

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4745133号
(P4745133)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 16 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2006-149414 (P2006-149414)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成18年5月30日(2006.5.30)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2007-319190 (P2007-319190A)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(43) 公開日	平成19年12月13日(2007.12.13)	(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
審査請求日	平成21年5月20日(2009.5.20)	(72) 発明者	川岸 哲也 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社 本社内
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信手段と、

前記超音波の送受信の結果として得られた受信信号に基づき、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれについて、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを生成する画像生成手段と、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記生成された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を表示する表示手段と、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測画像領域を指定する指定手段と、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するとともに、前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算する演算手段と、

を備え、

前記表示手段は、前記演算手段により演算された前記運動情報を表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記超音波プローブは、前記送受信手段により、所定の方向に沿った複数の位置のそれ

10

20

それぞれにおいて、当該所定の方向に直交する方向に沿って超音波の送受信方向を走査するとともに、前記所定の方向及び前記直交する方向に沿った超音波の送受信を反復し、

前記画像生成手段は、

超音波の送受信方向が前記直交する方向に走査されるときに順次に得られた受信信号に基づいて、前記生体組織の前記送受信方向及び前記直交する方向を含む断面における第1の断層画像の画像データを生成する第1の断層画像生成手段と、

前記複数の位置のそれぞれについて前記生成された前記第1の断層画像の画像データに基づいて、前記生体組織のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記生成されたボリュームデータに基づいて、前記2以上の断面位置のそれぞれにおける第2の断層画像の画像データを生成する第2の断層画像生成手段と、

10

を備えるとともに、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記超音波の送受信を前記反復することにより得られる複数の前記第2の断層画像の画像データを、前記時系列に沿った一連の断層画像の画像データとする、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記演算手段は、前記2以上の断面位置のうちのいずれか2つの断面位置における前記局所運動情報の差異を示す差異情報を演算して前記運動情報を求める、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

20

前記2つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記2つの断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の断面に直交する方向を軸とする前記計測画像領域における前記生体組織の回転角度を前記局所運動情報として演算するとともに、

前記2つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記回転角度の差を前記差異情報として演算し、この演算された回転角度の差を前記生体組織の捻れ運動を示す前記運動情報とする、

ことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

30

【請求項5】

前記2つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記2つの断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の断面に直交する方向を軸とする前記計測画像領域における前記生体組織の回転角度を前記局所運動情報として演算するとともに、

前記2つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記回転角度の差を前記差異情報として演算し、この演算された回転角度の差を時間で微分することにより、前記生体組織の捻れ運動の速度を示す前記運動情報を演算する、

40

ことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記2つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記2つの断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の断面に直交する方向を軸とする前記計測画像領域における前記生体組織の回転角度を前記局所運動情報として演算するとともに、

前記2つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記回転角度の差を前記差異情報として演算し、この演算された回転角度の差を前記2つの断面位置の間の距離で除算し

50

て、前記生体組織の相対回転勾配を示す前記運動情報を求める、
 ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記演算手段は、

前記 2 以上の断面位置のそれぞれについて、前記ボリュームデータに基づき、前記指定手段により指定された計測画像領域における前記生体組織の 3 次元的な運動の状態を示す前記局所運動情報を演算するとともに、

前記 2 以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された前記 3 次元的な運動の状態を示す局所運動情報に基づいて、前記運動情報を演算する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記演算手段は、前記 2 以上の断面位置のうちのいずれか 2 つの断面位置における前記 3 次元的な運動の状態を表す局所運動情報の差異を示す差異情報を演算して前記運動情報を求める、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記 2 つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記 2 つの断面位置のそれぞれについて、前記演算された前記 3 次元的な運動の状態を示す局所運動情報に基づき、前記計測画像領域における前記生体組織の前記一連の断層画像の断面に直交する方向への変位を演算するとともに、前記 2 つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記直交する方向への変位の差を前記差異情報として演算し、この演算された変位の差を前記生体組織の前記直交する方向における伸縮運動を示す前記運動情報とする、

20

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記 2 つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記 2 つの断面位置のそれぞれについて、前記演算された前記 3 次元的な運動の状態を示す局所運動情報に基づき、前記計測画像領域における前記生体組織の前記一連の断層画像の断面に直交する方向への変位を演算するとともに、前記 2 つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記直交する方向への変位の差を前記差異情報として演算し、この演算された変位の差を時間で微分することにより、前記生体組織の前記直交する方向における伸縮運動の速度を示す前記運動情報を演算する、

30

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記 2 つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記 2 つの断面位置のそれぞれについて、前記演算された前記 3 次元的な運動の状態を示す局所運動情報に基づき、前記計測画像領域における前記生体組織の前記一連の断層画像の断面に直交する方向への変位を演算するとともに、前記 2 つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記直交する方向への変位の差を前記差異情報として演算し、この演算された変位の差を前記 2 つの断面位置の間の元の距離で除算し、その商を前記生体組織の前記直交する方向におけるストレインを示す前記運動情報とする、

40

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記 2 つの断面位置の一方の断面位置における前記一連の断層画像の断面と、他方の断

50

面位置における前記一連の断層画像の断面とは、互いに平行であり、

前記演算手段は、

前記2つの断面位置のそれぞれについて、前記演算された前記3次元的な運動の状態を示す局所運動情報に基づき、前記計測画像領域における前記生体組織の前記一連の断層画像の断面に直交する方向への変位を演算するとともに、前記2つの断面位置のそれぞれについて前記演算された前記直交する方向への変位の差を前記差異情報として演算し、この演算された変位の差を前記2つの断面位置の間の元の距離で除算し、その商を時間で微分することにより、前記生体組織の前記直交する方向におけるストレインレートを示す前記運動情報を演算する、

ことを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

10

【請求項13】

前記指定手段は、前記表示手段に表示された前記1つの断層画像に対して前記指定された計測画像領域に基づいて、前記2以上の断面位置とは異なる断面位置に新たな計測画像領域を指定する自動指定手段を含み、

前記演算手段は、前記指定された新たな計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するとともに、前記2以上の断面位置及び前記異なる断面位置のそれぞれについて前記演算された前記局所運動情報に基づいて、前記運動情報を演算する、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

20

前記生体組織は心臓であり、

前記指定手段により指定される計測画像領域は、前記表示手段に表示された前記1つの断層画像において前記心臓の心臓壁に相当する画像領域である、

ことを特徴とする請求項1～請求項13のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

超音波診断装置により得られた生体組織の医用画像の画像データを処理する医用画像処理装置であって、

生体組織の2以上の断面位置のそれぞれにおける、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを記憶する記憶手段と、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記記憶された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を表示する表示手段と、

30

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測画像領域を指定する指定手段と、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するとともに、前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算する演算手段と、

