度演算部が算出した血流速度をもとに三次元効果を推定する三次元効果推定部と、を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、検査対象の組織速度を算出する組織速度演算部と、ドプラ速度演算部とを備え、前記組織速度演算部が算出した組織血流境界速度と前記ドプラ速度演算部が算出したドプラ速度を用いて、撮像面内の血流速度を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

10

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

前記三次元効果推定部は、前記三次元効果として、撮像面に直交する方向の血流速度の空間変化率、及び、それから導かれる諸量を算出する空間変化率演算部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、

前記空間変化率演算部は、前記空間変化率の分布モデルを有し、前記分布モデルを用いて前記血流速度の差から、ビーム角度の異なる複数の点の各々について、前記血流速度の空間変化率を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

さらに、前記三次元効果推定部が推定した三次元効果を用いて、診断情報を生成する診断情報生成部を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置であって、

前記診断情報生成部は、前記三次元効果推定部が推定した三次元効果を用いて、2点間の圧較差を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置であって、

前記診断情報生成部は、前記三次元効果推定部が推定した三次元効果を用いて、撮像領域における物理量の残存量を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置であって、

前記物理量は、質量、運動量、運動エネルギー、熱量、物質の濃度から選ばれる1種以上であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置であって、

前記物理量は、前記撮像領域における運動量であって、

前記診断情報生成部は、診断情報として、運動量の残存量を用いて組織血流相互作用力を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 11】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

さらに、前記診断情報を表示する表示部を備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波撮像装置であって、

前記表示部は、断層像画像及び/または血流ベクトルの表示とともに、前記診断情報をグラフ又は数値として表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

請求項 11 又は 12 に記載の超音波撮像装置であって、

前記表示部は、前記診断情報の時間的推移を表示することを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 14】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

さらに、外部からの心拍情報又は心電情報を入力する入力部を備え、

前記信号処理部は、前記入力部から入力される心拍情報又は心電情報に基づき、複数の心周期の診断情報を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 15】

検査対象に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子によって受信されたエコー信号を処理する信号処理部

50

と、を備え、

前記信号処理部は、前記エコー信号から血流速度を算出する血流速度演算部と、前記血流速度演算部が異なる方法で算出した血流速度の整合性をもとに、撮像面に直交する方向の血流速度の空間変化率を算出する空間変化率演算部と、を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項16】

超音波撮像装置で得られるエコー信号を用いて、検査対象に関する診断情報を生成する方法であって、

前記エコー信号から、同一の位置について、2つの方法で血流速度を算出する処理と、

前記2つの方法で算出した血流速度の整合性を評価する処理と、

前記血流速度の整合性を用いて、撮像領域における血流の三次元効果を推定する処理と

、推定された血流の三次元効果を用いて、2点間の圧較差、血流フラックス、及び組織血流相互作用力のいずれかを含む診断情報を生成する処理と、を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の超音波撮像装置に関し、カラードプラ法の情報から血流の速度ベクトルが推定できる超音波撮像装置において、血流速度の三次元効果を推定する機能を持つ超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

カラードプラ法では、超音波ビーム方向の速度成分しか直接計測することはできない。断層面内で血流がどちらの方向に流れているか、流れ方向を表示することはできない。そこで、組織の境界の速度と2次元流の質量保存の式から超音波ビーム方向と直交方向の速度成分を推定し、超音波ビーム方向と直交方向の速度成分から速度ベクトルを求める方法（Vector Flow Mapping：VFM）が提案されている（例えば特許文献1）。VFMでは、流れに3次元性があることを前提としておらず、すべて撮像面内から漏れ出すことのない二次元流を想定して構築されている。従って、VFMでは、実際の血流のような撮像面を通過していくような流れ場の血流情報、例えば血流の圧力場などを得ることはできない。

【0003】

超音波撮像装置において、三次元計測を行い、任意の視点から三次元画像を得る手法が知られているが（例えば特許文献2）、三次元計測で得られる三次元画像から血流ベクトルの三次元性（三次元的な血流動態）を推定することは困難である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2000-342585号公報

【特許文献2】特開平11-313824号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

三次元的な心臓や腫瘍の血流の動態を検査するためには、三次元的な血流の解析が重要であるが、上述したように、二次元流を想定して構築されたVFMには限界があり、撮像面内の二次元的な血流動態に加えて、撮像面を通過する流れ場の三次元的な効果を推定する必要がある。

【0006】

10

20

30

40

50

本発明は、カラードプラ法で得られる血流の速度情報を用いて、血流の三次元効果を推定し、それを診断情報に反映して提示できる超音波診断装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決する本発明の超音波撮像装置は、カラードプラ法の情報をもと、複数の方法で血流速度の推定を行い、それらの整合性を基に、血流の三次元効果を推定し、診断情報に反映する。

【0008】

すなわち、本発明の超音波撮像装置は、検査対象に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子によって受信されたエコー信号を処理する信号処理部と、を備え、前記信号処理部は、前記エコー信号から第一の方法で推定した血流速度と、前記第一の方法と異なる第二の方法で推定した血流速度との差から、前記血流速度における三次元効果を推定し、当該三次元効果を反映させて診断情報を生成する。

10

なお三次元効果とは、実際には三次元で規定される血流ベクトルを二次元空間で規定した場合すなわち二次元流仮定の場合に、その二次元空間と直交する方向の血流速度成分が持つ効果を意味し、当該血流速度成分である空間速度変化率やそれから導かれる諸量を含む。

【発明の効果】

20

【0009】

本発明によれば、三次元的な血流動態の検査に役立つ診断情報が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の超音波撮像装置の実施形態を示す全体ブロック図。

【図2】第一実施形態による信号処理部の動作を示すフローチャート。

【図3】(a)は、組織画像における座標系の説明図、(b)は、組織速度算出の説明図。

【図4】血流ベクトル算出の説明図。

【図5】異なる方法による血流ベクトル算出を説明する図。

30

【図6】三次元効果推定部の処理を示す図。

【図7】(a)、(b)は、それぞれ、物理量保存の概念図。

【図8】(a)、(b)は、それぞれ、診断情報の算出を説明する図。

【図9】第二実施形態による信号処理部の動作を示す図。

【図10】表示の実施形態の説明図。

【図11】表示の実施形態の説明図。

【図12】表示の実施形態の説明図。

【図13】表示の実施形態の説明図。

【図14】表示の実施形態の説明図。

【発明を実施するための形態】

40

【0011】

本実施形態の超音波診断装置は、検査対象(3)に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を受信する超音波探触子(2)と、前記超音波探触子によって受信されたエコー信号を処理する信号処理部(15)と、を備え、信号処理部(15)は、エコー信号から血流速度を算出する血流速度演算部(154)と、血流速度演算部が算出した血流速度をもとに三次元効果を推定する三次元効果推定部(155)とを備える。

【0012】

血流速度演算部(154)は、検査対象の組織速度を算出する組織速度演算部(152)と、ドプラ速度演算部(153)とを備え、組織速度演算部が算出した組織血流境界速

50

度とドブラ速度演算部が算出したドブラ速度を用いて、撮像面内の血流速度を算出する。

【0013】

三次元効果推定部(155)は、三次元効果として、撮像面に直交する方向の血流速度の空間変化率、及び、それから導かれる諸量を算出する空間変化率演算部(158)を備える。また三次元効果推定部が推定した三次元効果を用いて、診断情報を生成する診断情報生成部(159)を有する。

【0014】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

図1は、本発明による超音波撮像装置の装置構成例を示すブロック図であり、図1に示すように、本実施形態の超音波撮像装置は、装置本体1と超音波探触子2を有している。

10

【0015】

装置本体1は超音波探触子2を制御しながら、超音波画像の生成に使用するものであり、入力部10、制御部11、超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14及び信号処理部15を備えている。

