

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-124636

(P2005-124636A)

(43) 公開日 平成17年5月19日(2005.5.19)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/08

F 1

A 61 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号

特願2003-360865 (P2003-360865)

(22) 出願日

平成15年10月21日 (2003.10.21)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

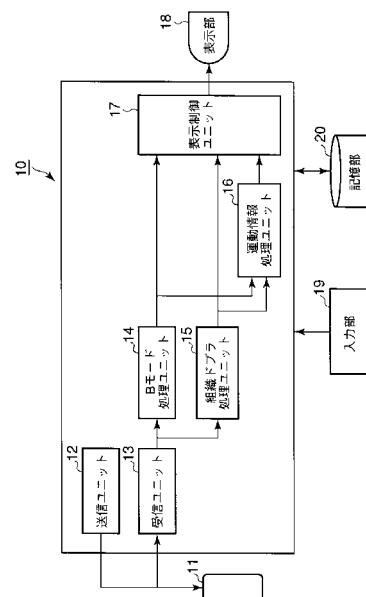
(54) 【発明の名称】超音波画像処理装置及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 改良された組織追跡イメージング法が実行可能であり、これによって臨床的価値の高い運動情報画像及び新たな診断情報を提供可能な超音波画像処理装置及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 組織追跡イメージング法において、体動等を原因とする並進速度成分や回転速度成分を取り除いた速度分布画像を、時相毎に生成する。この速度分布画像により、組織の所定位置に関する追跡処理を行い、運動情報画像を生成することで、より信憑性の高い診断画像を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の被検体の心臓に関する複数の超音波受信データであって、複数の時相のそれぞれに対応する複数の超音波受信データを記憶する記憶手段と、

前記複数の超音波受信データに対して、前記心臓の運動方向を定義する運動場を設定する運動場設定手段と、

前記複数の超音波受信データに対して、前記心臓の収縮運動中心を設定する中心設定手段と、

前記複数の超音波受信データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第1分布画像を前記時相毎に生成する第1分布画像生成手段と、

少なくとも二つの連続する時相に関する前記心臓の収縮運動中心に基づいて、前記心臓の並進運動成分を推定する第1の推定手段と、

前記並進運動成分に基づいて前記複数の第1分布画像を補正することで、複数の第2分布画像を生成する第2分布画像生成手段と、

前記複数の第2分布画像のうち、所定の時相に対応する画像において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定する追跡点設定手段と、

前記所定の時相以外の残余の時相に対応する前記複数の第2分布画像において、前記複数の追跡点の運動速度と前記複数の時相の時間間隔とに基づいて、前記各時相における前記複数の追跡点に対応する対応点を推定する第2の推定手段と、

前記各時相の分布画像に基づいて、前記追跡点及び前記対応点における信号値を決定する信号値決定手段と、

前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、運動情報画像を生成する運動情報画像生成手段と、

前記運動情報画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記複数の超音波受信データは、Bモード画像データ又はBモード画像を得るための超音波受信信号データの少なくとも一方であり、

前記第1分布画像生成手段は、前記複数の超音波受信データに対して、隣接する時相間ににおけるパターンマッチング処理を実行することで前記複数の速度分布画像を生成することを特徴とする請求項1記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記超音波受信データは、組織ドプラモードによって取得された画像データであることを特徴とする請求項1記載の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記複数の第1分布画像に基づいて、前記心臓の回転運動成分を推定する第3の推定手段をさらに具備し、

前記第2分布生成画像手段は、前記並進運動成分及び前記回転運動成分に基づいて前記複数の第1分布画像を補正することで、複数の第2分布画像を生成すること、

を特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

所定の被検体の心臓に関する第1及び第2の超音波受信データであって、複数の時相のそれぞれに対応し組織ドプラモードによって撮影された組織画像としての第1の画像データと、複数の時相のそれに対応し組織ドプラモード以外の撮影モードによって撮影された組織画像としての第2の画像データと、を記憶する記憶手段と、

前記複数の第1の超音波受信データ、及び前記複数の第2の画像データに対して、前記心臓の運動方向を定義する運動場を設定する運動場設定手段と、

前記複数の第1の画像データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第1分布画像を、少なくとも第1の領域について前記時相毎に

生成する第1分布画像生成手段と、

前記複数の第2の画像データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第2分布画像を、少なくとも第2の領域について前記時相毎に生成する第2分布画像生成手段と、

前記複数の第1分布画像のうち、所定の時相に対応する画像において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定し、且つ前記複数の第1分布画像のうち、所定の時相に対応する画像の前記第2の領域において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定するための追跡点設定手段と、

前記所定の時相以外の残余の時相に対応する前記複数の第1及び第2分布画像において、前記複数の追跡点の運動速度と前記複数の時相の時間間隔とに基づいて、前記各時相における前記複数の追跡点に対応する対応点を推定する第2推定手段と、

前記各時相の第1及び第2分布画像に基づいて、前記追跡点及び前記対応点における信号値を決定する信号値決定手段と、

前記第1分布画像の前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、少なくとも前記第1の領域に関する第1の運動情報画像を生成し、前記第2分布画像の前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、少なくとも前記第2の領域に関する第2の運動情報画像を生成する運動情報画像生成手段と、

前記第1の運動情報画像及び前記第2の運動情報画像を合成した合成画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項6】

前記第1の領域は、ドプラ角度補正が有効でないドプラ角度補正限界領域であり、

前記第2の領域は、ドプラ角度補正が有効であるドプラ角度補正限界領域以外の領域であること、

を特徴とする請求項5記載の超音波画像処理装置。

【請求項7】

前記運動場設定手段は、前記運動場を、前記心臓の収縮中心に向かうベクトル場として設定することを特徴とする請求項1乃至7のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項8】

前記複数の第1分布画像に基づいて、前記心臓の並進運動成分又は回転運動成分の少なくとも一方を推定する第3の推定手段をさらに具備し、

前記第2分布生成画像手段は、前記心臓の並進運動成分又は回転運動成分の少なくとも一方に基づいて前記複数の第1分布画像を補正することで、複数の第2分布画像を生成すること、

を特徴とする請求項7記載の超音波画像処理装置。

【請求項9】

前記中心設定手段は、

ある任意の時相に関する超音波受信データについて、前段及び後段の時相に関する超音波受信データが存在する場合には、当該前後の時相に関する超音波受信データに基づく線形補間処理により前記収縮中心を設定し、

前段の時相に関する超音波受信データのみ存在する場合には、当該前段の時相に関する超音波受信データのみに基づいて前記収縮中心を設定し、

後段の時相に関する超音波受信データのみ存在する場合には、当該後段の時相に関する超音波受信データのみに基づいて前記収縮中心を設定すること、

を特徴とする請求項1乃至8のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項10】

前記中心設定手段は、

前記複数の超音波受信データを用いて前記心臓の内膜位置を自動検出し、

前記各時相における心腔領域を抽出し、

前記各時相における心腔領域の情報から、前記各時相での前記収縮中心位置を推定して設定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 1】

前記運動情報画像は、速度画像、歪み画像、変位画像、歪み速度画像のうちのいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載超音波画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記表示手段は、複数の前記運動情報画像を連続的に表示する場合には、前記各運動情報画像の前記収縮中心を一致させて表示することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載超音波画像処理装置。 10

【請求項 1 3】

前記表示手段は、前記運動情報画像上に前記収縮中心又は当該収縮中心の軌跡を表示するか、又は前記収縮中心の位置の時間的变化を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載超音波画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記複数の超音波受信データは、スキャンコンバージョン前の超音波受信データである Raw 画像データであることを特徴とする請求項 1 乃至 13 のうちいずれか一項記載超音波画像処理装置。 20

【請求項 1 5】

被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動する駆動信号を生成し、前記超音波プローブに印加する駆動信号生成手段と、

前記超音波プローブを介して前記被検体からのエコー信号を受信し、これに基づいて超音波受信データを生成する受信データ生成手段と、

前記請求項 1 乃至 14 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理装置と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心筋等の生体組織の速度を推定し、推定した速度情報を処理して組織の局所的な運動情報を出力することで医学診断に有効な情報を提供する超音波画像処理装置及び超音波画診断装置に関する。 30

【背景技術】

【0002】

一般に、心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。超音波画像処理装置を使用した画像診断においても、主に心臓を例として様々な定量的評価法が試みられている。その代表的な例として、組織追跡イメージング法 (TTI : Tissue Tracking Imaging) がある(例えば、特許文献 1 参照)。 40