を備え、

前記表示手段は、前記演算手段により演算された前記運動情報を表示する、

ことを特徴とする医用画像処理装置。

40

【請求項16】

生体組織の2以上の断面位置のそれぞれにおける、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段とを有するコンピュータを、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記記憶された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を前記表示手段に表示させるように機能させ、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測領域が指定されたことに対応し、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するように機能させ、

前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前

50

記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算するように機能させ、

前記演算された前記運動情報を前記表示手段に表示するように機能させる、

ことを特徴とする医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波プローブによって被検体内に超音波を送信し、その反射波に基づいて被検体の医用画像を取得する超音波診断装置と、超音波診断装置により取得された医用画像を処理する医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムとに関する。特に、生体組織の運動機能の評価に用いられる超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作により、その場で画像を観察できるなどのメリットがあることから、生体組織の形態や機能の診断に広く利用されている。近年では、心臓の壁運動などの生体組織の運動機能の評価、特に3次元運動機能の評価に対する注目が高まっている。

【0003】

特許文献1には、生体組織の運動機能評価に用いられる超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、生体組織の2次元画像中の特徴点を抽出し、その特徴点に基づいて計測点を指定する。そして、指定された各計測点を中心に所定数以上の特徴点を含む大きさのテンプレートを設定し、このテンプレートを用いて2画像間の相互相関処理を行って組織の変位や速度などの物理パラメータを計測することにより、計測精度の向上を図るものである。

20

【0004】

【特許文献1】特開2004-313291号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、生体組織は、一般に3次元的に運動している。たとえば心臓は、壁厚方向への運動（壁厚の変化、壁厚の歪み等）とともに、それに直交する方向においても伸縮や歪み等の運動を行っている。従来は、運動機能評価は、生体組織の2次元的な変位や速度を計測しているので、このような3次元的な運動を把握するには限界がある。

30

【0006】

一方、生体組織の3次元画像を用いて3次元的な運動を評価しようとする、つまり、3次元的に分布する複数の計測点を指定し、各計測点の3次元的な変位を解析することにより、生体組織の3次元的な運動を評価しようとする、処理すべきデータ量が増大し、処理時間が長くなるという問題が生じる。

【0007】

また、3次元画像を用いて運動機能評価を行おうとすると、運動の計測対象とする領域を画像上に指定する作業が困難になるという問題も生じる。たとえば、心臓の壁厚の変化を計測したい場合、心臓の3次元画像中において内膜に相当する領域と外膜に相当する領域とを見つけ出し、それらの領域をそれぞれ指定する必要がある。しかし、このような作業を的確に行うには、熟練された手技が必要とされ、また、相当の作業時間が必要とされる。

40

【0008】

この発明は、以上のような問題を解決するためになされたもので、生体組織の3次元的な運動の計測を短時間でを行うことを可能にする超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【0009】

50

また、この発明は、生体組織の運動を計測する領域を容易に指定することを可能にする超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供することを別の目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信手段と、前記超音波の送受信の結果として得られた受信信号に基づき、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれについて、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを生成する画像生成手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記生成された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を表示する表示手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測画像領域を指定する指定手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するとともに、前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算する演算手段と、を備え、前記表示手段は、前記演算手段により演算された前記運動情報を表示する、ことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0012】

また、請求項15に記載の発明は、超音波診断装置により得られた生体組織の医用画像の画像データを処理する医用画像処理装置であって、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれにおける、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを記憶する記憶手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記記憶された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を表示する表示手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測画像領域を指定する指定手段と、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するとともに、前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算する演算手段と、を備え、前記表示手段は、前記演算手段により演算された前記運動情報を表示する、ことを特徴とする。

20

30

【0014】

また、請求項16に記載の発明は、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれにおける、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段とを有するコンピュータを、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記記憶された画像データに基づき、前記一連の断層画像のうちの1つの断層画像を前記表示手段に表示させるように機能させ、前記2以上の断面位置のそれぞれについて、前記表示された前記1つの断層画像に計測領域が指定されたことに対応し、前記一連の断層画像の画像データに基づき、前記指定された計測画像領域における前記生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算するように機能させ、前記2以上の断面位置のそれぞれについて前記演算された局所運動情報に基づいて、前記生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算するように機能させ、前記演算された前記運動情報を前記表示手段に表示するように機能させる、ことを特徴とする医用画像処理プログラムである。

40

【発明の効果】

【0016】

請求項1、請求項15又は請求項16に記載の発明は、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれについて、1つの断層画像を表示させるとともに、この表示された断層画像に計測画像領域が指定されたことに対応して、この計測画像領域における生体組織の運動の状態を示す局所運動情報を演算し、この演算された2以上の断面位置のそれぞれにおける局所運動情報に基づいて当該生体組織の運動情報を演算し、その運動情報を表示するよう

50

なっている。

【0017】

この発明によれば、生体組織の2以上の断面位置のそれぞれにおける局所運動情報に基づく運動情報を求めることにより、生体組織の3次元的な運動の計測を行うことが可能となる。また、2以上の断面位置における局所運動情報のみを考慮して運動情報を求めるようになっているので、断面位置の間の部分については変位を演算する必要がないことから、運動情報を短時間で取得することができる。

【0018】

また、表示された断層画像に対して計測画像領域を指定するように構成されているので、運動情報を取得するための計測画像領域を容易に指定することが可能である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

この発明に係る超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムの好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0022】

第1の実施の形態

この発明に係る超音波診断装置の実施形態を説明する。図1は、この発明に係る超音波診断装置の全体構成の一例を表している。同図に示す超音波診断装置1は、たとえば心臓等の生体組織の形態を表す画像や血流状態を表す画像を取得するために用いられる装置であり、2次元超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、画像処理部5、演算処理部6、記憶部7、ユーザインターフェイス8及び制御部9を含んで構成される。以下、超音波診断装置1を構成する各部の一具体例を説明する。

20

【0023】

〔記憶部、ユーザインターフェイス、制御部〕

まず、記憶部7、ユーザインターフェイス8及び制御部9について説明する。記憶部7は、たとえばハードディスクドライブ等の記憶装置によって構成される。この記憶部7には、この発明に特徴的な動作を超音波診断装置1に実行させるための医用画像処理プログラム71があらかじめ記憶されている。また、記憶部7には、超音波画像の画像データ、この画像データに付帯される付帯情報(DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)付帯情報)などの各種のデータが記憶される。

30

【0024】

ユーザインターフェイス8には、表示部81と操作部82が設けられている。表示部81は、この発明の「表示手段」の一例に相当し、液晶ディスプレイやCRT(Cathode Ray Tube)ディスプレイ等の任意の表示デバイスによって構成される。この表示部81には、超音波診断装置1により取得された超音波画像等の画像や、その画像のDICOM付帯情報等の情報などが表示される。