【0016】

超音波探触子2は超音波信号発生器12で生成された信号に従い、生体(被検者)3に接し、照射領域30に対し、超音波を照射すると共に、照射領域30の反射波エコー信号を受信する。超音波探触子2は、スキャン方式に応じて連続波或いはパルス波を発生する。

【0017】

20

装置本体1の各構成要素を説明する。入力部10は、超音波撮像装置を操作する検者が制御部11に対し超音波撮像装置の動作条件を設定するキーボードやポインティングデバイスを備える。また検査に心電図等の外部機器からの情報を利用する場合、外部信号入力部としても機能する。

【0018】

制御部11は、入力部10によって設定された超音波撮像装置の動作条件に基づき超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14及び信号処理部15を制御するもので、例えばコンピュータシステムのCPUである。

【0019】

超音波信号発生器12は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、超音波探触子2に駆動信号を送る。超音波受信回路13は、超音波探触子2によって受信された反射エコー信号に対し増幅や整相など信号処理を行う。超音波受信回路13は、受信回路、包絡線検波手段、Log圧縮を行う手段を含む。表示部14は信号処理部15で得られた情報を出力する。信号処理部15は、超音波探触子2からの反射エコー信号から超音波画像を生成する機能を有する。その詳細は後述する。

30

【0020】

また図示していないが、装置本体1は、スキャンコンバータやA/Dコンバータを備えている。スキャンコンバータは超音波受信回路13に含んでもよいし、信号処理部15の後段に備えていてもよい。超音波受信回路13がスキャンコンバータを含む場合は、信号処理部15で取り扱うデータ量が減るというメリットがある。また、スキャンコンバータを超音波受信回路13に含めない場合には、信号処理部15で多くのデータを取り扱うことができ、精度のよい計測装置が実現できる。A/Dコンバータは信号処理部15の前段に備えられる。そのサンプリングの周波数は通常20MHzから50MHzの間とする。

40

【0021】

次に、信号処理部15の詳細な構成要素を説明する。信号処理部15は、主要な要素として、断層画像形成部151、組織速度演算部152、ドブラ速度演算部153、血流ベクトル演算部154、三次元効果推定部155、表示画像形成部156、およびメモリ157を有する。

【0022】

断層画像形成部151は、超音波受信回路13から出力される反射エコー信号から、例

50

例えばBモード像、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた2次元的な組織形状画像、あるいは立体的撮像法を用いた3次元的な組織形状画像を形成する。また、断層画像形成部151は、組織形状画像より組織位置情報を抽出する。組織速度演算部152は、組織形状情報から組織の動き情報を抽出する。ドプラ速度演算部153は、超音波受信回路13から出力される反射エコー信号から、例えば、カラードプラモードの血流速度情報、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた2次元的なドプラ血流速度情報、あるいは立体的撮像法を用いた3次元的なドプラ血流速度情報を抽出する。血流ベクトル演算部154は、ドプラ血流速度情報から、物理法則を用いて血流ベクトルを推定する。

【0023】

三次元効果推定部155は、血流ベクトルの三次元効果を推定し、この三次元効果を用いて診断情報を生成する。血流ベクトルの三次元効果とは、血流ベクトル演算部154で算出された血流ベクトルについて、その血流ベクトルを規定する面(二次元空間)と直交する方向の血流速度成分が持つ効果を意味する。

10

【0024】

三次元効果推定部155には、三次元効果として、撮像面に直交する血流の速度空間変化率やそれから導出される諸量を算出する空間変化率演算部158及び三次元効果を用いて診断情報を生成する診断情報生成部159が備えられている。なお三次元効果推定部155は、具体的には演算装置で構築され、演算装置に組み込まれたプログラムを実行するにより、空間変化率演算部158及び診断情報生成部159の機能を含む三次元効果推定部155の機能が実現される。

20

【0025】

表示画像形成部156は、表示部14に表示される表示画像を形成するものであり、断層画像形成部151で形成された断層画像や、ドプラ計測で得られるドプラ波形、三次元効果推定部155で算出された諸量などを、予め決められた形式や入力部10から入力される指示に従い、表示画像を形成する。

【0026】

メモリ157は、反射エコー信号、信号処理部15での演算に必要な情報や信号処理部15の処理結果を記憶する。

【0027】

以上説明した装置の構成を踏まえ、超音波診断装置の動作の実施形態を説明する。

30

【0028】

<第一実施形態>

本実施形態を、図2に示す処理フローを参照して説明する。図2では、具体的な例として、照射領域30(図1)が左心室を含む部位である場合を説明するが、照射領域30は検者が所望する血管や他の心腔でもよい。

【0029】

図2に示すように、本実施形態では、組織形状画像を形成して組織速度を算出する処理(S1、S2)、血流速度を算出する処理(S3)、これら組織速度と血流速度を用いて血流ベクトルを算出する処理(S4)、2つの方法で算出した血流ベクトル(血流速度)を用いて血流ベクトルの三次元効果を推定する処理(S5)、推定した三次元効果を用いて診断情報を生成する処理(S6)および診断情報を表示する処理(S7)を行う。診断情報を生成する処理を省き、S7で推定された三次元効果を表示する処理を行ってもよい。以下、各処理の内容を詳細に説明する。

40

【0030】

<ステップS1>

まず、照射領域(左心室)の組織速度を算出するために、照射領域の形態情報(Bモード画像)を得るための撮像を行う。Bモード像の超音波周波数は、撮像が可能な1MHzから20MHzの範囲とする。また、フレームレートは、心拍によって変動する心臓の動きを捉えることができる範囲とする。具体的には15Hz以上とする。断層画像形成部151は、超音波受信回路13から出力される反射エコーより、例えばBモード像を形成す

50

る。超音波生体画像は、平面的撮像法を用いた二次元的な画像あるいは立体的撮像法を用いた三次元的な画像のいずれでもよく、時系列でデータを取得する。

【0031】

ステップS1によって得られる形状情報の一例を図3(a)に示す。図3は超音波探触子2にセクタスキャンを行うセクタ探触子を用い、撮像対象を左心室31としたものである。図中、rは超音波のビーム方向(深度方向)、 θ は撮像面内のビーム角度方向である。セクタスキャンの場合は、深度方向がr方向、スキャン方向が θ 方向である。

【0032】

<ステップS2>

組織速度演算部152は、まず、断層画像形成部151がステップS1で形成した超音波生体画像から、組織の位置情報を取得する。組織の位置情報は、組織内壁を画像処理することによって検出してもよいし、検者が入力部10を介して組織内壁を指定することで取得してもよい。具体的には超音波画像では組織は高輝度値として認識されるため、高輝度値部を心臓組織とし、2次元、あるいは三次元的な心臓組織位置を取得する。あるいは、検者が入力部10に備えてあるポインティングデバイスを介し、血液と組織との境界面である組織内壁を指定することで、位置を与えてもよい。この手法をまとめて心筋トラッキングという。

【0033】

次に組織速度演算部152は、組織血流境界速度を算出する。組織血流境界速度とは組織壁と血液の境界の速度であり、流体力学的に、この境界面では血液の速度と、組織の速度が等しくなる。組織血流境界速度の算出方法は、二枚の時間的に連続した画像のパターンマッチングを用いてもよいし、前述のように決定した組織の位置情報の時間的推移すなわち組織の移動を追跡してもよい。パターンマッチングの演算手法として、例えば、相互相関法やSAD(sum of absolute difference)法、SSD(sum of squared difference)法、KLT(Kanade-Lucas-Tomai)法を用いてもよい。これら手法により得られる組織の移動量を画像の撮像間隔で除すことにより組織血流境界速度が算出される。