【0003】

この特許文献 1 に記載されている組織追跡イメージング法は、組織の運動情報として、運動に伴う組織位置を追跡しながら、速度情報に由来する信号を積分することで得られる、局所の変位と歪みのパラメータを画像化するものである。当該手法によれば、心臓の局所心筋の歪みや変位の画像を、例えば短軸像を用いて作成・表示することができ、画像出力値の局所領域に対する時間変化の解析が支援される。また、短軸像を用いた場合、主な心臓の解析対象機能はシックニング (thickening : 厚さ変化) であるが、上記組織追跡イメージング法では、このシックニングに関わる成分を角度補正によって検出して画像化するために、収縮中心に向かう運動の場 (contraction field : c o n t r a c t i o n f i e l d) 50

tion motion field) の概念や設定を用いている。さらに、上記組織追跡イメージング法では、心臓全体の並進運動(「translation」とも呼ばれる)の影響も考慮して収縮中心位置を時間的に移動させ、時間的に可変な運動場に対しても適用可能となっている。従って、並進運動による収縮中心位置の変動には追随することができる。

【0004】

しかしながら、上記組織追跡イメージング法には、例えば次に述べるような改良の余地が存在する。

【0005】

第1に、上記組織追跡イメージング法においては、処理上の簡単のため、解析対象となる速度成分の検出は近似的なものとなっている。すなわち、所定の位置において検出される速度は、体動を原因とする収縮中心の移動速度成分(すなわち、並進速度成分)に対応する誤差を含むものとなる。この事情を、以下図15、図16を参照しながら説明する。

【0006】

図15は、従来の収縮中心移動無しの角度補正の概要を説明するための心臓短軸像の模式図である。また、図16は、従来の収縮中心移動有りの追跡の概要を説明するための心臓短軸像の模式図である。図15に示すように、収縮中心の移動速度成分が無視できる程度に小さい場合には $V_{p:cont}^t = V_{p:obs}^t / \cos P^t$ と考えてこれを無視し、 P^t や $V_{p:cont}^t$ (t は時相)の推定を行っても大きな問題はない。

【0007】

しかしながら、実際には図16に示すように、心臓全体の並進運動があると収縮中心の移動速度成分も P^t 上に加算されることになり、厳密に考えると $V_{p:obs}^t$ には収縮中心の移動速度成分 $V_{c:trans}^t$ も合成されて観察されているはずである。従来ではこの影響を無視しているため、収縮中心の移動が大きい場合には誤差を生ずることになる。

【0008】

第2に、心臓全体の動きは実際にはとても複雑で、収縮期には左室全体が血液を効率的に送り出すために絞り込むようなひねりの運動(twist)が存在することも知られている。短軸像の場合、このひねりの運動は回転成分(rotation)として検出され、近年MRI等での研究が進められている(例えば、非文献1参照。)。従って、より高精度にシックニング成分のみを検出しようと試みる場合には、前述の並進成分だけでなく、回転成分の影響も考慮されるべきである。

【0009】

なお、従来においても、このような着眼点から様々な心臓全体の動きの除去法が検討されている。例えば、心臓の動きをモデリングし、複数点での速度値を用いて最小2乗法により最も確からしい(相関係数を用いた反復計算にて)並進成分を推定して除去し、シックニング成分のみを得る手法がある(例えば、非特許文献2参照)。この手法によれば、回転成分についても応用的に推定が可能とも考えられるが、心臓の動きをモデリングしている点が大きな制約であり、特に心筋内で速度分布に変化があるとモデル(心筋は一定の収縮拡張をしているとの仮定)から外れるために、誤差を生じてしまう。心筋内部で速度分布が異なることは良く知られており、最終的に心筋内部の局所的な運動情報分布を解析しようと試みる着眼点からは、上記手法は矛盾が避けられないものと言わざるを得ない。

【0010】

第3に、上記組織追跡イメージング法においては、画像化の限界領域が存在し、また、長いデータ処理時間が必要とされる場合がある。すなわち、上記組織追跡イメージング法では、組織ドプラ法に基づく手法、又は2次元の速度検出(超音波の受信RF信号やBモード信号のパターンマッチング等)に基づく手法によって、心筋の所定の位置に関する速度成分を取得している。しかし、前者には一部ドプラ角の限界が存在し原理的に速度が検出できない領域が存在する。一方後者にはドプラ角の限界は存在しないものの、画像として特徴量を演算するには膨大な計算時間を必要とし、臨床適用を考えた場合の普及には難が

10

20

30

40

50

ある。

【特許文献1】特願2002-272845号。

【非特許文献1】“Myocardial Velocity Gradient Imaging by Phase Contrast MRI With Application to Regional Function in Myocardial Ischemia”A.E.Arai et al,Magnetic Resonance in Medicine 42:98-109,1999.

【非特許文献2】“組織ドプラ法によるWall Motion Imaging”嶺ほか 日超医論文集63:P671-672,1993。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、改良された組織追跡イメージング法が実行可能であり、これによって臨床的価値の高い運動情報画像及び新たな診断情報を提供可能な超音波画像処理装置及び超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0013】

本発明の第1の視点は、所定の被検体の心臓に関する複数の超音波受信データであって、複数の時相のそれぞれに対応する複数の超音波受信データを記憶する記憶手段と、前記複数の超音波受信データに対して、前記心臓の運動方向を定義する運動場を設定する運動場設定手段と、前記複数の超音波受信データに対して、前記心臓の収縮運動中心を設定する中心設定手段と、前記複数の超音波受信データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第1分布画像を前記時相毎に生成する第1分布画像生成手段と、少なくとも二つの連続する時相に関する前記心臓の収縮運動中心に基づいて、前記心臓の並進運動成分を推定する第1の推定手段と、前記並進運動成分に基づいて前記複数の第1分布画像を補正することで、複数の第2分布画像を生成する第2分布画像生成手段と、

前記複数の第2分布画像のうち、所定の時相に対応する画像において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定する追跡点設定手段と、前記所定の時相以外の残余の時相に対応する前記複数の第2分布画像において、前記複数の追跡点の運動速度と前記複数の時相の時間間隔とに基づいて、前記各時相における前記複数の追跡点に対応する対応点を推定する第2の推定手段と、前記各時相の分布画像に基づいて、前記追跡点及び前記対応点における信号値を決定する信号値決定手段と、前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、運動情報画像を生成する運動情報画像生成手段と、前記運動情報画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

【0014】

本発明の第2の視点は、所定の被検体の心臓に関する第1及び第2の超音波受信データであって、複数の時相のそれぞれに対応し組織ドプラモードによって撮影された組織画像としての第1の画像データと、複数の時相のそれぞれに対応し組織ドプラモード以外の撮影モードによって撮影された組織画像としての第2の画像データと、を記憶する記憶手段と、前記複数の第1の超音波受信データ、及び前記複数の第2の画像データに対して、前記心臓の運動方向を定義する運動場を設定する運動場設定手段と、前記複数の第1の画像データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第1分布画像を、少なくとも第1の領域について前記時相毎に生成する第1分布画像生成手段と、前記複数の第2の画像データに基づいて、前記運動場によって定義された前記運動方向へ向かう運動速度に関する第2分布画像を、少なくとも第2の領域について前記時相毎に生成する第2分布画像生成手段と、前記複数の第1分布画像のうち、所定の時相に対応する画像において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定し、且つ前記複数の第1分布画像のうち、所定の時相に対応する画像の前記第2の領域において、前記被検体の組織領域に存在する複数の追跡点を設定するための追跡点設定手段と、前記

10

20

30

40

50

所定の時相以外の残余の時相に対応する前記複数の第1及び第2分布画像において、前記複数の追跡点の運動速度と前記複数の時相の時間間隔とに基づいて、前記各時相における前記複数の追跡点に対応する対応点を推定する第2推定手段と、前記各時相の第1及び第2分布画像に基づいて、前記追跡点及び前記対応点における信号値を決定する信号値決定手段と、前記第1分布画像の前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、少なくとも前記第1の領域に関する第1の運動情報画像を生成し、前記第2分布画像の前記追跡点及び前記対応点における信号値に基づいて、少なくとも前記第2の領域に関する第2の運動情報画像を生成する運動情報画像生成手段と、前記第1の運動情報画像及び前記第2の運動情報画像を合成した合成画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

10

【0015】

本発明の第3の視点は、被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動する駆動信号を生成し、前記超音波プローブに印加する駆動信号生成手段と、前記超音波プローブを介して前記被検体からのエコー信号を受信し、これに基づいて超音波受信データを生成する受信データ生成手段と、前記第1又は第2の視点に係る超音波画像処理装置と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0016】

以上本発明によれば、改良された組織追跡イメージング法が実行可能であり、これによって臨床的価値の高い運動情報画像及び新たな診断情報を提供可能な超音波画像処理装置及び超音波診断装置を実現することができる。

20

【0017】

実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の第1実施形態～第3実施形態を図面に従って説明する。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。