【0025】

操作部82は、マウス、トラックボール、ジョイスティック、コントロールパネル、キーボード等の任意の操作デバイスや入力デバイスによって構成される。

40

【0026】

操作部82は、特に、表示部81に表示された超音波画像(断層画像)上に計測画像領域を指定するための「指定手段」として作用する。この計測画像領域は、生体組織の運動状態を計測するための基準となる、断層画像上の領域(実際は、この領域に相当する画像データ)である。なお、詳細については後述するが、超音波診断装置1は、生体組織に対して超音波を3次元的にスキャンしつつ、この3次元スキャンを反復することにより、時系列に沿った一連のボリュームデータを生成するとともに、この一連のボリュームデータの一つに基づいて、生体組織の断層画像の画像データを生成するように動作する。操作部82は、この断層画像に対して計測画像領域を指定するために用いられるものである。超音波診断装置1は、指定された計測画像領域が時系列に沿ってどのように変化するかを解

50

析することによって、生体組織の運動状態を計測するように作用する。

【 0 0 2 7 】

制御部 9 は、CPU 等のマイクロプロセッサを含んで構成され、医用画像処理プログラム 7 1 に基づいて超音波診断装置 1 の各部を制御する。特に、制御部 9 は、表示部 8 1 に画像や画面を表示させるための処理を行う。また、操作部 8 2 からの操作信号に応じた動作を超音波診断装置 1 に実行させるための処理を行う。

【 0 0 2 8 】

〔 2 次元超音波プローブ 〕

2 次元超音波プローブ 2 (単に超音波プローブ 2 と称することがある。) は、従来と同様に、2 次元的に(たとえばマトリックス状(格子状)に)配列された複数の超音波振動子を有している(図示は省略する。)。この複数の超音波振動子は、後述の送受信部 3 によって個別に駆動される。

10

【 0 0 2 9 】

図 2 及び図 3 は、この 2 次元超音波プローブ 2 による超音波スキャンの態様を表している。超音波プローブ 2 は、図 2 (A) に示すように、超音波振動子の配列面から出力させる超音波(ビーム)を主走査方向 X にスキャンすることにより、放射状(扇形形状)の 2 次元スキャン面 P を形成する。更に、超音波プローブ 2 は、主走査方向 X に直交する副走査方向 Y に超音波をスキャンすることにより、図 2 (B) に示すように、副走査方向 Y に配列された複数の扇形形状の 2 次元スキャン面 P 1、P 2、・・・、P n を順次に形成する。それにより、図 3 に示すような 3 次元スキャン領域 R を形成する。

20

【 0 0 3 0 】

なお、副走査方向 Y はこの発明の「所定の方向」に相当し、主走査方向 X はこの発明の「所定の方向に直交する方向」に相当する。また、2 次元スキャン面 P 1 ~ P n は、この発明の「所定の方向に沿った複数(n 個)の位置」に形成されるものである。

【 0 0 3 1 】

〔 送受信部 〕

送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させる送信部と、この超音波の反射波を受信した超音波プローブ 2 から出力されるエコー信号(受信信号)を受信する受信部とを有する(図示は省略する。)

【 0 0 3 2 】

送受信部 3 内の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路などを含んで構成される。クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路(チャンネル)に相当する個数のパルサを内蔵し、遅延が掛けられる送信タイミングで駆動パルスが発生して、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するように動作する。

30

【 0 0 3 3 】

また、送受信部 3 内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を含んで構成される。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A (アナログ)/D (デジタル)変換する。受信遅延・加算回路は、A/D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。この加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、加算処理された信号を「RF データ(若しくは生データ)」などと称することがある。送受信部 3 は、取得された RF データを信号処理部 4 に入力する。

40

【 0 0 3 4 】

〔 信号処理部 〕

信号処理部 4 は、送受信部 3 から入力された RF データに基づいて、エコー信号の振幅情報を映像化するための信号処理を行う。信号処理部 4 により生成されたデータは、制御

50

部 9 に送られてユーザインターフェイス 8 の表示部 8 1 にて表示されるか、若しくは、画像処理部 5 に入力される。この信号処理部 4 は、主として、B モード処理部 4 1、ドブラ処理部 4 2、及び C M F 処理部 4 3 を含んで構成される。

【 0 0 3 5 】

(B モード処理部)

B (B r i g h t n e s s) モード処理部 4 1 は、R F データに基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。より具体的に説明すると、B モード処理部 4 1 は、R F データに対してバンドパスフィルタ処理を行うとともに、その出力信号の包絡線を検出し、この検出されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、各 2 次元スキャン面 P 1 ~ P n について、信号強度が輝度の明るさで表現された断層画像の画像データが生成される。この B モード処理部 4 1 は、この発明の「第 1 の断層画像生成手段」の一例に相当するものである。

10

【 0 0 3 6 】

(ドブラ処理部)

ドブラ (D o p p l e r) 処理部 4 2 は、たとえばパルスドブラ法 (P W ドブラ法) や連続波ドブラ法 (C W ドブラ法) により生体組織における血流情報を生成する。

【 0 0 3 7 】

パルスドブラ法では、パルス波を用いることにより、或る特定の深度 (超音波プローブ 2 からの距離) における血流によるドブラ効果に起因する超音波の周波数の変位 (ドブラ変位周波数成分) を検出することができる。このように、パルスドブラ法は、良好な距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の深度計測などに好適に用いられる。このパルスドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から入力される R F データについて、所定の大きさを有する血流観測領域における信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更に F F T (F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m) 処理を施して、血流観察領域内における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

20

【 0 0 3 8 】

また、連続波ドブラ法においては、パルスドブラ法と異なり連続波を用いることにより、超音波の送受信方向 (図 2 (A) に示す扇形状の 2 次元スキャン面 P における径方向) の全ての部位におけるドブラ変位周波数成分が重畳された信号、すなわち超音波の経路上の血流状態を全て反映した信号が得られることになるが、計測速度が優れているというメリットがある。この連続波ドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から入力される R F データについて、血流観測のサンプルライン上にて受信した信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更に F F T 処理を施してサンプルライン上における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

30

【 0 0 3 9 】

(C F M 処理部)

C F M (C o l o r F l o w M a p p i n g) 処理部 4 3 は、生体組織の血流情報をモノクロの B モード画像上にカラーで重ねてリアルタイム表示させるカラーフローマッピング法を実施するとき動作する。表示される血流情報としては、血流の速度、分散、パワー等がある。この血流情報は、2 値化情報として得られる。より具体的に説明すると、C F M 処理部 4 3 は、位相検波回路、M T I (M o v i n g T a r g e t I n d e c a t i o n) フィルタ、自己相関器、流速・分散演算器などを含んで構成される。C F M 処理部 4 3 は、生体組織の形態が反映された形態信号と、血流が反映された血流信号とをハイパスフィルタ処理 (M T I フィルタ処理) で分離し、自己相関処理により血流の速度、分散、パワー等の血流情報を複数の位置について求める。また、形態信号を低減するための非線形処理などを実施することもある。

40

【 0 0 4 0 】

(画像処理部)