【0034】

組織血流境界速度として、例えば、図3(b)に示すように、左側組織の組織血流境界速度511と、同一深度の右側組織の組織血流境界速度512とが算出される。

【0035】

<ステップS3>

ステップS1の形態情報を得るための撮像とは別に、ステップ1で撮像した照射領域と同じ照射領域についてドブラ法の計測を行い、血流速度分布情報を得る。ドブラ法は、連続波ドブラ法、パルス波ドブラ法のいずれでもよいが、ここでは、汎用的な手法であるカラードブラ法を用いる。この場合、ドブラ速度演算部153は、断層画像形成部151で取得した超音波生体画像のなかの血流部に注目し、自己相関法により血流速度分布情報を取得する。ここで得られる血流速度分布は、血流速度のうち超音波ビームのビーム方向(r方向)の成分である。

【0036】

<ステップS4>

血流ベクトル演算部154は、組織速度演算部152で算出した組織血流境界速度と、ドブラ速度演算部153で取得した血流速度分布情報を用いて、血流ベクトルを推定する。血流ベクトルの推定方法を、図4を参照して説明する。撮像面を流れる血流の速度は、3次元の速度成分を持つ。ドブラ効果を用いた速度計測は、3次元的速度成分のうち超音波ビーム方向成分のみしか求めることができないが、物理法則(質量保存則)を用いることで、ビーム垂直方向の速度成分の推定が可能となる。

【0037】

具体的には、極座標系における流体の質量保存則を表す連続の式は、式(1)のように記述される。

【0038】

10

20

30

40

50

【数 1】

$$\frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

式中、 r は、超音波ビームの深度方向、 θ は超音波ビームのセクタ走査の方向で、 v_r 、 v_θ 、 v_z は、それぞれ、 r 方向、 θ 方向及び撮像面に垂直な方向の血流の速度成分である。

【0039】

ここで撮像面を垂直に通過する血流速度 v_z の影響を無視した場合、質量保存の式 (1) は次式 (2)、(3) で表わされる。 10

【数 2】

$$\frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = 0 \quad (2)$$

【数 3】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (3)$$

【0040】

式 (2) は式 (4) のように書き換えることができる。 20

【数 4】

$$\frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (4)$$

【0041】

式 (4) より、 θ 方向の血流速度 $v_\theta(r, \theta)$ は式 (5) によって求めることができる。

【数 5】

$$v_\theta(r, \theta) = v_{\theta 0}(r) + \int \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (5)$$

式 (5) 中、 $v_{\theta 0}(r)$ は、組織速度演算部 152 によって算出された、深度 r における組織血流境界速度のビーム方向と直交する方向の速度成分である。式 (5) の右辺第 2 項の積分は、深度 r における θ 方向の積分である。

【0042】

式 (5) で求められたビームと直交方向の速度成分 $v_\theta(r, \theta)$ と、カラードプラで求められた超音波ビーム方向の速度成分 $v_r(r, \theta)$ とから、図 4 に示したように、撮像面における速度ベクトル $V(r, \theta)$ が求められる。図 4 では、一点のベクトル V のみを示しているが、VFM の対象となる所望の領域に含まれる複数の点でベクトルが算出される。 40

【0043】

以上のように算出される速度ベクトル V は、式 (3) に示したように、撮像面を垂直に通過する血流の影響は考慮されていない。そこで、次のステップで撮像面を垂直に通過する血流の影響、すなわち血流ベクトルの三次元効果を推定するために、血流ベクトル演算部 154 は、同じ位置について、別の方法 (アプローチ) で速度ベクトル V を算出する。

【0044】

一例として、図 5 に示すように、組織血流境界 (左右の心筋) の点 a から点 b とすると、式 (5) の θ 方向の積分を、左から右へ積分して速度ベクトルを算出する方法 (第 1 の 50

方法)と、右から左に積分して速度ベクトルを算出する方法(第2の方法)を採用する。

【0045】

第1の方法では、式(5)は式(6)となる。

【数6】

$$v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) = v_{\theta a}^T(r) + \int_a^{\theta} \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (6)$$

ここで式(6)の右辺第1項の速度は、心筋トラッキングで決定された点aについて、組織速度演算部152が算出した方向の速度成分である。

10

【0046】

第2の方法では、式(5)は式(7)となる。

【数7】

$$v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) = v_{\theta b}^T(r) - \int_{\theta}^b \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (7)$$

ここで式(7)の右辺第1項の速度は、心筋トラッキングで決定された点bについて、組織速度演算部152が算出した方向の速度成分である。

【0047】

20

<ステップS5>

三次元効果推定部155は、上記ステップS4において、二つの方法で算出した血流速度ベクトルの結果を用いて、まず結果の整合性を評価し、評価した整合性をもとに血流ベクトル三次元流効果を推定する。図6に三次元効果推定部155の推定処理の詳細を示す。

【0048】

図6に示すように、ステップS1~S3で、カラードプラ画像と心筋トラッキングにより確定された組織血流境界の情報601が得られている。またステップS4で、二つの方法で求めた血流ベクトル場602A、602Bが算出されている。これら血流ベクトル場602A、602Bは、撮像断面の二次元流仮定の条件で得られたものである。

30

【0049】

三次元効果推定部155は、式(8)に示すように、二つの方法で求めた血流ベクトル場の差分を取り、整合性を評価する(S51)。

【数8】

$$D(r) \equiv v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) - v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) \quad (8)$$

【0050】

式(8)で求められるD(r)は角度に依存せず、積分経路によって一定であるため、深さの関数となる。D(r)を算出する際の角度の選択は、対象となるVFMの領域であれば任意であり、組織血液境界に限定はせず、積分経路上の任意の点で算出可能である。なお式(8)では、差分を取る血流ベクトル場として、方向の血流速度成分vを用いているが、方向の速度成分vとビーム方向の速度成分v_rとから求めた血流ベクトルVを用いることも可能である。

40

【0051】

ここで、計測対象が二次元流であれば、式(9)が成り立ち、式(8)のD(r)は0となる。

【数 9】

$$v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) = v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) \quad (9)$$

【0052】

しかし、心臓の左室のような流れは3次元流であり、式(3)が成り立つことは厳密にはあり得ない。同様に式(8)も成り立たない。

【0053】

そこで $D(r)$ (0) を用いて、血流ベクトル三次元効果603を推定する(S52)。ステップS4で算出される血流ベクトルには、血流ベクトル三次元効果に起因する誤差のほかに計測精度など種々の誤差が含まれるが、血流ベクトル三次元効果以外の誤差の多くは、差分される両方の血流ベクトルに、同じ大きさで同じ符号を持つ誤差として含まれるため、差分することにより除去される。したがって $D(r)$ がゼロとならない主な原因は、血流の二次元流仮定の破綻と考えることができる。

10

【0054】

三次元効果推定部155は、この前提のもとで、 $D(r)$ は、式(10)に示すように、離散化された積分経路における個々の血流ベクトル三次元効果の足し合わせであると定義し、個々の三次元効果を算出する。

【数10】

$$D(r) \equiv r \Delta \theta \sum_{i=1}^N \left. \frac{\partial v_z}{\partial z} \right|_i \quad (10)$$

20

$\left. \frac{\partial v_z}{\partial z} \right|_i$ は、積分経路における i 番目の血流ベクトルの、撮像面を通過する方向の速度空間変化率である。

【0055】

式(10)において、 N は、ある深さ r での積分経路上の血流ベクトルの数で、 θ はビーム角度間隔である。なお、血流ベクトルの数 N は、超音波ビームの数に依存する諸量であり、積分経路上のサンプリング点数と言い換えることができる。