30

【0019】

(第1実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。本超音波診断装置10は、超音波プローブ11、送信ユニット12、受信ユニット13、Bモード処理ユニット14、組織ドプラ処理ユニット15、運動情報処理ユニット16、表示制御ユニット17、表示部18、入力部19、記憶部20を具備している。

40

【0020】

超音波プローブ11は、送信ユニット12からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体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キング材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波(エコー)として超音波プローブ11に受信される。なお、本実施形態及び後述する各実施形態においては、心臓を撮影対象とする場合を例に説明するため、超音波プローブ11はセクタプローブであるものとする。

【0021】

送信ユニット12は、図示しない遅延回路およ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

50

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。送信ユニット12は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキヤンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

【0022】

受信ユニット13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、プローブ11を介して取り込まれたエコー信号を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、所定のスキヤンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0023】

Bモード処理ユニット14は、受信ユニット13から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応したBモード信号を生成する。

【0024】

組織ドプラ処理ユニット15は、受信ユニット13から受け取ったエコー信号に対して直交検波処理、自己相関処理等を行い、遅延加算処理された超音波エコー信号のドプラ偏移成分に基づいて、被検体内で移動している組織の速度、分散、パワーに対応した組織ドプラ信号を求める。

【0025】

運動情報処理ユニット16は、Bモード処理ユニット14及び組織ドプラ処理ユニット16の出力するBモード信号及びドプラ信号に基づいて、運動情報画像を取得するための各処理、例えば並進速度成分及び回転速度成分の除去等を実行する。この運動情報処理ユニット6の具体的な動作である並進速度成分等の推定・除去については、後で詳しく説明する。

【0026】

表示制御ユニット17は、Bモード信号の所定断面に係る次元分布を表したBモード超音波像を生成する。また、表示制御ユニット17は、組織ドプラ信号に基づいて、速度、分散、パワー値の所定断面にかかる2次元分布を表した組織ドプラ超音波像を生成する。さらに、表示制御ユニット17は、必要に応じてBモード超音波像と組織ドプラ超音波像の重畠画像、Bモード超音波像と変位もしくは歪みの2次元分布像の重畠画像等を生成する。

【0027】

表示部18は、表示制御ユニット17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。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、すなわち血流或いは血液の存在している領域を求める定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。

【0028】

入力部19は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、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にとりこむためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等を有している。

【0029】

記憶部20は、各時相に対応する超音波画像データ(超音波受信データ)、運動情報処理ユニット16によって生成された各時相に対応する速度分布画像等を記憶する。なお、超音波画像データは、組織ドプラモードによって撮影された組織画像データ、及び組織ドプラモード以外によって撮影された組織画像データであるものとする。なお、これらの組織画像データは、スキヤンコンバート前の所謂Raw画像データであってもよい。

【0030】

(組織追跡イメージング)

次に、本実施形態の前提となる技術である組織追跡イメージング法について、簡単に説明する。当該技術の詳細については、例えば特願2002-272845号に説明されて

いる。なお、本組織追跡イメージング法には、組織速度の時空間分布画像を必要とする。この組織速度の時空間分布画像（以下、単に「速度分布画像」）は、組織ドプラ法によって収集された複数の時相に関する超音波画像データから生成するか、Bモード等によって収集された複数の時相に関する複数の二次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施することで得られる。本実施形態では、前者の手法によって生成された速度分布画像を利用するものである。なお、後者を利用するものについては、第2の実施形態にて説明する。

【0031】

図2は、本実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。図2に示すように、まず、画像平面上に時空間的な運動方向の場を設定する（ステップA）。すなわち、これから行う組織追跡のための運動場として、例えば運動方向が心臓の収縮中心に関して放射線状になるコントラクション場、又は心臓の収縮中心を中心として運動方向を持つ回転運動場のいずれかを選択し、設定する（ここでは、コントラクション場を設定したものとする）。

10

【0032】

次に、組織ドプラ法によって収集された複数の時相に関する超音波画像データに基づいて、被検体中の移動体にかかる速度分布画像を各時相について求め、組織の運動方向を定義した運動場の情報を記憶する（ステップB）。

20

【0033】

次に、演算開始時相において追跡点群を限定的に設定する（ステップD）。この追跡点群の経時的な移動を、上記速度分布画像に基づいて追跡し、各時相において各追跡点に対応する対応点を推定する（ステップE）。

20

【0034】

次に、追跡点群及び推定された対応点に基づいて、変位、歪み等の所定の中間出力値が演算され（ステップF）、これに基づいて画像化のための信号値を、各点に関して推定する（ステップG）。最後に、これらの信号値から構成される運動情報画像を生成し、モニタに表示する（ステップH）。

【0035】

（並進速度成分算出・除去機能）

次に、本超音波診断装置10が有する並進速度成分算出・除去機能について説明する。この機能は、上記組織追跡イメージングの速度の時空間分布画像取得処理（すなわち、図2のステップB）において実行されるものである。なお、ここでは説明を具体的にするために、心臓の短軸モデルを対象とする例とする。

30

【0036】

まず、想定している短軸モデルについて説明する。本短軸モデルでは、「各位置の並進速度成分は、収縮中心位置の移動速度と等しい。」という仮定をおく。この仮定は、例えば文献“断層心エコー図法に応用したセンターライン法の有用性”石井ほか 日超医論文集56:p.157-158,1990に報告されているように、心臓の各位置の並進速度成分は、「心臓全体の」並進運動に依存し、従って、左心室内の各点に関する並進速度成分は時相が同一ならほぼ同一であるということを根拠にしている。

40

【0037】

図3は、想定している短軸モデルを説明するための図である。なお、図3及び以降に示す表記の意味は、次の様である（観測系は対地上）。

【0038】

P^t : 時相 t における P 点の位置

C^t : 時相 t における収縮中心 C 点の位置

$V_p : t o t a l^t : P^t$ 点での組織速度

$V_p : c o n t^t : P^t$ 点での組織の収縮（拡張）速度成分

$V_c : t r a n s^t : C^t$ 点での並進速度成分

$V_p : t r a n s^t : P^t$ 点での組織の並進速度成分

50

$V_p : r_{o_t}^t : P^t$ 点での組織の回転速度成分
(ただし、図3中においては $V_p : r_{o_t}^t = 0$ としている。)

ある時刻 t (いまの場合、時相 t)において、心筋の所定の P^t 点の位置において考慮すべき運動の成分は、局所心筋の収縮拡張の成分 $V_p : c_{o_n t}^t$ 、並進速度成分 $V_p : t_r a n s^t$ 、回転成分 $V_p : r_{o_t}^t$ である。すなわち、これらの3つが合成された速度が、 P^t 点での組織速度 $V_p : t_o t_a l^t$ として P^t 点上に生ずる。

【0039】

$$V_p : t_o t_a l^t = V_p : c_{o_n t}^t + V_p : t_r a n s^t + V_p : r_{o_t}^t \quad (1)$$

ここで、 $V_p : t_o t_a l^t$ 、 $V_p : c_{o_n t}^t$ 、 $V_p : t_r a n s^t$ 、 $V_p : r_{o_t}^t$ は全てベクトル速度である。いま、簡単のため $V_p : r_{o_t}^t = 0$ とおいて回転成分を無視し、時相 t においては組織ドプラ法により P 点で速度 $V_p : o_b s^t$ が観測されているモデルについて説明する。

【0040】

まず上式において $V_p : r_{o_t}^t = 0$ としたので、式(1)は次の式(2)の様になる。

【0041】

$$V_p : t_o t_a l^t = V_p : c_{o_n t}^t + V_p : t_r a n s^t \quad (2)$$

このモデルにて、既知である $V_p : o_b s^t$ 、 $V_p : t_r a n s^t$ 、 P^t および $O P^t P_{c_1}^t$ 、 $= O P^t C^t$ の情報から、未知である求めたい情報 $V_p : c_{o_n t}^t$ 、 $V_p : t_o t_a l^t$ 、 P^{t+1} を得ることを考える。なお、 $P_{c_t}^t$ は、 P^t 点を $V_p : t_r a n s^t$ だけ平行移動した点 (すなわち、 P^t が並進運動によって移動する点) を意味する。

【0042】

図3の右上の作図から、走査線と P^t 点の運動方向とのなす角を θ として次の関係式(3)、(4)を得ることができる。

【0043】

$$|P_p^t - P_{c_t}^t| = |V_p : c_{o_n t}^t| \cdot \cos \theta \quad (3)$$

$$|V_p : o_b s^t| = |P_p^t - P_{c_t}^t| + |V_p : t_r a n s^t| \cdot \cos \theta \quad (4)$$

従って、 $V_p : c_{o_n t}^t$ は、次の式(5)によって求めることができる。

【0044】

$$|V_p : c_{o_n t}^t| = (|V_p : o_b s^t| - |V_p : t_r a n s^t| \cdot \cos \theta) / \cos \theta \quad (5)$$