画像処理部 5 は、信号処理部 4 により生成されたデータに基づく各種の画像処理を行う

50

。たとえば、画像処理部5は、DSC(Digital Scan Converter)を有し、信号処理部4により生成された超音波走査に同期したデータを、表示用のデータ(テレビ走査方式のデータ)に変換する処理、すなわちスキャンコンバージョン処理を行う。

【0041】

また、画像処理部5には、以下に説明するボリュームデータ生成部51とMPR処理部52が設けられている。

【0042】

(ボリュームデータ生成部)

ボリュームデータ生成部51は、信号処理部4のBモード処理部41により生成された各2次元スキャン面P1~Pnの画像データに補間処理を施して、ボリュームデータ(ボクセルデータ)を生成する。このボリュームデータ生成部51は、この発明の「ボリュームデータ生成手段」の一例に相当し、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成される。

10

【0043】

なお、ボリュームデータに基づく擬似的な3次元画像を表示させる場合には、画像処理部5は、このボリュームデータに対してボリュームレンダリング処理やMIP(Maximum Intensity Projection)処理などを施す。

【0044】

(MPR処理部)

MPR(MultiPlanar Reconstruction)処理部52は、ボリュームデータ生成部51によって生成されたボリュームデータに基づいて断面変換処理を実行することにより、任意の断面における断層画像の画像データを生成する。このMPR処理部52は、この発明の「第2の断層画像生成手段」の一例に相当し、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成される。また、信号処理部4のBモード処理部41、ボリュームデータ生成部51及びMPR処理部52は、この発明の「画像生成手段」の一例として作用するものである。

20

【0045】

(演算処理部)

演算処理部6は、画像処理部5のMPR処理部52により生成された断層画像の画像データに基づいて、生体組織の局所的な運動の状態を示す局所運動情報や、より大局的な運動の状態を示す運動情報を演算するもので、この発明の「演算手段」の一例として機能するものである。

30

【0046】

演算処理部6により得られる局所運動情報としては、たとえば生体組織が心臓である場合においては、心臓壁の厚さの変化、当該変化の速度、心臓壁の運動のストレイン(strain;歪み)、ストレインレート(strain rate)、心臓壁の内膜や外膜の回転角度、当該回転角度の速度(回転速度)、内膜及び外膜の相対回転角度などがある(詳細は後述する。)

【0047】

また、運動情報としては、たとえば、心臓壁の捻れ運動、当該捻れ運動の速度、伸縮(ショートニング)、当該伸縮の速度、心臓壁の運動のストレイン、ストレインレート、相対回転勾配などがある(詳細は後述する。)

40

【0048】

演算処理部6は、CPU等のマイクロプロセッサを含んで構成される。この演算処理部6には、変位演算部61と運動情報演算部62とが設けられている。

【0049】

(変位演算部)

変位演算部61は、操作部82によって断層画像に指定された計測画像領域を時系列に沿ってトラッキングすることにより、当該計測画像領域(における生体組織)の時系列に

50

沿った変位を演算する。この計測画像領域の変位は、この発明の「局所運動情報」の一例に相当するものである。

【0050】

なお、時系列に沿った2次元又は3次元の画像間の変位を、その画像間の時間間隔（フレーム間隔）で除算することにより、変位の速度を求めることができる。逆に、計測画像領域の変位の速度を、その画像間の時間間隔を乗算することにより、当該画像間における変位を求めることができる。すなわち、画像間の時間間隔が既知であれば、変位と速度とは同義と考えることができる。この意味において、この発明では、変位と速度とを同一視することができる。

【0051】

変位演算部61の動作についてより詳しく説明する。前述のように、超音波診断装置1は、生体組織の時系列に沿った一連のボリュームデータを生成するとともに、そのうちの一つのボリュームデータ（或る時刻（時相）のボリュームデータ）に基づく断層画像の画像データを生成する。そして、この断層画像に対して計測画像領域が指定される。変位演算部61は、この計測画像領域が、他の時刻（時相）のボリュームデータにおいてどれだけ変位したかを時系列に沿って追跡するものである。このような、時系列に沿ったボリュームデータにおける計測画像領域の変位の追跡処理を「3次元トラッキング」と呼ぶことがある。

【0052】

また、変位演算部61は、断層画像に指定された計測画像領域が、この断層画像と同じ断面位置における他の時刻（時相）の断層画像においてどれだけ変位したかを時系列に沿って追跡することもできる。このような追跡処理を「2次元トラッキング」と呼ぶことがある。この2次元トラッキングは、時系列に沿ったボリュームデータに基づいて、当該断面位置における時系列に沿った断層画像の画像データを生成し、この時系列に沿った断層画像の画像データにおいて変位を追跡することにより実行できる。また、時系列に沿ったボリュームデータにおける当該断面位置内での変位を追跡することで、2次元トラッキングを行ってもよい。

【0053】

このようなトラッキング処理は、従来と同様の方法で行うことができる。たとえば、2次元トラッキングは、前述の特許文献1に記載の方法と同様に、時系列に沿った複数の断層画像のそれぞれに指定された計測画像領域から特徴点を抽出し、その特徴点に基づいて計測点を指定する。そして、この計測点を中心に所定数以上の特徴点を含む大きさのテンプレートを設定し、このテンプレートを用いて2つの断層画像（計測画像領域）について相互相関処理（パターンマッチング処理）を行って各計測点の変位を演算する。

【0054】

また、3次元トラッキングにおいては、ボリュームデータに基づいて3次元的なテンプレートを同様にして設定し、この3次元的なテンプレートを用いて、時刻（時相）の異なる2つのボリュームデータについてパターンマッチング処理を行って各計測点の変位を演算する。

【0055】

なお、特徴点や計測点は、計測画像領域（たとえば後述の図5に示す内膜位置画像m1）上のみ指定するように構成してもよいし、計測画像領域を境界とする領域内（たとえば内膜位置画像m1と外膜位置画像M1により囲まれる心臓壁の断面に相当する画像領域）や、計測画像領域の近傍領域など、計測画像領域以外の領域に指定するように構成してもよい。いずれにしても、指定された計測画像領域の時系列に沿った変位を演算可能な任意のトラッキング手法を適用することが可能である。

【0056】

2次元トラッキングや3次元トラッキングによって求められた計測点の変位は、そのまま計測画像領域の変位として用いることができる。また、これらの計測点の変位に基づいて、計測画像領域の境界（たとえば後述の図6に示す内膜位置画像m1～m3や外膜位置

10

20

30

40

50

画像 M 1 ~ M 3 など) の変位を演算し、この境界の変位を計測画像領域の変位として用いることもできる。

【 0 0 5 7 】

このように、変位演算部 6 1 は、1つの断層画像に指定された計測画像領域に複数の計測点を指定し、各フレームの断層画像についてこれらの計測点の位置をそれぞれ求める。そして、この各フレームの断層画像の計測点の位置に基づいて各計測点の時系列に沿った変位を演算するとともに、この計測点の変位に基づいて、指定された計測画像領域の変位を演算するように作用するものである。