30

【0056】

$D(r)$ は積分経路における総和であるため、式(10)から個々の三次元効果を導き出すことはできない。そこで三次元効果推定部155(速度空間変化率演算部158)は、個々の血流ベクトルの速度空間変化率の分布モデルを設定し、 $D(r)$ から個々の血流ベクトルの速度空間変化率を推定する。モデルは物理法則に反しない限り、任意である。いくつかのモデルの例とそれを用いた速度空間変化率の算出方法を説明する。

【0057】

最もシンプルなケースとして、積分経路において、撮像面垂直方向の速度空間変化率が均等であるとするモデルが挙げられる。このモデルを使えば、個々(各サンプリング点)の速度空間変化率は式(11)のようになる。

40

【数11】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{Nr \Delta \theta} \quad (11)$$

【0058】

第二のモデルとして、式(12)に示すように、速度空間変化率がビーム方向速度と比例関係あるとするモデルを示す。このモデルは、速度が大きい方が、流体が撮像面を通過する確率も高くなる可能性が高いことを前提にしている。

50

【数 1 2】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = c_2 v_r \quad (12)$$

ここで c_2 は比例定数である。式 (12) の右辺を式 (10) に代入すると、式 (13) が得られ、この式 (13) の右辺を式 (12) に代入することにより、式 (14) により個々の空間変化率が求められる。

【数 1 3】

$$c_2 = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N (v_r)_i} \quad (13) \quad 10$$

【数 1 4】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N (v_r)_i} v_r \quad (14)$$

【0059】

第三のモデルとして、式 (15) のように、撮像面に垂直方向の速度空間変化率が、ビーム方向の速度空間変化率と比例関係にあるモデルを示す。このモデルも、速度が大きい方が、流体が撮像面を通過する確率も高くなる可能性が高いことを前提にしている。

【数 1 5】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = c_3 \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (15) \quad 20$$

ここで c_3 は比例定数である。

【0060】

個々の空間変化率は、第二のモデルと同様に式 (15) の右辺を式 (12) に代入して得られる式 (16) により求められる。

【数 1 6】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial v_r}{\partial r} \right)_i} \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (16) \quad 30$$

【0061】

なお、第二および第三のモデルは、速度空間変化率がビーム方向速度あるいはビーム方向の速度空間変化率と比例関係にあるというものであるが、これらの代わりに、ビーム垂直方向血流速度、絶対血流速度、ビーム垂直方向の速度空間変化率、あるいは、その絶対値との関係に基づくものでもよい。

【0062】

第四のモデルとして、撮像面垂直方向の速度空間変化率は心壁からの距離に依存するとするモデルの例を式 (17) に示す。ここでは、速度空間変化率は、心壁からの距離が遠い方が大きいと仮定している。但し、比例ではなく、反比例でもよい。

40

【数 17】

$$\left. \frac{\partial v_z}{\partial z} \right|_i = c_4 \left(\frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right) \quad (17)$$

式中、Nは式(10)で定義したNと同じである。

【0063】

このモデルを用いた場合の個々の空間変化率は式(18)で表される。

【数 18】

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r \Delta \theta \sum_{i=1}^N \left(\frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right)} \left(\frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right) \quad (18)$$

10

【0064】

以上、ある深さrの積分経路におけるD(r)を用いて、その積分経路上の個々の三次元効果の算出することを説明したが、これを様々な深さで行うことで、所望のVFM領域(左室内)すべてで、撮像面垂直方向の速度空間変化率を推定できる。すなわちVFMに対応する速度空間変化率のマップが得られる。

【0065】

20

三次元効果推定部155は、こうして推定された速度空間変化率を、そのまま空間的にマッピングしてもよいし、さらに別の指標を作成してもよい。例えば、経時的に計測される反射エコー信号をもとに時系列で三次元効果を得て、注目部位の三次元効果(速度空間変化率)の時間変化を算出してもよい。また速度空間変化率の撮像面における空間的な変化を示すために、所定の位置の速度空間変化率を基準とする比や割合あるいはその組み合わせを算出してもよい。さらに時系列で得られた三次元効果あるいは異なるときに得られた三次元効果を記憶しておき、その最大血流ベクトル三次元効果(最大値)、最低血流ベクトル三次元効果(最小値)、平均血流ベクトル三次元効果(平均値)を算出することも可能である。

【0066】

30

これら諸量は、撮像面に垂直な方向で、流れが加速あるいは減速している状態を推定する指標として利用することができる。

【0067】

<ステップS6>

三次元効果推定部155(診断情報生成部159)は、ステップS5で算出した三次元効果すなわち撮像面と直交する方向の速度空間分布を用いて、二次元流仮定のもとで算定した診断情報を補正したり、新たな診断情報を生成することができる。

【0068】

診断情報の一例として、圧較差の算出について説明する。

一般に、血流のような非圧縮性の流体の圧分布を計算する手法には、Navier-Stokes式を用いた方法(NSE法)と圧力Poisson式を用いた方法(PPE法)の二つがある。ここでは、NSE法に比べ、計算コストが低く、また十分な境界条件を入れることで、時間情報を必要とせずに圧力場が求まるという利点のあるPPE法を適用する場合を説明する。説明を簡単にするため、直交座標系を用いるが、極座標系を用いてもよいことは言うまでもない。

40

【0069】

PPE法の方程式は、テンソル表記において式(19)のように記述される。

【数 19】

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_3 \partial x_3} = - \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right)^2 - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \frac{\partial u_3}{\partial x_1} - 2 \frac{\partial u_2}{\partial x_3} \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \quad (19)$$

ここで p は圧力、u は速度、添え字は方向で、1 が深さ方向、2 が撮像面内で、1 の方向と直交する方向、3 が撮像面垂直方向である（以下、同じ）。

10

【0070】

ステップ S4 で算出される血流ベクトルは 2 次元的な計測のため、式 (19) のすべての項を取得することはできない。面外方向への歪率の影響がゼロであるという仮定を置いた 2 次元計測の場合、式 (19) は式 (20) となる。

【数 20】

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = - \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \quad (20)$$

【0071】

ここで、式 (20) は簡略された式であるため、情報が十分とは言えない。例えば、左室早期拡張期のように、非常に短い時間において流入がなされている場合などは、撮像面を通過する速度の変化の影響が大きく、式 (20) で表される PPE 法だけでは表現ができない。しかし、PPE 法では、時空間分解能の十分な 3 次元ベクトル場を用いた際には、断面間の境界条件より得られる時間加速度項を反映させることができ、これにより情報の精度は高まる。そこで、本実施形態では、ステップ S5 で算出した血流ベクトルの 3 次元効果を次式 (21) に示すように、補正項 C として追加し、PPE 法で算出される圧分布の精度を向上する。

20

【0072】

【数 21】

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = - \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} + C \quad (21)$$

ここで C は式 (22) で表される。

【0073】

【数 22】

$$C = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) + u_1 \frac{\partial}{\partial x_1} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) + u_2 \frac{\partial}{\partial x_2} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) \quad (22)$$

40

式 (22) からわかるように、C は、ステップ S5 で算出した撮像面 (2 次元の面) と直交する方向の速度空間変化率の時間微分および空間微分の項からなる。これらはメモリ 157 に格納された 3 次元効果推定部 155 の時間的、空間的計算結果から、時間情報を読み出すことで、算出できる。