$V_p : c_{o_n t}^t$ に関する方向($C^t - P^t$)は、所定の方法によって求めることができる。従って、上式(5)により、 $V_p : c_{o_n t}^t$ のベクトル速度を求めることができる。

【0045】

また、求めた $V_p : c_{o_n t}^t$ と次に示す式(6)とによって得られる $V_p : t_r a n s^t$ とにより、 $d t = (時相 t + 1) - (時相 t)$ として $V_p : t_o t_a l^t$ を求めることができる。

【0046】

$$V_p : t_r a n s^t = (C^t + 1 - C^t) / d t \quad (6)$$

なお、本実施形態では詳細は割愛するが、上記の組織追跡イメージングによれば、 P^t 点の次の時相における対応点 P^{t+1} 点は、 $P^{t+1} = P^t + V_p : t_o t_a l^t \cdot d t$ によって推定することができる。

【0047】

また、ここで注目すべき点は、式(5)において、 $\cos \theta$ が90度に近い領域では正しい結果が得られないことである。従ってこのような範囲では、ドプラ限界領域を設定するのが好適である。具体的な内容については、第3の実施形態において説明する。

10

20

30

40

50

【0048】

次に、上記モデルに従う並進速度成分算出・除去機能の具体的な内容について説明する。図4は、並進速度成分算出・除去機能において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、収縮中心の設定、並進速度成分の推定、並進速度成分の除去の三過程で構成される。

【0049】

[収縮中心の設定：ステップS1]

収縮中心の設定は、例えば上記特願2002-272845号に開示されている幾つかの方法によって実現できる。しかし、ここでは、本超音波診断装置10が有する収縮中心の半自動設定機能について説明する。この半自動設定機能は、位置設置が省かれた時相における位置を時相的に前後で設定された位置から線形補間処理で位置を推定する。さらに、線形補間にについて片側しか持たない時間的に始まりと終わりの両端（すなわち、最初の時相及び最後の時相）に関する画像においては、ユーザーによる位置設定の手間を可能な限り省くための時間的自動端部処理を行う。

10

【0050】

図5は、半自動設定機能のアルゴリズムを示したフローチャートである。また、図6は、当該半自動設定機能を説明するための概念図である。

20

【0051】

図5に示すように、まず、所定の時相における画像を選定し（ステップS11）、収縮中心位置設定を行う（ステップS12）。次に、現在位置設定がなされた時相より過去の時相で位置設定が済んでいるか否かを判別し（ステップS13）、過去の時相で位置設定が済んでいない場合には、現時相の位置を開始時相まで同一として設定する（開始時相自動端部処理：ステップS14）。一方、過去の時相で位置設定が済んでいる場合には、現時相と最寄りの過去時相と現時相との間で上記線形補間処理により位置設定を行う（ステップS14'）。

20

【0052】

次に、現在位置設定がなされた時相より未来の時相で位置設定が済んでいるか否かを判別し（ステップS15）、位置設定が済んでいない場合には、現時相の位置を終了時相まで同一として設定する（終了時相自動端部処理：ステップS16）。一方、位置設定が済んでいない場合には、現時相と最寄りの未来時相と現時相との間で上記線形補間処理により位置設定を行う（ステップS16'）。

30

【0053】

心臓ではとりわけ心周期単位でデータの解析が行われる場合が多く、そのため操作者の収縮中心設定作業も手間となる可能性がある。しかし、上記アルゴリズムによれば、解析対象として1心周期が設定されている場合には開始時相（start）と終了時相（end）での収縮中心位置（x）は同一となるため、開始時相と終了時相の2時相での位置設定を省くことが可能となる。

30

【0054】

従って、ユーザーは、最小で2時相ないし、図6で模式的に示したように3時相程度の位置設定（図中ph1は拡張末期のR波時相、ph2は収縮末期時相が好適）により、1心周期における収縮中心の位置設定を実用的な精度を持って、簡単に実行することができる。

40

【0055】

なお、本機能の自動端部処理を実行しない場合には、両端を含む4時相ないし5時相程度の位置設定を行うことで、処理対象となる全時相に対応する画像について、収縮中心位置が定めることができる。

【0056】

なお、上記半自動設定機能の他にも、例えば文献“部分形状拘束輪郭モデルによる超音波心壁動的輪郭抽出法”電子情報通信学会論文誌D-II Vol.J83-D-II No.1 pp.183-190(Jan.2000)にあるような自動輪郭抽出技術によって得られた心臓の内膜トレース面に対して

50

、その面積重心を収縮中心として設定することも可能である。この手法によれば、心内膜の形状や運動情報に応じて自動的かつ動的に収縮中心が設定することができる。

【0057】

[並進速度成分の推定]

次に、並進速度成分 $V_{p:trans}^t$ の推定処理の具体的な内容について説明する。この推定処理は、上述した「各位置の並進速度成分は、収縮中心位置の移動速度と等しい（すなわち、 $V_{p:trans}^t = V_{c:trans}^t$ ）」という仮定を用いて、以下のようにして現時相での並進速度成分を推定する。

【0058】

すなわち、例えば図7に示す様に、並進運動によって収縮中心 C^t が C^{t+1} に移動する場合の並進速度成分 $V_{p:trans}^t$ は、 $d_t = (時相 t+1) - (時相 t)$ として、既述の式(6) $V_{p:trans}^t = (C^{t+1} - C^t) / d_t$ によって求めることができる。なお、 C^t 、 C^{t+1} は2次元座標なので、 $V_{p:trans}^t$ はベクトル速度となる。

【0059】

ここで、収縮中心を対象として上式(6)では最も単純な例として、未来の位置と現在の位置の変化から現在の速度を推定している。しかしこれに限定する趣旨ではなく、過去の位置と現在の位置の変化から現在の速度を推定しても良いし、現在を含む過去や未来の複数時相での位置変化から現在の速度を推定しても構わない。但し、いずれの場合においても解析時間定義の端部（開始と終了時相）においては、データが定義外部にも存在しているケースではその外部のデータを用い、あるいはデータが定義外部に存在しないケースでは現在の速度と近傍の利用可能な時相の速度のみを用いるといった端部処理が必要である。

【0060】

[並進速度成分の除去]

次に、並進速度成分 $V_{p:trans}^t$ の除去について説明する。上記仮定によれば、収縮中心で定義された $V_{p:trans}^t$ と同じ成分が、 P^t 点でも生じていることになる。従って、簡単のため回転速度成分 $V_{p:rot}^t = 0$ とすれば、 P^t 点が有する速度ベクトル成分は、本来検出したい運動方向への収縮速度成分 $V_{p:cont}^t$ と $V_{p:trans}^t$ とが合成された $V_{p:total}^t$ となる（式(1)参照）。従って、 $V_{p:cont}^t$ を求めるには、既述の式(2)を変形した次の式(7)によって求めることができる。

【0061】

$$V_{p:cont}^t = V_{p:total}^t - V_{p:trans}^t \quad (7)$$

ここで、 $V_{p:total}^t$ 、 $V_{p:cont}^t$ 、 $V_{p:trans}^t$ はすべてベクトル速度である。このようにして並進速度成分の除去された、本来検出したい運動方向（収縮拡張方向）への速度成分 $V_{p:cont}^t$ が得られ（方向は例えば収縮中心に向かう方がプラス、離れる方がマイナス）、さらに $|V_{p:cont}^t|$ として定義されるスカラ量に変換される。

【0062】

なお、仮に本過程の段階で得られる $|V_{p:cont}^t|$ を画像化すれば、並進速度成分の除去された収縮拡張速度の画像化が可能となる。

【0063】

[組織追跡イメージングへの適用]

次に、組織追跡イメージングへの適用について説明する。組織追跡イメージングでは、まず点 P を追跡する必要がある。この追跡に用いる速度ベクトルはこの場合 $V_{p:total}^t$ 、すなわち時相 t において P 点で生じている速度ベクトルそのものである。ちなみに $V_{p:total}^t$ は、本来検出したい運動方向への速度成分と並進速度成分との合成ベクトルと等価である。この $V_{p:total}^t$ を用いて時相 $t+1$ における P 点の位置 P^{t+1} を、以下の式(8)に従って追跡する。