【 0 0 5 8 】

(運動情報演算部)

運動情報演算部 6 2 は、変位演算部 6 1 により演算された計測画像領域の変位に基づいて、生体組織の(より大局的な)運動の状態を示す運動情報を演算する処理を行うものである。この運動情報演算部 6 2 による運動情報の演算処理の具体例については後述することにする。

【 0 0 5 9 】

[動作態様]

以上のような構成を具備するこの実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作態様の一例について、図 4 ~ 図 1 4 を参照しつつ説明する。ここでは、心臓の運動状態を評価する場合について説明する。以下、超音波画像の取得及び計測画像領域の指定について図 4 ~ 図 6 を参照しつつ説明し、次に、計測画像領域のトラッキング処理及び運動情報の演算処理について図 7 ~ 図 1 4 を参照しつつ説明する。

【 0 0 6 0 】

[超音波画像の取得及び計測画像領域の指定]

最初に、運動状態の評価対象の心臓の超音波画像を取得する。そのために、まず、被検者の心臓の近傍(一般に、心臓の心尖の近傍)の体表に超音波プローブを当てて、所定の操作を行うことにより、送受信部 3 が、制御部 9 の制御に基づいて超音波プローブ 2 を制御して、心臓の 3 次元超音波スキャン(図 2、図 3 に示した超音波スキャン)を行う(S 0 1)。

【 0 0 6 1 】

超音波診断装置 1 は、この 3 次元超音波スキャンを反復して実行する。このとき、3次元超音波スキャンは、1心周期(心臓の拍動の1周期(たとえば心電図における R 波から次の R 波まで))以上の時間反復して行うことが望ましい。

【 0 0 6 2 】

次に、送受信部 3 は、超音波プローブ 2 から順次送られるエコー信号を R F データに変換し、信号処理部 4 に順次入力する。信号処理部 4 の B モード処理部 4 1 は、この R F データに基づいて、各 2 次元スキャン面 P 1 ~ P n における断層画像の画像データを順次に生成する(S 0 2)。生成された画像データは、画像処理部 5 に入力される。なお、ボリュームデータが先に得られる場合には、このボリュームデータに対して M P R 処理等を施して断層画像の画像データを生成するようにしてもよい。

【 0 0 6 3 】

続いて、画像処理部 5 のボリュームデータ生成部 5 1 は、2次元スキャン面 P 1 ~ P n における断層画像の画像データに対して順次に補間処理を施して、1回の 3 次元超音波スキャンに対応する 3 次元スキャン領域 R におけるボリュームデータを順次に生成する(S 0 3)。それにより、時系列に沿った複数のボリュームデータが得られる。

【 0 0 6 4 】

次に、M P R 処理部 5 2 は、生成された複数のボリュームデータのうちの一つに基づいて、心臓の所定の断面位置における断層画像の画像データを生成する。この実施形態では、心尖四腔像(心尖四腔断層などとも呼ばれる。)の画像データと、心尖二腔像(心尖二腔断層などとも呼ばれる。)の画像データとを生成する(S 0 4)。ここで、心尖四腔像と心尖二腔像は、それぞれ心臓の長軸方向に沿った断面位置における断層画像であって、

10

20

30

40

50

互いの断面位置が直交している。

【 0 0 6 5 】

制御部 9 は、ステップ S 0 4 で生成された画像データに基づく断層画像（心尖四腔像と心尖二腔像）を表示部 8 1 に表示させる（S 0 5）。図 5 は、このときの表示態様の一例を示している。同図における表示部 8 1（の表示画面）には、ステップ S 0 4 で生成された画像データに基づく断層画像が表示される断面位置指定画像表示部 8 1 A、8 1 B が設けられている。同図の断面位置指定画像表示部 8 1 A には心尖四腔像が表示され、断面位置指定画像表示部 8 1 B には心尖二腔像が表示されている。

【 0 0 6 6 】

また、心電同期による超音波診断の場合には、表示部 8 1 の心電図表示部 8 1 F に心電図が表示される。この心電図表示部 8 1 F には、断面位置指定画像表示部 8 1 A、8 1 B に表示された断層画像が取得された時間（時相、時刻）を示す時間カーソル T が表示される。図 5 では、心電図の R 波の時相に時間カーソル T が配置されている。ここで、心電図の時間方向（横方向）に時間カーソル T を移動（ドラッグアンドドロップ等）できるように構成するとともに、時間カーソル T の移動先の時間（時相）における断層画像をボリュームデータから生成して断面位置指定画像表示部 8 1 A、8 1 B に表示させるように構成することもできる。

【 0 0 6 7 】

断面位置指定画像表示部 8 1 B の横位置には、断面位置指定カーソル C 1、C 2、C 3 が設けられている。ユーザは、心尖四腔像や心尖二腔像を観察しつつ、たとえば、操作部 8 2 のマウスを操作して断面位置指定カーソル C 1 ~ C 3 をそれぞれ上下方向（心臓の長軸方向）にドラッグアンドドロップすることによって断面位置を指定する（S 0 6）。

【 0 0 6 8 】

制御部 9 は、たとえば、心尖四腔像（及び / 又は心尖二腔像）の表示画面における座標と、断面位置指定カーソル C 1 ~ C 3 の表示画面における座標とに基づいて、心尖四腔像の画像データにおける、指定された断面位置の座標を決定し、画像処理部 5 に送る。

【 0 0 6 9 】

M P R 処理部 5 2 は、制御部 9 から送られた座標の情報と、ステップ S 0 3 にて生成された複数のボリュームデータに基づき、指定された各断面位置において心臓の短軸方向に断面を有する断層画像の画像データをそれぞれ生成する（S 0 7）。このとき、M P R 処理部 5 2 は、複数のボリュームデータのそれぞれについて、指定された各断面位置における断層画像の画像データを生成する。

【 0 0 7 0 】

制御部 9 は、ステップ S 0 7 にて生成された画像データのうち、ステップ S 0 4 と同じボリュームデータから生成された画像データに基づく断層画像を、表示部 8 1 の断層画像表示部 8 1 C、8 1 D、8 1 E に表示させる（S 0 8）。なお、ステップ S 0 7 において、ステップ S 0 8 の表示処理に関わる画像データを優先的に生成し、その他の画像データの生成処理については、ステップ S 0 8 以降の処理のバックグラウンドで実行するようにしてもよい。

【 0 0 7 1 】

図 5 に示す例においては、断面位置指定カーソル C 1 ~ C 3 は、それぞれ、心臓の心尖部レベル、乳頭筋レベル、心基部レベルに指定されている。この場合、断層画像表示部 8 1 C には、断面位置指定カーソル C 1 にて指定された心尖部レベルの断層画像（心尖部短軸像）G 1 が表示される。また、断層画像表示部 8 1 D には、断面位置指定カーソル C 2 にて指定された乳頭筋レベルの断層画像（乳頭筋短軸像）G 2 が表示される。また、断層画像表示部 8 1 E には、断面位置指定カーソル C 3 にて指定された心基部レベルの断層画像（心基部短軸像）G 3 が表示される。