【0074】

式 (21) の解法は、PPE 法による式 (20) の解法と同様であり、血流ベクトルの各方向成分を各点において、式 (21) を離散化することで、離散化された式 (21) の方程式を構築し、さらに、ベクトルの数と同等数の連立方程式をたて、逆問題として解くことができる。離散化の方法は、中心差分、前方差分、後方差分、あるいはスタガード格

50

子を用いるものなど多種あり、特に限定されないが、最も代表的なスタガード格子を用いることが好ましい。なお逆問題の解き方に関しては公知の解法が多々あるため、ここでは説明を割愛する。

【0075】

また境界条件としては、微分型のノイマン型境界条件を与えてもよいし、数値を与えるディクレ型の境界条件でもよい。境界条件にNavier-Stokes式から求められる圧較差情報を付加してもよい。これらは公知技術のため詳細は記載しない。

【0076】

PPE法では、圧分布を算出する際に一点の基準圧を指定する必要がある。本実施形態のように左心室を対象とする場合、心尖部付近、心基部、左房内など検者が所望する箇所
10
の基準圧を指定することができる。基準圧は、超音波撮像とは別な計測方法で測定した値を用いることができ、入力部10を介して設定することができる。

【0077】

このようにPPE法に補正項として三次元効果を加えることにより、撮像面を通過する速度の変化の影響を正しくとらえ、より正確な圧力分布が得られる。

【0078】

なお補正項Cは上述した例だけでなく、面外の影響を加味した、二次元情報から得られる速度場、速度微分、あるいはその組み合わせでもよい。また必要に応じて簡略化を行ってもよい。

【0079】

さらに、面外方向の運動量保存式を考慮することで、面外の速度の歪成分を推定することも可能である。その場合、補正項を加えた式は、次式(23)のように記述してもよい。
20

【数23】

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = -2 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) - 2u_1 \frac{\partial}{\partial x_1} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) - 2u_2 \frac{\partial}{\partial x_2} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) - \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \frac{\partial u_1}{\partial x_2} - \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} + 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \quad (23)$$

30

【0080】

次に、三次元効果推定部155が生成する診断情報の他の例として、撮像される検査体積における流束(flux)を推定する手法を、図7を参照して説明する。流束は、検査体積について物理量保存則を適応する際に未知となる流束(flux)であり、三次元効果推定部155は、ステップS5で推定した三次元効果を用いて、流束を推定する。

【0081】

図7(a)は、平面的な心臓撮像の様子を示すものであり、照射領域30に左心室が撮像されている。ここでは簡単のため、2次的な平面撮像の例を示すが、平面撮像の際にも、撮像平面には点線で示のように厚さzが存在する。従って、この厚みのある撮像領域が
40
流束を推定する対象の検査体積である。

【0082】

この体積における所定の物理量Aに着目すると、一般に物理量Aの保存則は、図7(b)に示すように、検査体積内における物理量Aの生成G、消散D、検査体積への流入流束F_{in}、流出流束F_{out}、物理量に依存する外因Eによって決定される。保存則で必要となるものは、流入流束F_{in}と流出流束F_{out}の差分である物理量Aの残存量(フラックス)である。診断情報生成部159は、スライス状の検査体積を通過する血流の速度空間変化率を用いることで、物理量の残存量を算出する。算出方法は、具体的な物理量の例示とともに後述する。

【0083】

50

算出に必要な検査体積の厚み z は、照射領域の厚み、即ち厚み方向のビーム幅であり、照射位置によって決定してもよいし、最大、最小、あるいは平均的なビーム幅としてもよい。また算出に必要な生体密度 ρ は、 $1000 \sim 1100 \text{ kg/m}^3$ の間の定数で、組織毎の値が文献により知られている。これら文献値から組織別に代表的な値を選んでよい。粘性についても同様に文献値より代表的な値を抽出してもよい。

【0084】

物理量 A は任意の物理量であり、質量、運動量、運動エネルギー、循環、熱量、造影剤などの物質の濃度、などのいずれでもよい。

【0085】

以下、物理量 A の一例として運動エネルギーの残存量の計算例を、図8(a)を用いて説明する。運動エネルギー K は各格子点(直交座標では、 x 方向のサンプリング行と y 方向のサンプリング列とが交差する点)に対して、各点の血流ベクトル情報 u_1 、 u_2 を用いて、式(24)により求めることができる。

【0086】

【数24】

$$K = \frac{1}{2}(u_1^2 + u_2^2) \quad (24)$$

【0087】

図8(a)の左側に示す分布図521は、こうして求めた運動エネルギーの分布図である。図8(a)に示すように、この運動エネルギー521と、ステップS5で算出した z 方向(撮像面に直交する方向)の速度空間変化率522とを、個々の算出点(格子点)毎に掛けて積を求めることで、運動エネルギーの残存量523を求めることができる。具体的には運動エネルギーの残存量(フラックス) F は、次式(25)により求めることが可能である。

【0088】

【数25】

$$F = K \frac{\partial v_z}{\partial z} \quad (25)$$

【0089】

さらに、式(26)に示すように、運動エネルギーの生成 G と消散 E は計測された速度ベクトル情報を用いて算出可能であることから、検査体積内における運動エネルギー保存式の詳細を調べ、心臓が血流を駆出する際の心筋の負荷への影響や、心臓の駆出効率を調べる事が可能となる。もちろん、エネルギー保存式の各項に注目してもよい。

【0090】

【数26】

$$\frac{dK}{dt} = G + F - E \quad (26)$$

【0091】

物理量 A の他の例として運動量の計算例を、運動エネルギー計算で参照した図8(a)と図8(b)を用いて説明する。但し、図8(a)において、分布図521は、運動量の分布図と読み替え、残存量523は、運動量の残存量と読み替えるものとする。運動エネルギーと同様に、 x 方向あるいは y 方向の運動量の平面的な分布図は速度ベクトル情報を用いて算出可能である。なお、運動量の場合は、分布はベクトル情報となる。残存量も、運動エネルギーと同様に、ステップS5で算出した z 方向速度空間変化率522と運動量分布521との個々の算出点での積をもとめることで求めることができる。さらに、図8(b)に示すように、運動量の時間変化分布524と残存量523の和に対して、総和を求める

10

20

30

40

50

ことで組織血流相互作用力 5 2 5 が算出できる。

【 0 0 9 2 】

以下、算出方法を具体的に説明する。個々のベクトルが有する運動量 M は、生体密度、格子の持つ微小検査体積 V を用いて式 (2 7) で記述できる。格子の持つ体積 V は、 x 方向および y 方向の格子間幅、またビーム厚さを用いることで、例えば微小検査体積を立方体として体積を算出することができる。

【数 2 7】

$$\vec{M} = \rho V \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} \quad (27)$$

10

【 0 0 9 3 】

心臓の所望の領域、例えば左室内についての運動量は、所望の領域を検者がポインティングデバイスを用いて別途指定する、あるいは VFM 計算領域全体を使うことにより算出できる。

【 0 0 9 4 】

この所望の領域について、その全体の運動量の和の時間変化と運動量フラックスは、所望領域にかかる力の和である組織血流相互作用力に等しい。すなわち式 (2 8) の関係が成り立つ。

【数 2 8】

$$\frac{d \sum \vec{M}}{dt} + \vec{F}_M = \vec{f} \quad (28)$$

20

式中、 $\frac{d \sum \vec{M}}{dt}$ は運動量の和の時間変化、 \vec{F}_M は運動量フラックス、 \vec{f} は組織血流相互作用力である。