10

20

30

30

40

50

【0064】

$$P^{t+1} = P^t + V_{p:total}^t \cdot dt \quad (8)$$

ここで、 $V_{p:total}^t \cdot dt$ は変位ベクトル量である。

【0065】

次に、追跡された位置上にて運動情報の中間値を定義する必要があるが、中間値の定義に用いる速度成分は追跡の場合とは異なり、各時相の各追跡点に対する $|V_{p:cont}^t|$ 成分を用いるのが好適である。 $|V_{p:cont}^t|$ 成分に対して位置を追跡しながら時間積分を行って各時相でのベクトル量の中間値を求め、この中間値を最終出力へ変換する際にそのベクトル量の絶対値を取って（この際、方向は例えば収縮中心に向かう方がプラス、離れる方がマイナス）スカラー量に変換すれば、並進速度成分や回転速度成分の除去された収縮拡張方向の運動情報として、歪みや変位の画像化が可能となる。なお、この運動情報の画像化については、例えば既述の文献特願2002-272845号にその説明が記載されている。

10

【0066】

以上の一連の手続きにより、並進速度成分が除去されたことで誤差が軽減された、想定運動方向成分に対する組織運動の特徴量の出力画像表示が得られるようになる。

【0067】

以上本超音波診断装置によれば、体動等を原因とする並進速度成分を取り除いた情報により運動情報画像を生成することができる、より信憑性の高い診断画像を提供することができる。

20

【0068】

また、本超音波診断装置によれば、前後の時相に関する情報を利用した線形補間処理によってその間の時相に関する心臓の収縮中心を設定できるとともに、半自動設定機能によって最初の時相及び最後の時相の心臓の収縮中心を自動的に設定することができる。従つて、操作者の作業負担を軽減させることができ、作業効率を向上させることができる。

【0069】

(第2実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。第2実施形態は、Bモード等によって収集された複数の時相に関する複数の二次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施すこととで速度分布画像を生成し、これを利用するものである。

30

【0070】

図8は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成を示した図である。図8と図1とを比較した場合、組織ドプラ処理ユニット15の替わりに移動ベクトル処理ユニット30を有する点のみが異なる。

40

【0071】

移動ベクトル処理ユニット30は、時相のことなる2つ超音波組織画像（例えば、Bモード像）間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出して、この移動位置に基づいて組織速度を求める。具体的には、第1超音波像中の部分像を取り出し、第2超音波像中で先の部分像と類似性の最も高い部分の位置を求める。この第2超音波像中の位置と第1超音波像中における部分像の位置の間の距離を求め、この距離を第1超音波像と第2超音波像の時間差で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を超音波像の各点に対して行うことにより、組織移動速度の分布画像を得ることができる。

【0072】

運動情報処理ユニット16は、移動ベクトル処理ユニット30の出力した速度分布画像に基づいて、所定断面の変位もしくは歪みの2次元分布像（運動量情報画像）を求める。

【0073】

図9は、本実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。この組織追跡イメージング法での処理は、図2に示す一連の処理と比較した場合、ステップA'のみが異なる。当該ステップA'においては、移動ベク

50

トル処理ユニット30により、上記内容にて組織移動速度の分布画像が取得される。

【0074】

(並進速度成分算出・除去機能)

次に、本超音波診断装置10が有する並進速度成分算出・除去機能について説明する。この並進速度成分算出・除去機能は、上記組織追跡イメージングの速度の時空間分布画像取得処理（すなわち、図9のステップA'）において同時に実行されるものであり、また、上記心臓の短軸モデルを対象とした例である。以下、図4に従って並進速度成分算出・除去機能において実行される各処理について説明する。

【0075】

[収縮中心の設定：ステップS1]

まず、収縮中心の設定について説明する。本実施形態の如く、パターンマッチング処理による速度分布画像を利用した、点の追跡については、運動方向の場の設定は原則不要である。しかし、所定の運動方向での速度成分を求めるという本実施形態の目的を考慮して、所定の運動方向の場が設定されるものとする。ここでは短軸断面でのthickening方向を検出するものとして、収縮中心の設定を行う。

【0076】

具体的な収縮中心の設定手法としては、既述の半自動設定機能（すなわち、2点線形補間処理及び端部処理）が好適である。その他の収縮中心位置の設定方法例として、既述の自動輪郭抽出技術を用いても良い。

【0077】

[並進速度成分の推定]

並進速度成分 $V_p : t_{r a n s}^t$ の推定処理の内容については、第1の実施形態の内容と同様である。

【0078】

[並進速度成分の除去]

並進速度成分 $V_p : t_{r a n s}^t$ の除去処理の内容についても、第1の実施形態の内容と同様である。なお、収縮中心の回転速度成分 $V_c : t_{r a n s}^t$ が得られれば、 $V_c : t_{r a n s}^t$ と検出したい運動方向、すなわち収縮拡張方向とのなす角が求まる。

【0079】

[組織追跡イメージングへの適用]

次に、組織追跡イメージングへの適用について説明する。組織追跡イメージングでは、まず点Pを追跡する必要がある。

【0080】

中間値の定義に用いる速度成分は追跡の場合とは異なり、各時相の各追跡点に対する $|V_p : c o n t^t|$ 成分を用いるのが好適である。 $|V_p : c o n t^t|$ 成分に対して位置を追跡しながら時間積分を行って各時相でのベクトル量の中間値を求め、この中間値を最終出力へ変換する際にそのベクトル量の絶対値を取って（この際、方向は例えば収縮中心に向かう方がプラス、離れる方がマイナス）スカラー量に変換すれば、並進速度成分や回転速度成分の除去された収縮拡張方向の運動情報として、歪みや変位の画像化が可能となる。なお、この運動情報の画像化については、例えば既述の文献特願2002-272845号にその説明が記載されている。

【0081】

(回転速度成分算出・除去機能)

次に、本超音波診断装置10が有する回転速度成分算出・除去機能について説明する。この機能は、本短軸モデルにおいて「回転速度成分 $V_p : c o n t^t$ は、収縮速度成分 $V_p : c o n t^t$ と垂直である。」という仮定をおくことで実現することができる。

【0082】

図10は、本回転速度成分算出・除去機能を説明するための概念図である。同図右上の作図から明らかなように、以下の各式により $V_p : c o n t^t$ 、 $V_p : r o t^t$ を得ることが出来る。

10

20

30

40

50

【0083】

$$V_p : \text{cont}^t = V_c : \text{root}^t \cdot \cos \quad \dots (9)$$

$$V_p : \text{cont}^t = V_c : \text{root}^t \cdot \sin \quad \dots (10)$$

ここで、 $V_c : \text{root}^t$ は、時相 t における収縮中心 C^t の回転速度成分である。当該各式に従った推定演算を例えば図 4 のステップ S 2 で実行し、その除去を同図ステップ S 3 において実行すればよい。

【0084】

このようにして並進速度成分と回転速度成分の両者の成分が除去された、本来検出したい運動方向への速度成分 $V_p : \text{cont}^t$ が得られ、 $|V_p : \text{cont}^t|$ (方向は例えば収縮中心に向かう方がプラス、離れる方がマイナス) としてスカラー量に変換される。仮にこの段階で $|V_p : \text{cont}^t|$ を画像化すれば、収縮速度成分と回転速度成分との両者の成分が除去された収縮拡張速度の画像化が可能となる。

10

20

【0085】

また、検出したい運動方向を `rotation motion field` には、 $V_p : \text{root}^t$ 成分を速度情報として用いることで(詳細なステップは割愛するが)心臓全体の動きによる `translation` 成分と `contraction` 成分とが除去された状態で、回転方向の運動情報(速度・歪み・変位)を得ることも可能である。この場合には、ベクトル量を最終出力へ変換する際の方向として、例えば時計回りの方向をプラス、反時計回りの方向をマイナスのように定義するのが好適である。

20

【0086】

(第3実施形態)

次に、第3の実施形態について説明する。第3実施形態は、組織ドプラ法によって収集された複数の時相に関する超音波画像データから生成される速度分布画像と、Bモード等によって収集された複数の時相に関する複数の二次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施すことで得られる速度分布画像と、の双方を利用してさらに有益な運動情報画像を生成するものである。

30

【0087】

図 11 は、本実施形態に係る超音波診断装置 10 の構成を示した図である。図 11 は、組織ドプラ処理ユニット 15 と移動ベクトル処理ユニット 30 との双方を有する構成となっている。

30

【0088】

また、運動情報処理ユニット 16 は、後述する組織ドプラ法とパターンマッチング法との合成機能(以下、単に「合成機能」)に従って、ドプラ補正限界領域(ドプラ角度補正が有効でない領域)外については第1の実施形態に従う手法にて、ドプラ補正限界領域内については第2の実施形態に従う手法にて、それぞれ運動量情報画像を生成し、双方を合成した合成画像をさらに生成して表示部 18 に表示する。

【0089】

また、運動情報処理ユニット 16 は、複数の運動情報が像を時系列的に表示する場合には、収縮中心を一致させて表示するための表示制御を行う。

40

【0090】

表示部 18 は、後述する合成画像を表示し、また、後述する表示機能に従う所定の表示を実行する。

【0091】

(合成機能)