【 0 0 7 2 】

ユーザは、操作部 8 2 を操作して、各断層画像表示部 8 1 C、8 1 D、8 1 E に表示された断層画像上に計測画像領域を指定する（S 0 9）。この操作は、たとえば、マウスを

10

20

30

40

50

ドラッグして断層画像上に計測画像領域を示す境界を入力することで行う。

【 0 0 7 3 】

図 6 は、図 5 の心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2 及び心基部短軸像 G 3 に対する計測画像領域の指定態様の一例を表している。なお、各短軸像 G 1 ~ G 3 に示す内側の点線は心臓壁の内膜を示し、外側の点線は外膜を示している。ユーザは、表示された短軸像 G 1 ~ G 3 を観察しつつ操作部 8 2 を操作して、内膜及び外膜をそれぞれなぞるようにして計測画像領域を示す線を入力する。

【 0 0 7 4 】

それにより、図 6 に示すように、心尖部短軸像 G 1 には、その心臓壁の内膜をなぞって得られる内膜位置画像 m 1 と、外膜をなぞって得られる外膜位置画像 M 1 とが入力される。また、乳頭筋短軸像 G 2 には、その心臓壁の内膜をなぞって得られる内膜位置画像 m 2 と、外膜をなぞって得られる外膜位置画像 M 2 とが入力される。また、心基部短軸像 G 3 には、その心臓壁の内膜をなぞって得られる内膜位置画像 m 3 と、外膜をなぞって得られる外膜位置画像 M 3 とが入力される。

10

【 0 0 7 5 】

以上で、超音波画像の取得及び計測画像領域の指定は終了となる。

【 0 0 7 6 】

〔計測画像領域のトラッキング処理及び運動情報の演算処理〕

次に、図 7 ~ 図 1 4 を参照し、計測画像領域のトラッキング処理（変位演算処理）及び運動情報の演算処理について説明する。以下、取得対象となる運動情報ごとに説明する。以下に説明する各処理は、図 4 のフローチャートのステップ S 0 9 に続いて実行される。なお、以下に説明する複数の処理を順次に行ってもよいし、並行して行ってもよい。また、異なる処理において実行される同一のプロセスは、それぞれ個別に実行する必要はない。

20

【 0 0 7 7 】

（運動情報：捻れ運動）

まず、心臓壁の捻れ運動の状態を運動情報として取得するときの処理について、図 7、図 8 を参照しつつ説明する。断層画像表示部 8 1 C、8 1 D、8 1 E に表示された断層画像上に計測画像領域が指定されると（S 0 9）、変位演算部 6 1 は、時系列に沿った複数のボリュームデータのそれぞれについて生成された断層画像の画像データ（S 0 7）に基づいて内膜位置画像 m 1 の 2 次元トラッキングを実行することにより、心尖部短軸像 G 1 の断面に直交する方向（心臓の長軸方向）を軸とする内膜位置画像 m 1 の回転角度（局所運動情報）を演算する。同様に、乳頭筋短軸像 G 2 及び心基部短軸像 G 3 についても、心臓の長軸方向を軸とする内膜位置画像 m 2、m 3 の回転角度（局所運動情報）を演算する（S 1 1）。なお、内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 に代えて、外膜位置画像 M 1、M 2、M 3 の回転角度を演算してもよい。

30

【 0 0 7 8 】

このとき、変位演算部 6 1 は、たとえば各時相について、ステップ S 0 9 で内膜位置画像 m 1 等が入力された時相（基準時相）に対する回転角度として内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 の回転角度を演算する。また、時系列に沿って隣接するフレーム（つまり連続するフレーム）における内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 の回転角度を順次演算していくようにしてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

運動情報演算部 6 2 は、内膜位置画像 m 1 の回転角度と、内膜位置画像 m 2 の回転角度との差（相対回転角度）を演算する（S 1 2）。同様に、内膜位置画像 m 2 の回転角度と、内膜位置画像 m 3 の回転角度との差（相対回転角度）を演算する（S 1 3）。これらの相対回転角度は、発明の「差異情報」の一例に相当する。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 1 2、S 1 3 の処理について、図 8 を参照しつつ具体的に説明する。断層画像表示部 8 1 C、8 1 D、8 1 E において、たとえば反時計回り方向を正の回転方向（+

50

方向)と定義する。また、内膜位置画像m1の回転角度を θ_1 、内膜位置画像m2の回転角度を θ_2 、内膜位置画像m3の回転角度を θ_3 とする。

【0081】

このとき、ステップS12で演算される相対回転角度 θ_{12} は、 $\theta_{12} = \theta_1 - \theta_2$ (又は、 $\theta_2 - \theta_1$)によって算出される。また、ステップS13で演算される相対回転角度 θ_{23} は、 $\theta_{23} = \theta_2 - \theta_3$ (又は、 $\theta_3 - \theta_2$)によって算出される。

【0082】

ステップS12で得られる相対回転角度 θ_{12} は、心尖部短軸像G1の断面位置と乳頭筋短軸像G2の断面位置との間における心臓壁の捻れ運動の状態(大きさ)を反映する情報である。つまり、相対回転角度 $\theta_{12} = 0$ ($\theta_1 = \theta_2$)である場合、これらの断面位置の間の任意の位置において、心臓壁は同じ方向に同じ角度だけ回転しており、回転方向への捻れは無いものと考えることができる。

10

【0083】

一方、 $|\theta_{12}| > 0$ である場合には、これらの断面位置の間において回転角度に差異があり、心臓壁が回転角度方向に捻れていることになる。この心臓壁の捻れは、相対回転角度 θ_{12} の絶対値が大きいくほど大きくなる。たとえば、 θ_1 の符号と θ_2 の符号とが異なる場合、すなわち内膜位置画像m1の回転方向と内膜位置画像m2の回転方向とが逆である場合には、相対回転角度 θ_{12} の絶対値は比較的大きくなる。

【0084】

ステップS13で得られる相対回転角度 θ_{23} は、同様に、乳頭筋短軸像G2の断面位置と心基部短軸像G3の断面位置との間における心臓壁の捻れ運動の大きさを反映する情報である。

20

【0085】

制御部9は、ステップS12、S13で演算された相対回転角度 θ_{12} 、 θ_{23} を、心臓壁の捻れ運動の大きさを示す運動情報として表示部81に表示させる(S14)。この表示された相対回転角度 θ_{12} 、 θ_{23} を参照することにより、ユーザは、心臓壁の捻れ運動の大きさを把握することができる。ここで、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれ相対回転角度を演算し、この2つの相対回転角度に基づいて捻れ運動の大きさを評価することもできる(たとえば2つの相対回転角度の平均値を取るなど。)