【 0 0 9 5 】

ここで運動量の和の時間変化は、経時的な VFM から算出が可能である。運動量フラックスは、式 (2 9) から求めることができる。

【数 2 9】

$$\vec{F}_M = M \frac{\partial v_z}{\partial z} \quad (29)$$

30

これにより、式 (2 7) ~ (2 9) を用いることで、組織血流相互作用力のベクトル (図 8 : 5 2 5) を求めることができる。

【 0 0 9 6 】

なお、組織血流相互作用力はベクトルであり、 x 方向の運動量のみを運動量保存を算出した x 方向のみの組織血流相互作用力成分、 y 方向の運動量のみを運動量保存を算出した y 方向のみの組織血流相互作用力成分が算出され、 x 、 y の両方向を算出した際には合成組織血流相互作用力ベクトルが算出される。こうして求められる組織血流相互作用力方向は、心臓の捻転運動の診断や非同期診断に期待できる。

40

【 0 0 9 7 】

<ステップ S 7 >

三次元効果推定部 1 5 5 によって推定された、上述の診断情報は、表示画像形成部 1 5 6 において、超音波撮像装置で得られるその他の画像、例えば形態画像やドプラ波形とともに、グラフや数値などを含む表示画像とされ、表示部 1 4 に表示される。表示の形態は種々の形態を取ることができる。表示の実施形態は後述する。

50

【 0 0 9 8 】

本実施形態によれば、三次元効果を反映した診断情報を提供することができ、心臓の血流動態などをより正確に把握することが可能になる。

【 0 0 9 9 】

< 第二実施形態 >

本実施形態においても、エコー信号から、同一の位置について、2つの方法で血流速度を算出する処理と、2つの方法で算出した血流速度の整合性を評価する処理と、血流速度の整合性をを用いて、撮像領域における血流の三次元効果を推定する処理と、推定された血流の三次元効果を用いて、2点間の圧較差、血流フラックス、及び組織血流相互作用力などの診断情報を生成する処理と、を行うことは第一実施形態と同様である。

10

【 0 1 0 0 】

本実施形態は、上述した処理を、入力部10から入力される心臓の周期動情報や断層画像形成部から得られる画像情報を利用して、各時相について、或いは収縮期や拡張期といった特徴的な時相について、三次元効果の推定を行い、診断情報を生成することが特徴である。心臓の周期動情報は、心電図をもとに行うことができる。また僧帽弁流入速度、肺動脈逆流速度、心壁運動速度、心壁運動などの情報も利用することができる。

【 0 1 0 1 】

本実施形態の処理の一例を図9に示す。図示する例では、心電図を参照しながら、各時相のエコー信号を得て、これらエコー信号から、撮像断面の血流ベクトルを算出し、三次元効果を推定する。これにより時相毎の三次元効果901が得られる。時相毎の三次元効果901を用いて、時相毎の診断情報を算出する。三次元効果推定部155が算出する諸量は、第一実施形態と同様であり、撮像断面に直交する方向の血流速度の空間変化率やそれから算出される諸量、さらには2点間の圧較差、運動量や運動エネルギーのフラックス、組織血流相互作用力などの診断情報を含む。

20

【 0 1 0 2 】

時系列で得られる診断情報902は、そのまま心電図とともに表示部14に表示することができ、これにより診断情報の心周期に伴う変化を確認することができる。さらに三次元効果推定部155が算出する諸量の推移を表示してもよいし、測定期間内における最大値、最小値、平均値などの統計量903を算出してもよいし、時間変化(微分値)や積分値などを算出してもよい。時系列データを得るのではなく、注目する特定の時相のデータを

30

【 0 1 0 3 】

本実施形態によれば、三次元効果を反映した診断情報を心時相と関連した情報として提供することができる。

【 0 1 0 4 】

< 表示の実施形態 >

上述したように、本発明の超音波撮像装置では、三次元効果を反映した種々の診断情報を提供することができ、その提供の仕方は特に限定されるものではないが、典型的な提供方法は、装置の表示部14に表示画像として表示する方法である。表示画像は表示画像形成部156によって生成される。以下、表示(第一実施形態のステップS7)の実施形態を図10~図14を参照して説明するが、表示方法はこれらに限定されず、種々の組み合わせや、必須ではない要素の省略などが可能である。

40

【 0 1 0 5 】

図10に、血流ベクトル三次元効果を表示する一例を示す。図示する例では、白黒の断層像(ここでは心筋31が示されている)と血流の速度ベクトル510を重ねあわせ、さらにステップS5で算出された三次元効果(撮像面に直交する方向の速度空間変化率)520が等高線状に表示されている。また三次元効果表示部515が設けられており、撮像面垂直方向の空間変化率520に関する数値や、任意の物理量およびその残差量、時間変化、圧較差分布などを数値等で三次元効果表示部515に表示してもよい。

もちろん、これら諸量は、ある基準点を設けて差分や割合として表示してもよい。また

50

、血流ベクトル三次元効果の履歴を表示し、1心拍内のうちの最大値、最小値、平均値、分散値の一つ以上を表示してもよい。

【0106】

図11に、圧較差分布530を表示した例を示す。ここでも圧較差の空間的な分布530は、白黒の断層像を重ねあわせて表示している。この例でも、ある基準点を設けて圧較差の差分や割合を表示してもよいし、圧較差分布の履歴を表示し、1心拍内のうちの最大値、最小値、平均値、分散値の一つ以上を三次元効果表示部(515:図10)に表示してもよい。また、検者がマウス等の入力部10の操作を介して、画像中の所望の箇所を指定することで、指定された箇所の値を画面に表示させるようにしてもよい。

【0107】

図12に示す表示例は、図11と同様に、2点間の圧較差を示すものであるが、ここでは圧較差の時間的な変化をグラフ541で表示している。このグラフ541は、断層画像形成部で取得した心筋の動きの時間的な変化、ドプラ速度演算部で取得した血流速度の時間的な変化、あるいは外部心電図情報のいずれかの情報とともに、表示されることが好ましい。図示する例では、心電図542及び僧帽弁流入波形543と2点間の圧較差のグラフ541を表示している。その他、予めメモリ157に格納してあった心筋の動きの時間的な変化、ドプラ速度演算部で取得した血流速度の時間的な変化を心電図R波とR波の間で切り出し(R-R間で同期)、表示させてもよい。心筋の動きは検者が所望する箇所の時間変化を取得するMモードの情報でもよい。

【0108】

図13は、診断情報生成部159が生成した組織血流相互作用力を表示した例である。図示する例では、組織血流相互作用のx方向成分544xと、組織血流相互作用力のy方向成分544yを、それぞれ経時的な変化を示すグラフで表示している。この場合にも、心電図542や僧帽弁流入波形543などとともに表示しているが、予めメモリ157に格納してあった心筋の動きの時間的な変化、ドプラ速度演算部で取得した血流速度の時間的な変化を心電図R波とR波の間で切り出し(R-R間で同期)、表示させてもよい。心筋の動きは検者が所望する箇所の時間変化を取得するMモードの情報でもよい。

【0109】

図14は、ある時点で測定したエコー信号をもとに推定した組織血流相互作用力をベクトル545として、白黒の断層像に重ねて表示した例である。この場合にも、三次元効果表示部515に、組織血流相互作用力を数値化したものや、それ以外の諸量などを表示させることができる。

【0110】

本実施形態によれば、多様な表示が可能であり、これにより検者は、診断に有効な情報を表示部を介して受け取ることができる。なお表示方法は上述した実施形態に限定されず、種々の組み合わせや、必須ではない要素の省略などが可能である。また表示部は、本実施形態の超音波撮像装置に備えられた表示部に限定されず、公知の種々のデータ転送技術を利用することにより、他の表示装置においても表示することができることは言うまでもない。

【産業上の利用可能性】

【0111】

本発明によれば、カラードプラ法の情報から血流の速度ベクトルが推定できる超音波診断装置において、撮像断面に対し直交する血流速度成分を反映した高次の診断情報が提供される。それにより、より確かな診断に貢献できる。