次に、本実施形態が有する合成機能について説明する。本合成機能は、ドプラ角度補正限界領域内外における速度分布画像の生成、及びドプラ角度補正限界領域での速度の角度補正、画像合成処理の3つの処理を具備する。

【0092】

[ドプラ角度補正限界領域内外における速度分布画像の生成]

50

既述の第1及び第2の実施形態に従うそれぞれの運動情報画像を生成し、組織ドプラが有効でない領域であるドプラ補正限界領域の内側か外側かによって、使用する速度情報画像を使い分けるものである。

【0093】

図12は、コントラクション場及び回転運動場におけるドプラ限界領域を示した図である。同図の斜線領域が各運動方向の場の設定におけるドプラ角度補正限界領域に相当する。すなわち、この領域の内部では運動の方向と走査線の方向とのなす角 d （ドプラ角）が90度に近いため、組織ドプラでは速度情報の検出が困難となる。コントラクション場では、例えばドプラ角80～100度（90±10度）の領域がこのドプラ角度補正限界領域に該当する。

【0094】

そこで、本超音波診断装置10では、組織ドプラ法によって得られた超音波画像データに基づく速度分布画像 V_d の生成に加えて、少なくとも上記ドプラ角度補正限界領域内においては、パターンマッチング処理を行い、2次元のベクトル速度情報を組織上の複数点に対して求める。

【0095】

なお、ドプラ角度補正限界領域は上記例ドプラ角80～100度（90±10度）に限定されず、例えば少し余裕を取ってドプラ角85～105度（90±15度）の範囲とする構成であってもよい。

【0096】

[ドプラ角度補正限界領域での速度（スカラー）の角度補正]

ドプラ角度補正限界領域内においては、第2の実施形態に従う手法によって、速度分布画像を生成することが可能である。しかしながら、図12で示すように、大部分の領域は図11での組織ドプラ処理ユニット15をベースにスカラー量の速度が求められている。従って、上記ドプラ角度補正限界領域内のベクトル速度情報 V_v についても、運動の方向への成分のスカラー量 V_s として変換してから組織速度として用いることができる。

【0097】

$$V_s = |V_v| \cdot \cos \theta \quad (11)$$

ここで、 θ は V_v ベクトルと設定運動方向とのなす角である。

【0098】

なお、領域の境界においては、算出方法の違いによる速度値の差違が段差として生じる恐れがある。本手法によれば、上記の様に余裕を持って得た境界領域（ドプラ角80～85度、100～105度）では V_s と V_d の両方の値があるため、これらの値をドプラ角 d で例えば下記の式（12）に従う重み付け平均により V_d を求め、本境界領域では V_d を速度情報として用いることでこのような段差を軽減することも可能である。

【0099】

$$V_d = k \cdot V_d + (1 - k) \cdot V_s \quad (12)$$

ここで、 $0 < k < 1$ であり、 k は d が90度から離れる程大きく、90度に近い程小さくなるパラメータである。

【0100】

[画像合成処理]

上記の各処理によって得られた速度分布画像によって既述の処理が実行され、ドプラ角度補正限界領域内外に関する運動情報画像が生成される。運動情報処理ユニット16は、これを一つの合成画像として生成する。生成された合成画像は、最終結果である運動情報画像として、表示部18に表示されることになる。

【0101】

以上の各処理により、第1及び第2の実施形態をベースにして、並進速度成分が除去されたことで誤差が軽減された、想定運動方向成分に対する組織運動の特徴量の出力画像表示が、ドプラ角の限界無しでかつ比較的短時間の演算によって得られるようになる。

【0102】

10

20

30

40

50

(表示機能)

次に、本超音波診断装置10が有する、運動情報画像を効果的に観察するための幾つかの表示機能について説明する。なお、この表示機能は、表示部18によって実行されるものであり、第1及び第2の実施形態においても実現可能である。

【0103】

[収縮中心を基準とする表示機能]

本表示機能は、複数の運動情報画像を連続的、例えば時系列で動画的に表示する場合、収縮中心を画面上の所定の基準位置に固定し、当該基準位置と各画像の収縮中心とが一致するようにして各運動情報画像を表示するものである。これは、物理的には、心臓上に観測系を設定し当該心臓を観測したものと等価である。従って、観察者は、あたかも自身が心臓の上に乗って当該心臓を観測しているような映像を見ることができる。その結果、たとえ並進運動によって心臓全体の位置が時間的に移動するような場合でも、常に心臓としては全体の並進運動が無いように固定して表示させることが可能となり、検出対象としている収縮拡張の様子が分かりやすく観察されるようになる。

10

【0104】

[収縮中心位置の明示的表示]

収縮中心位置情報の臨床的有用性の一例として、文献“左室壁運動評価において tissue Doppler imagingを補うtissue locus imaging”竹中ほか、東芝メディカルレビュー70号：51-55,1998によれば、心尖アプローチによる左室長軸方向の断面において、拡張型心筋症例では正常例に比べて、収縮が悪いほど、また左室拡大の程度が強ければ強いほど収縮中心位置は心基部方向に移動することが述べられている。

20

【0105】

この報告等に鑑み、本超音波診断装置10は、収縮中心位置を臨床情報として明示的に表示する機能を有している。

【0106】

図13(a)、(b)、(c)は、それぞれ収縮中心位置の明示的表示の例を示した図である。すなわち、図13(a)の例では、収縮中心位置を画像上に×印として明示的に表示している。また、図13(b)の例では、収縮中心位置の時間的な位置変化が解るように、その軌跡を実線にて画像上に明示的に表示している。さらに、図13(c)の例では、収縮中心位置の移動情報(例えば変位)の時間変化を、画像に重畠させて又は画像とは別にグラフ表示している。

30

【0107】

この様な収縮中心位置を臨床情報として明示的に表示することで、診断の支援に寄与することができる。

【0108】

(適用画像フォーマットに関するTTI(組織追跡イメージング)補間処理機能)

次に、本超音波診断装置10が有する、TTI補間処理機能について説明する。なお、このこの機能についても、第1及び第2の実施形態において実現可能である。

【0109】

図14上段に示すように、通常のTTIにおいては、スキャンコンバージョン(SC)処理後の速度画像(X-Y座標系)をベースに実行される。しかしながら、TTIは、SC処理前の所謂Raw画像(R-座標系)に適用しても勿論構わない。この場合はRaw画像上でTTI画像演算を行った後に、SC処理により最終画像を出力することになる。

40

【0110】

なお、角度補正の有無は基本的に問わないが、例えば図14下段に示すように、簡単のため、運動場として「ラスタモーション場(走査線に平行な運動場)」を設定すれば、Raw画像を角度補正すること無く、TTIにより簡単に運動情報画像を取得することができる。

【0111】

50

なお、臨床的には、心尖アプローチによる 4CH や 2CH の左室長軸方向の断面などを用いて左室局所心筋のショートニング (shortening) を観察する場合には、本機能はある程度有効な設定である。なぜなら、断面の設定如何では、関心領域の運動方向成分が走査線とほぼ平行に保てるためである。但し、関心領域に制約が大きいこと、及び点と断面設定が困難な場合があることには、注意が必要である。

【0112】

以上、本発明を各実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示す(1)乃至(4)のように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

10

【0113】

(1) 各実施形態においては、超音波データを構成する受信信号が二次元空間で得られている場合について説明した。しかしこれに限定されず、同受信信号が三次元空間で得られている場合についても同様の手続きを次元の拡張により、各実施形態に係る思想を適用することが可能である。

【0114】

(2) 各実施形態は、超音波診断装置 10 に係るものとして説明した。しかし、これに限定されず、上述してきた一連の処理手続きは、同様の機能を有する PC やワークステーションその他のコンピュータにより、超音波診断装置とは切り離して実行することができる。

20

【0115】

(3) 上記第 2 の実施形態においては、心臓の短軸方向での所謂シックニング (thickening) 成分検出について述べた。しかしこれに限定されず、心臓の長軸方向での所謂ショートニング (shortening) 成分検出に適用することも可能である。

【0116】

この場合は長軸方向の心筋に沿った運動方向の場を設定するのが理想的だが、最も簡素化した場合には回転運動場を適用するのが好適である。なぜなら、本運動成分が(近似的に)ショートニング成分に相当し、本運動成分に垂直な方向(収縮運動方向)のシックニング成分を除去することで、ショートニング成分のみが回転運動成分の影響も除去された状態で提供され得るからである。

30

【0117】

(4) 上記各実施形態では、運動情報画像作成後の時間解析手法の記載について言及していない。しかしながら、例えば特願 2002-272845 号に記載されている時間解析が適用可能なことは言うまでもなく、さらに各実施形態に係る手法にて運動情報画像の精度が高められた状態で時間解析手法を適用すれば、より高精度な時間解析結果が提供され得る。