【0086】

30

なお、相対回転角度 θ_{12} を時間で微分することにより、内膜位置画像m1、m2の間における心臓壁の捻れ運動の速度を求めることができる。同様に、相対回転角度 θ_{23} を時間で微分することにより、内膜位置画像m2、m3の間における心臓壁の捻れ運動の速度を求めることができる。そして、これらの速度を表示部81に表示させるように構成することが可能である。ここで、「微分」とは、通常微分演算とともに、相対回転角度を求めたフレーム間の時間間隔で当該相対回転角度を除算する処理も含むものとする。

【0087】

(運動情報：相対回転勾配)

心臓壁の相対回転勾配を運動情報として取得するときの処理について、図9、図10を参照しつつ説明する。この相対回転勾配は、心臓壁の捻れ運動の度合いを示す運動情報である。

40

【0088】

まず、変位演算部61が、図7のステップS11と同様にして、心尖部短軸像G1の内膜位置画像m1の回転角度 θ_1 と、乳頭筋短軸像G2の内膜位置画像m2の回転角度 θ_2 と、心基部短軸像G3の内膜位置画像m3の回転角度 θ_3 とをそれぞれ演算する(S21)。

【0089】

次に、運動情報演算部62が、ステップS12、S13と同様にして、内膜位置画像m1の回転角度 θ_1 と、内膜位置画像m2の回転角度 θ_2 との相対回転角度 θ_{12} を演算し(S22)、内膜位置画像m2の回転角度 θ_2 と、内膜位置画像m3の回転角度 θ_3 と相

50

対回転角度 θ_{23} を演算する (S 2 3) 。

【 0 0 9 0 】

運動情報演算部 6 2 は、続いて、心尖部短軸像 G 1 と乳頭筋短軸像 G 2 との間の距離 d_{12} を演算し (S 2 4)、乳頭筋短軸像 G 2 と心基部短軸像 G 3 との間の距離 d_{23} を演算する (S 2 5)。この距離 d_{12} 、 d_{23} は、たとえば、ステップ S 0 6 の後に制御部 9 によって求められた、心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 の断面位置の座標に基づいて演算することができる。

【 0 0 9 1 】

更に、運動情報演算部 6 2 は、図 1 0 に示すように、ステップ S 2 2 で求めた相対回転角度 θ_{12} を、ステップ S 2 4 で求めた距離 d_{12} で除算して、内膜位置画像 m 1 と内膜位置画像 m 2 との間における相対回転勾配 $\alpha_{12} = \theta_{12} / d_{12}$ を演算する (S 2 6)。同様に、運動情報演算部 6 2 は、ステップ S 2 3 で求めた相対回転角度 θ_{23} を、ステップ S 2 5 で求めた距離 d_{23} で除算して、内膜位置画像 m 2 と内膜位置画像 m 3 との間における相対回転勾配 $\alpha_{23} = \theta_{23} / d_{23}$ を演算する (S 2 7)。

10

【 0 0 9 2 】

制御部 9 は、ステップ S 2 6、S 2 7 で演算された相対回転勾配 α_{12} 、 α_{23} を、心臓壁の捻れ運動の度合いを示す運動情報として表示部 8 1 に表示させる (S 2 8)。

【 0 0 9 3 】

相対回転勾配 α_{12} は、心尖部レベルの内膜と乳頭筋レベルの内膜の間における単位距離当たりの捻れの大きさを示している。また、相対回転勾配 α_{23} は、乳頭筋レベルの内膜の心基部レベルの内膜と間における単位距離当たりの捻れの大きさを示している。つまり、相対回転勾配 α_{12} 、 α_{23} は、心臓壁 (内膜) の捻れの度合いを反映した運動情報である。ユーザは、表示された相対回転勾配 α_{12} 、 α_{23} を参照することにより、心臓壁の捻れ運動の度合いを把握することができる。なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれ相対回転勾配を演算し、この 2 つの相対回転勾配に基づいて捻れ運動の度合いを評価することもできる (たとえば 2 つの相対回転勾配の平均値を取るなど) 。

20

【 0 0 9 4 】

(運動情報 : 長軸方向への伸縮)

心臓壁の長軸方向への伸縮 (ショートニング) を運動情報として取得するときの処理について、図 1 1、図 1 2 を参照しつつ説明する。

30

【 0 0 9 5 】

まず、変位演算部 6 1 は、時系列に沿った複数のボリュームデータ (S 0 3) に基づいて、心尖部短軸像 G 1 の内膜位置画像 m 1、乳頭筋短軸像 G 2 の内膜位置画像 m 2、心基部短軸像 G 3 の内膜位置画像 m 3 の 3 次元トラッキングをそれぞれ行うことにより、内膜位置画像 m 1、内膜位置画像 m 2、内膜位置画像 m 3 のそれぞれについて、計測画像領域が指定された断層画像 3 次元的な変位 (x_1 、 y_1 、 z_1)、(x_2 、 y_2 、 z_2)、(x_3 、 y_3 、 z_3) を演算する (S 3 1)。これらの変位は、「局所運動情報」の一例に相当する。なお、内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 に代えて、外膜位置画像 M 1、M 2、M 3 の 3 次元的な変位を演算するようにしてもよい。

40

【 0 0 9 6 】

このとき、変位演算部 6 1 は、たとえば各時相について、ステップ S 0 9 で内膜位置画像 m 1 等が入力された基準時相に対する 3 次元的な変位として、内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 の 3 次元的な変位を演算する。また、連続するフレームにおける内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 の 3 次元的な変位を順次演算していくようにしてもよい。

【 0 0 9 7 】

なお、 x 、 y は、それぞれ、図 2、図 3 に示す X 方向 (いずれかの方向を + X 方向とする。)、Y 方向への変位を表す。なお、この X 方向と Y 方向とを含む平面は、心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 の断面と平行になっている。また、 z は、X 方向及び Y 方向に直交する Z 方向 (たとえば乳頭筋レベルから見て心尖の方向を

50

- Z方向とし、心基部の方向を+ Z方向とする。)への変位を表す。このZ方向は、心臓の長軸方向と平行になっている。

【0098】

変位演算部61は、更に、これらの3次元的な変位(x_1 、 y_1 、 z_1)、(x_2 、 y_2 、 z_2)、(x_3 、 y_3 、 z_3)のそれぞれから、Z方向(長軸方向)への変位 z_1 、 z_2 、 z_3 を抽出する(S32)。

【0099】

なお、ここでは心尖部短軸像G1等の断面がXY平面に平行であると仮定したが、心尖部短軸像G1等の断面がxy平面に平行でない場合であっても、3次元的な変位(ベクトル)をZ方向に投影することによって、Z方向への変位を容易に演算することが可能である。

10

【0100】

次に、運動情報演算部62は、図12に示すように、内膜位置画像m1のZ方向への変位 z_1 と、内膜位置画像m2のZ方向への変位 z_2 との差を演算することにより、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{12} = z_1 - z_2$ (又は $z_2 - z_1$)を求める(S33)。同様に、運動情報演算部62は、内膜位置画像m2のZ方向への変位 z_2 と、内膜位置画像m3のZ方向への変位 z_3 との差を演算することにより、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{23} = z_2 - z_3$ (又は $z_3 - z_2$)を求める(S34)。これらの伸縮 z_{12} 、 z_{13} は、「差異情報」の一例に相当する。