【符号の説明】

【0112】

- 100・・・超音波撮像装置
- 1・・・装置本体
- 2・・・超音波探触子
- 10・・・入力部

10

20

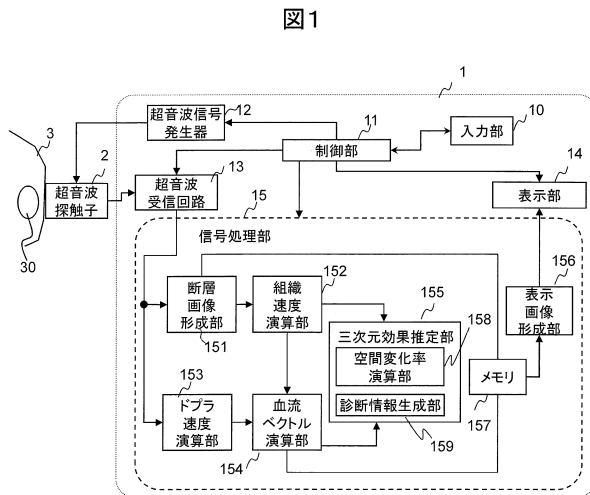
30

40

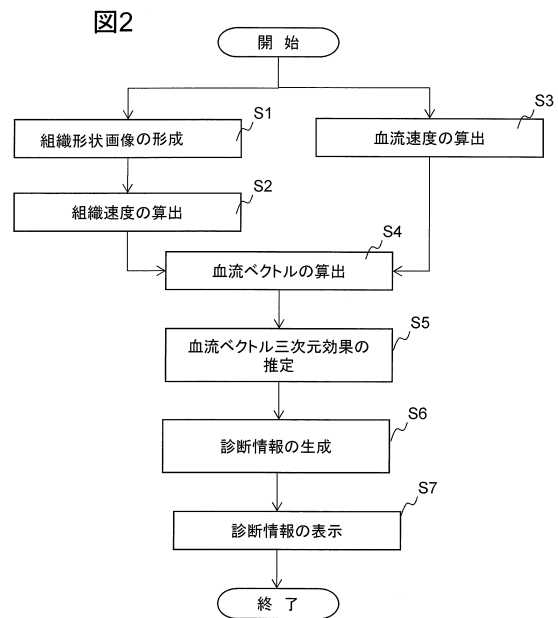
50

- 1 1 . . . 制御部
- 1 2 . . . 超音波信号発生器
- 1 3 . . . 超音波受信回路
- 1 4 . . . 表示部
- 1 5 . . . 信号処理部
- 1 5 1 . . . 断層画像形成部
- 1 5 2 . . . 組織速度演算部
- 1 5 3 . . . ドプラ速度演算部 (血流速度演算部)
- 1 5 4 . . . 血流ベクトル演算部 (血流速度演算部)
- 1 5 5 . . . 三次元効果推定部
- 1 5 8 . . . 空間変化率演算部
- 1 5 9 . . . 診断情報生成部