40

【0118】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合せた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも 1 つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0119】

【図 1】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 の構成図である。

【図 2】 図 2 は、第 1 の実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。

【図 3】 図 3 は、想定している短軸モデルを説明するための図である。

【図 4】 図 4 は、並進速度成分算出・除去機能において実行される各処理の流れを示した

50

フローチャートである。

【図5】図5は、半自動設定機能のアルゴリズムを示したフローチャートである。

【図6】図6は、半自動設定機能を説明するための概念図である。

【図7】図7は、並進速度成分の推定処理を説明するための図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の構成を示した図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。

【図10】図10は、回転速度成分算出・除去機能を説明するための概念図である。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る超音波診断装置10の構成を示した図である。
10

【図12】図12は、コントラクション場及び回転運動場におけるドプラ限界領域を示した図である。

【図13】図13(a)、(b)、(c)は、それぞれ収縮中心位置の明示的表示の例を示した図である。

【図14】図14は、超音波診断装置10が有するTTI補間処理機能について説明するための図である。

【図15】図15は、本発明の課題を説明するための図であり、心筋の所定位置の動きを示した図である。

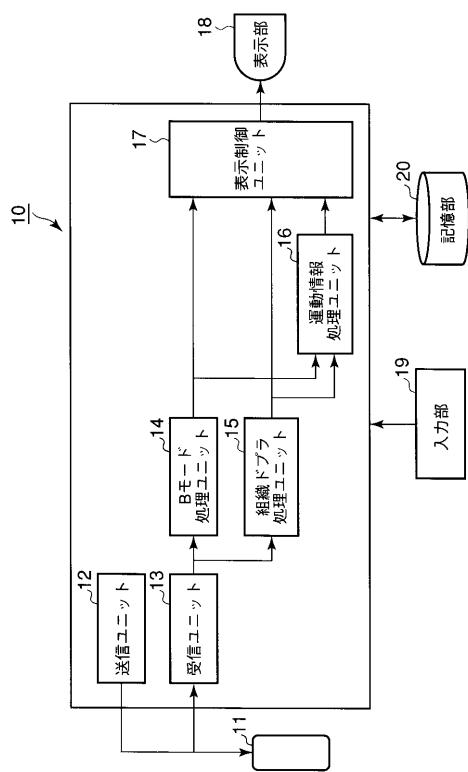
【図16】図16は、本発明の課題を説明するための図であり、心筋の所定位置の動きを示した図である。
20

【符号の説明】

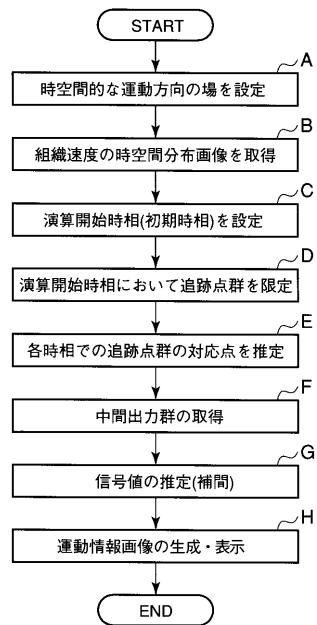
【0120】

10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...送信ユニット、13...受信ユニット、14...Bモード処理ユニット、15...組織ドプラ処理ユニット、16...運動情報処理ユニット、17...組織ドプラ処理ユニット、18...表示部、19...入力部、20...記憶部、30...移動ベクトル処理ユニット