【図1】

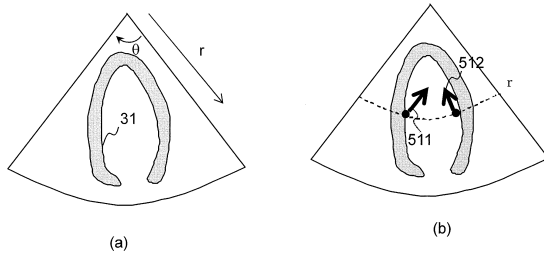


【図2】



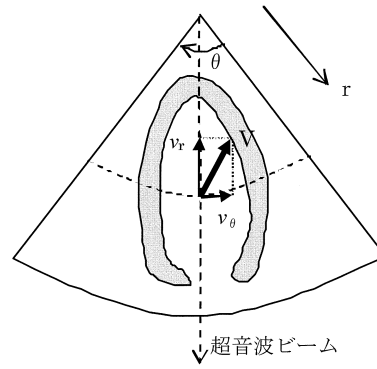
【 図 3 】

図3



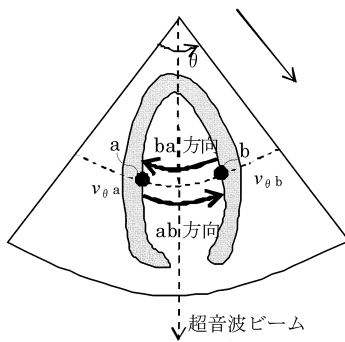
【 図 4 】

図4



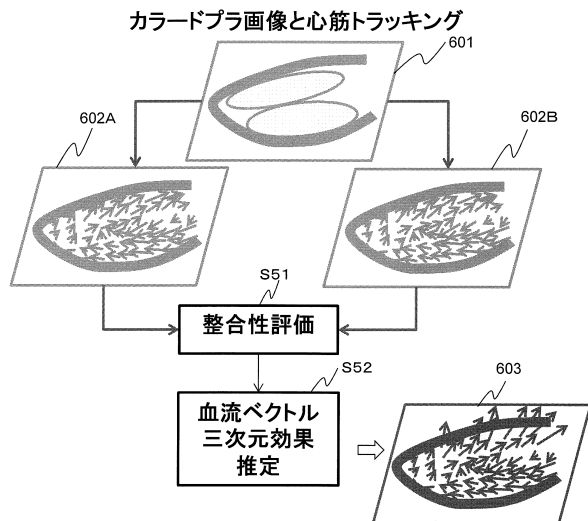
【 図 5 】

図5

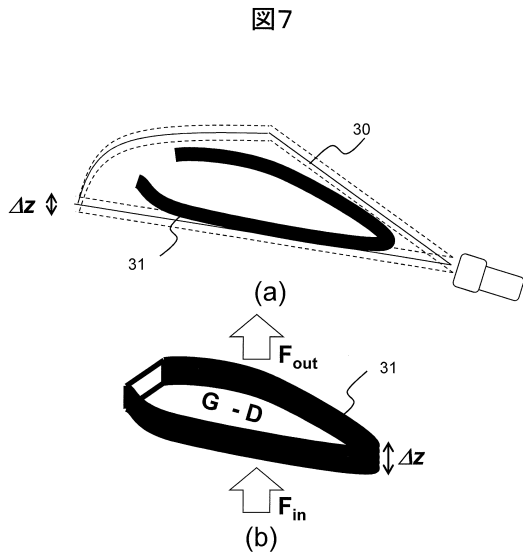


【 図 6 】

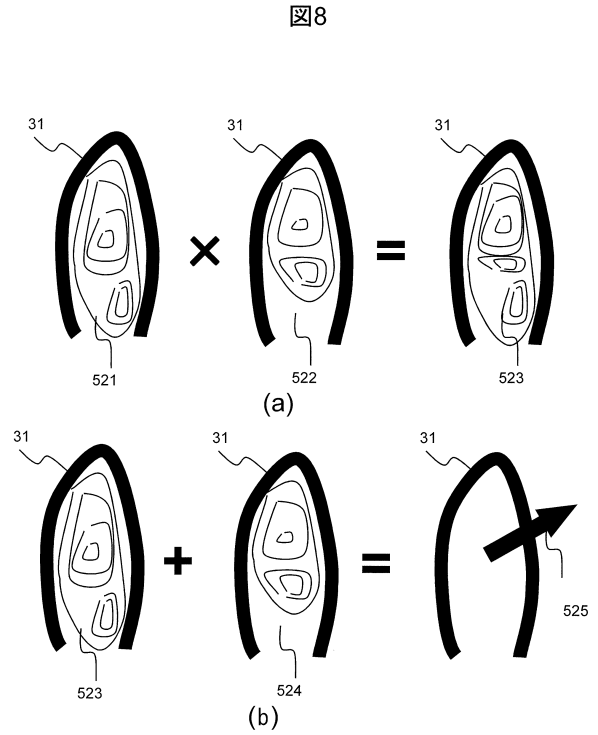
図6



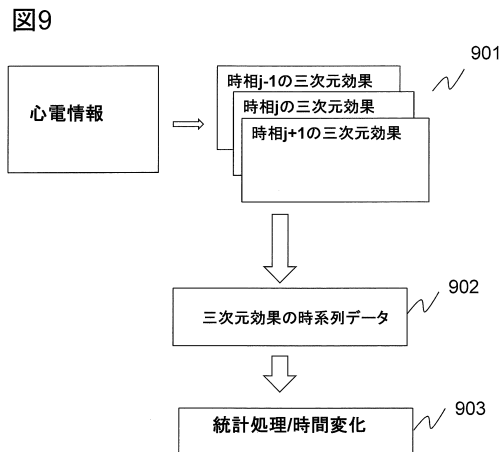
【 図 7 】



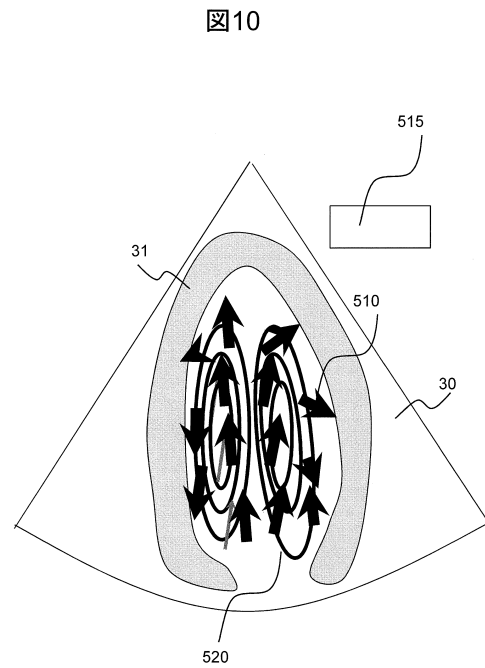
【 図 8 】



【 図 9 】

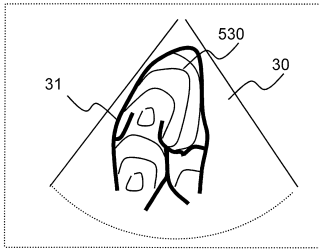


【 図 10 】



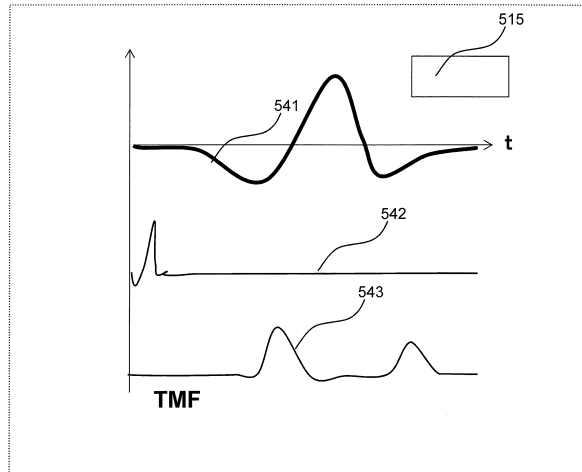
【図 1 1】

図11



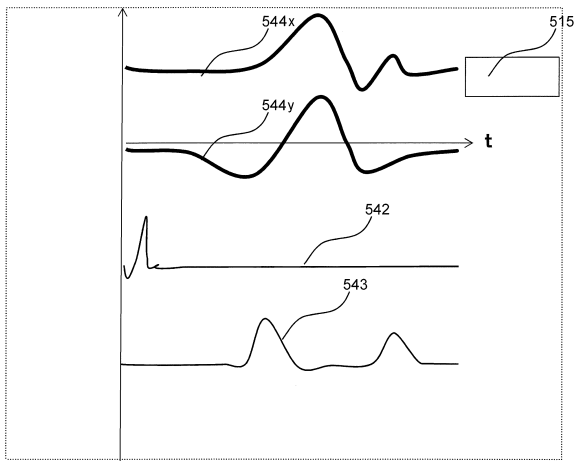
【図 1 2】

図12



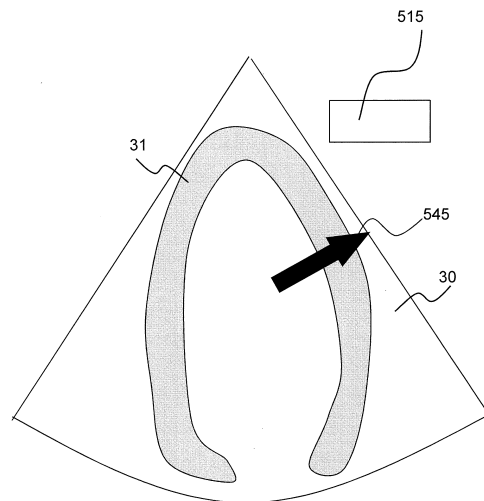
【図 1 3】

図13



【図 1 4】

図14



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2013/157553(WO, A1)
特開2013-176492(JP, A)
特開2008-080106(JP, A)
欧州特許出願公開第3111850(EP, A1)
米国特許出願公開第2016/361040(US, A1)
岡田孝、板谷慶一、宮地鑑, 「4. 血流の速度ベクトル表示Vector Flow Mapping(VFM)」, INNE
RVISION, 日本, 2014年 2月25日, 第29巻第3号, p70

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波成像设备和方法		
公开(公告)号	JP6152218B2	公开(公告)日	2017-06-21
申请号	JP2016505096	申请日	2015-01-19
[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	田中智彦 岡田孝		
发明人	田中 智彦 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/0402 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
优先权	2014038538 2014-02-28 JP		
其他公开文献	JPWO2015129336A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像装置，其是通过使用通过彩色多普勒方法获得的血流速度信息来估计血流的三维效果的电缆，并且呈现反映了三维效果的诊断信息。本发明的超声波成像装置具有：超声波探头，其被配置为将超声波发送到测试对象并接收从测试对象反射的回波信号；以及信号处理器，被配置为处理由超声波探头接收的回波信号，并且信号处理器根据通过第一方法从回波信号估计的第一血流速度与通过第二方法估计的第二血流速度之间的差异来估计血流速度的三维效果，该第二血流速度不同于第一种方法，并生成反映三维效果的诊断信息。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6152218号 (P6152218)
(45) 発行日 平成29年6月21日(2017. 6. 21)	(24) 登録日 平成29年6月2日(2017. 6. 2)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)	F 1 A61B 8/06 A61B 8/14	
請求項の数 16 (全 23 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-505096 (P2016-505096)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(86) (22) 出願日 平成27年1月19日(2015. 1. 19)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/051281	(74) 代理人 11000888 特許業務法人 山王坂特許事務所	
(87) 国際公開番号 W02015/129336	(72) 発明者 田中 智彦 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内	
(87) 国際公開日 平成27年9月3日(2015. 9. 3)	(72) 発明者 岡田 孝 東京都三鷹市牟礼六丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内	
審査請求日 平成28年8月22日(2016. 8. 22)	審査官 伊藤 幸仙	
(31) 優先権主張番号 特願2014-38538 (P2014-38538)		
(32) 優先日 平成26年2月28日(2014. 2. 28)		
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び方法		