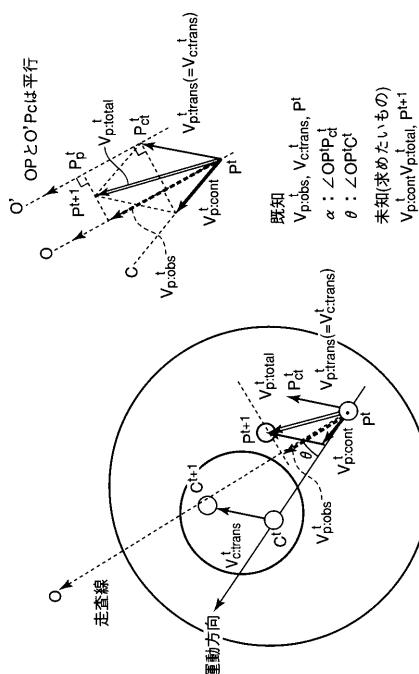
【図1】



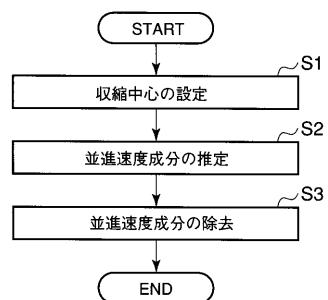
【図2】



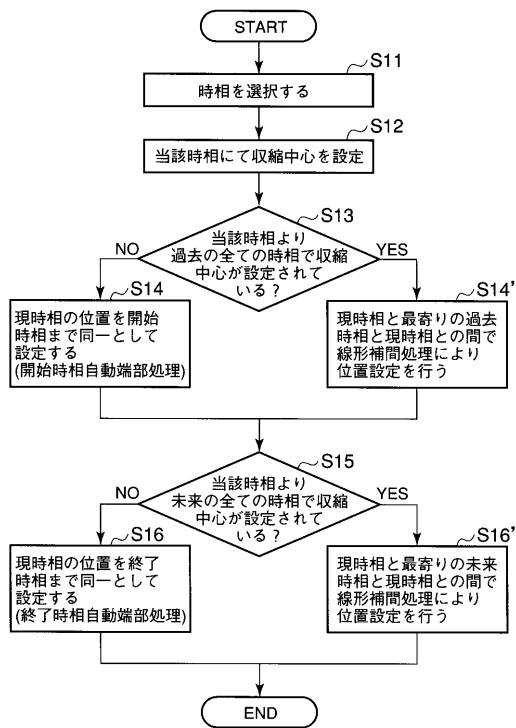
【図3】



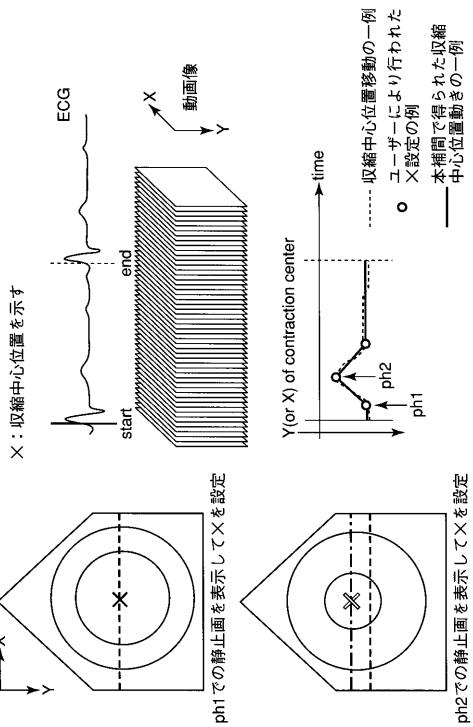
【図4】



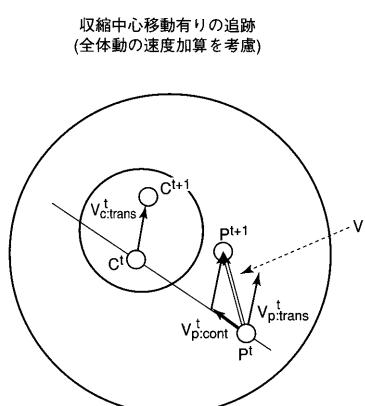
【 四 5 】



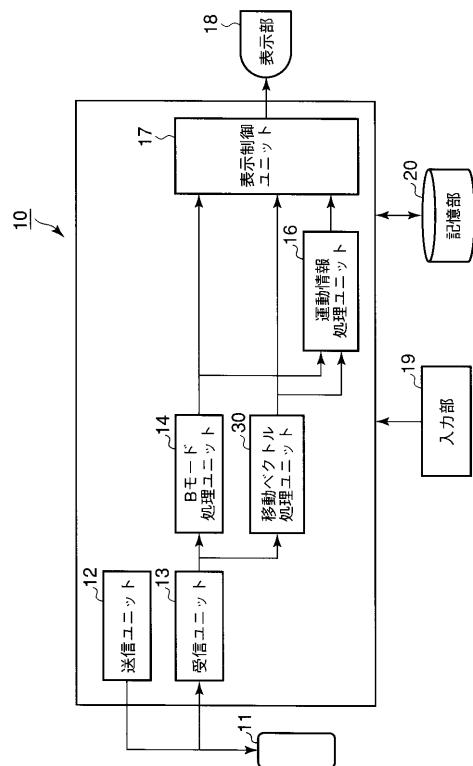
【 図 6 】



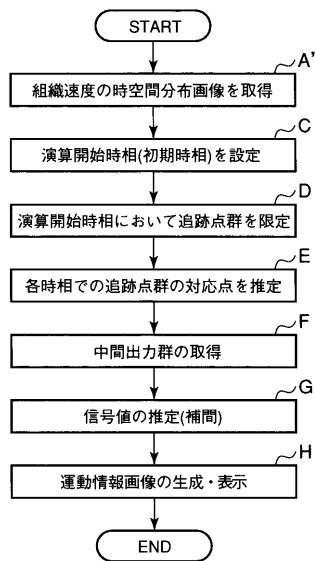
【図7】



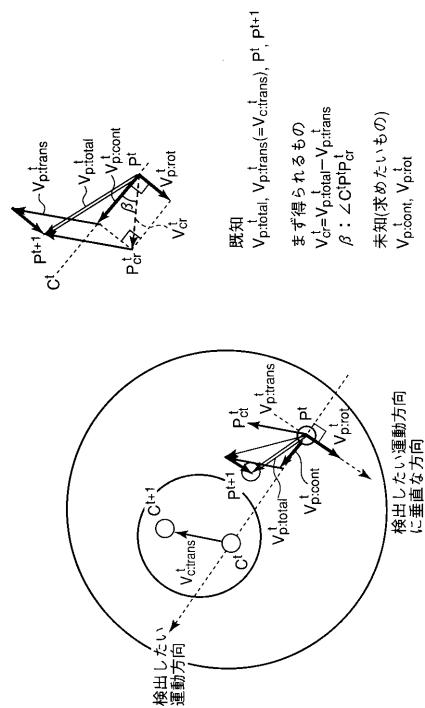
【 四 8 】



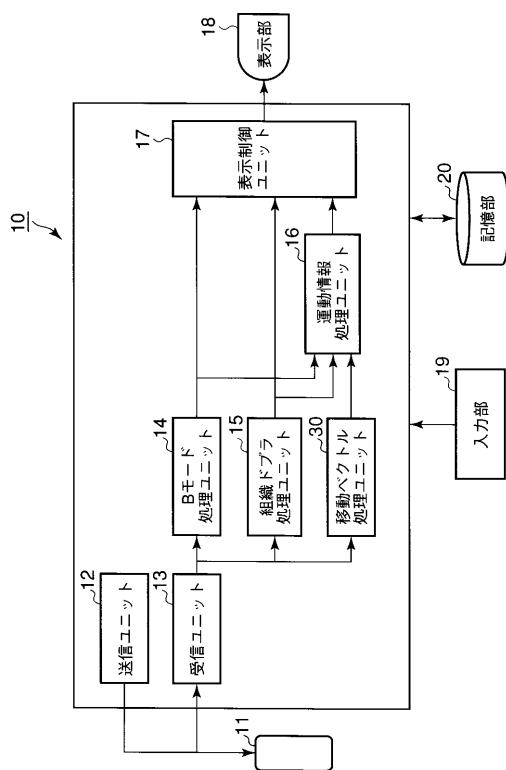
【図9】



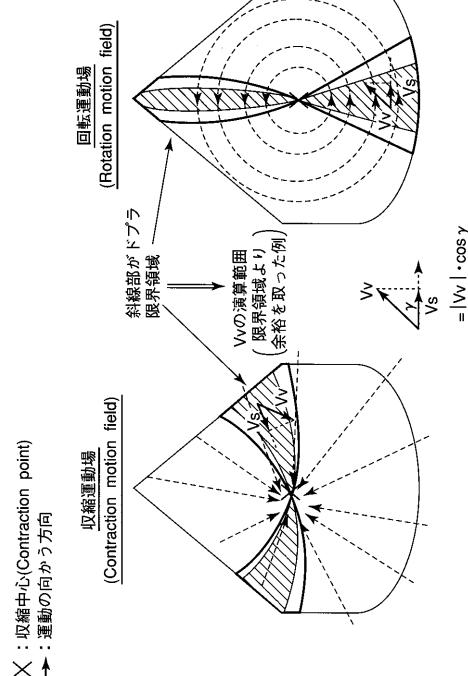
【図10】



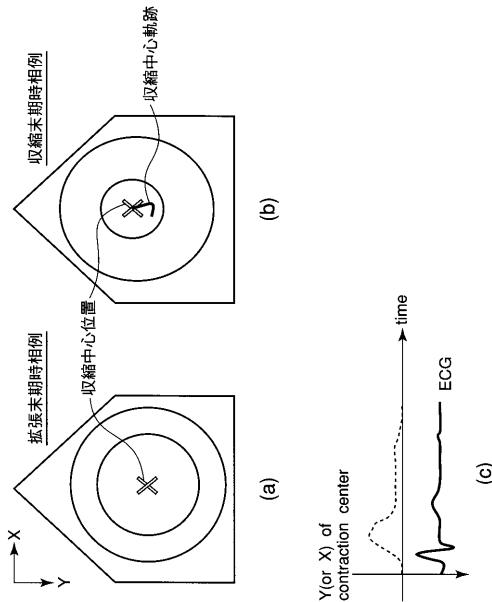
【図11】



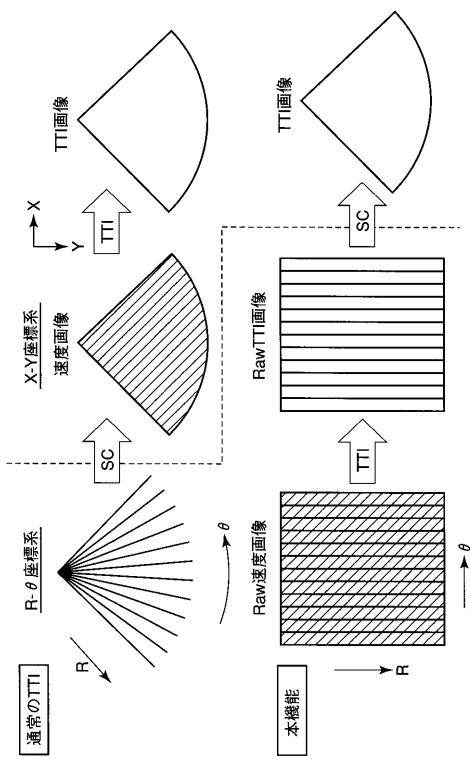
【図12】



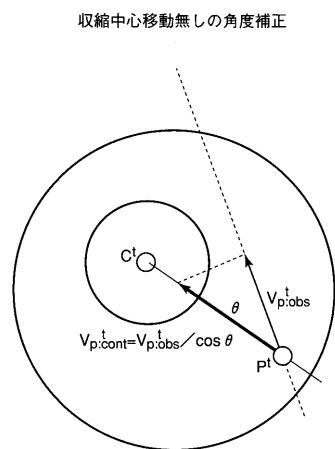
【図13】



【図14】

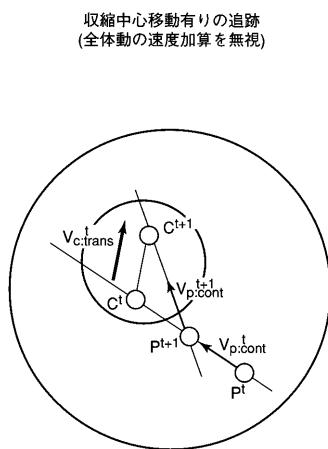


【図15】



P^t : 時相tにおけるP点の位置
 C^t : 時相tにおける収縮中心C点の位置
 $V_{p,obs}^t$: P^t 点での観測速度
 $V_{p,cont}^t$: P^t 点での組織の収縮(拡張)速度成分

【図16】



P^t : 時相tにおけるP点の位置
 C^t : 時相tにおける収縮中心C点の位置
 $V_{p,cont}^t$: P^t 点での組織の収縮(拡張)速度成分
 $V_{c,trans}^t$: C^t 点での並進速度成分

フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 阿部 康彦

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

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DE03 EE09 FF08 JC03 JC09 JC16

专利名称(译)	超声波图像处理装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2005124636A	公开(公告)日	2005-05-19
申请号	JP2003360865	申请日	2003-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52042 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC03 4C601/JC09 4C601/JC16		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4594610B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够执行改进的组织跟踪成像方法并提供具有高临床价值的运动信息图像和新的诊断信息的超声图像处理设备和超声诊断设备。在组织跟踪成像方法中，针对每个时间阶段生成速度分布图像，其中去除了由身体运动等引起的平移速度分量和旋转速度分量。速度分布图像用于对组织的预定位置执行跟踪处理以生成运动信息图像，从而提供具有更高可信度的诊断图像。[选型图]图1