20

【0101】

制御部9は、ステップS33、S34で演算された心臓壁の伸縮 z_{12} 、 z_{23} を、心臓壁の伸縮の大きさを示す運動情報として表示部81に表示させる(S35)。ユーザは、表示された心臓壁の伸縮 z_{12} 、 z_{23} を参照することにより、心臓壁の伸縮の大きさを把握することができる。

【0102】

なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれ心臓壁の伸縮を演算し、この2つの伸縮の値に基づいて伸縮の大きさを評価することもできる(たとえば2つの伸縮の値の平均値を取るなど)。

【0103】

また、伸縮 z_{12} を時間で微分することにより、内膜位置画像m1、m2の間における心臓壁の伸縮運動の速度を求めることができる。同様に、伸縮 z_{23} を時間で微分することにより、内膜位置画像m2、m3の間における心臓壁の伸縮運動の速度を求めることができる。そして、これらの速度を表示部81に表示させるように構成することが可能である。ここでも、「微分」は前述の意味と同様である。

30

【0104】

(運動情報：長軸方向のストレイン)

心臓壁の長軸方向のストレインを運動情報として取得するときの処理について、図13、図14を参照しつつ説明する。このストレインは、心臓壁の歪みの大きさの度合いを示す情報であり、心臓壁の歪み状態を示すものである。

40

【0105】

まず、長軸方向への伸縮を求める場合と同様にして、変位演算部61が、内膜位置画像m1、内膜位置画像m2、内膜位置画像m3のそれぞれについて、計測画像領域が指定された断層画像3次元的な変位(x_1 、 y_1 、 z_1)、(x_2 、 y_2 、 z_2)、(x_3 、 y_3 、 z_3)を演算し(S41)、これらの3次元的な変位から、Z方向(長軸方向)への変位 z_1 、 z_2 、 z_3 をそれぞれ抽出する(S42)。

【0106】

次に、運動情報演算部62が、前述の場合と同様にして、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{12} = z_1 - z_2$ を演算し(S43)、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{23} = z_2 - z_3$ を演算する(S

50

44)。

【0107】

また、運動情報演算部62は、図9のステップS24、S25と同様にして、計測画像領域が指定された心尖部短軸像G1、乳頭筋短軸像G2、心基部短軸像G3について、心尖部短軸像G1と乳頭筋短軸像G2との間の距離 d_{12} を演算し(S45)、乳頭筋短軸像G2と心基部短軸像G3との間の距離 d_{23} を演算する(S46)。

【0108】

運動情報演算部62は、更に、ステップS43で演算した伸縮 z_{12} をステップS45で演算した距離 d_{12} で除算することにより、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレイン $z_{12} = z_{12} / d_{12}$ を演算する(S47)。また、運動情報演算部62は、ステップS44で演算した伸縮 z_{23} をステップS46で演算した距離 d_{23} で除算することにより、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレイン $z_{23} = z_{23} / d_{23}$ を演算する(S48)。

10

【0109】

制御部9は、ステップS47、S48で演算された心臓壁のストレイン z_{12} 、 z_{23} を、心臓壁のストレインの大きさを示す運動情報として表示部81に表示させる(S49)。ユーザは、表示された心臓壁のストレイン z_{12} 、 z_{23} を参照することにより、心臓壁の歪みの大きさを把握することができる。

【0110】

なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれストレインを演算し、この2つのストレインの値に基づいて歪みの大きさを評価することもできる(たとえば2つのストレインの値の平均値を取るなど)。

20

【0111】

(運動情報：長軸方向のストレインレート)

心臓壁の長軸方向のストレインレートを運動情報として取得するときの処理について説明する。このストレインレートは、心臓壁の歪み(ストレイン)の時間変化率を示す情報であり、心臓壁の歪み状態を示すものである。

【0112】

ストレインレートを求める場合、図13のフローチャートのステップS41~S48と同様の処理を行って、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレイン z_{12} と、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレイン z_{23} とを演算する。

30

【0113】

ここで、ストレイン z_{12} 、ストレイン z_{23} は、2つの時相 t_1 、 t_2 ($t_1 < t_2$)における心尖部短軸像G1、乳頭筋短軸像G2、心基部短軸像G3について演算されるものである。運動情報演算部62は、ストレイン z_{12} を時間間隔 $t = |t_1 - t_2|$ で除算することにより、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレインレートを演算する。また、ストレイン z_{23} を時間間隔 t で除算することにより、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレインレートを演算する。なお、通常の微分演算を実行することにより、ストレインからストレインレートを算出するようにしてもよい。

40

【0114】

制御部9は、演算された心臓壁のストレインレート z_{12} / t 、 z_{23} / t を、心臓壁のストレインの時間変化率を示す運動情報として表示部81に表示させる。ユーザは、表示された心臓壁のストレインレートを参照することにより、心臓壁の歪みの時間変化率を把握することができる。

【0115】

なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれストレインレートを演算し、この2つのストレインレートの値に基づいて歪みの時間変化率を評価することもできる(たとえば2つのストレインレートの値の平均値を取るなど)。

50

【0116】

[作用・効果など]

以上に説明したように動作する超音波診断装置1によれば、次のような作用、効果が奏される。

【0117】

この超音波診断装置1は、まず、生体組織(心臓)の2以上の断面位置(たとえば心尖部レベル、乳頭筋レベル、心基部レベルの3つの断面位置)について、それぞれ動画像の画像データを生成する。この動画像の画像データは、時系列に沿った一連の断層画像の画像データ(フレーム)である。なお、画像をリアルタイム表示させる場合においては、CPU等の動作速度などを考慮すると動画像を表示できないこともあるが、その場合には、たとえば、ボリュームデータに対してMPR処理を施すなどして得られる断層画像を表示するのみとすることが可能である。

10

【0118】

次に、超音波診断装置1は、2以上の断面位置のそれぞれについて、一連の断層画像のうち1つの断層画像を表示させる。ユーザは、操作部82を操作して、表示された各断層画像に計測画像領域を指定する。計測画像領域が指定されると、超音波診断装置1は、各断面位置の断層画像に指定された計測画像領域の時系列に沿った変位を演算する。そして、2以上の断面位置についてそれぞれ演算された計測画像領域の変位に基づいて、生体組織の運動の状態を示す運動情報を演算する。

【0119】

このように、1つの断面位置における計測画像領域の変位(局所運動情報)によって生体組織の運動を計測していた従来の手法とは異なり、この実施形態に係る超音波診断装置1は、2以上の断面位置にそれぞれ計測画像領域を指定し、この2以上の計測画像領域の変位(局所運動情報)をそれぞれ求めて運動情報を取得するように作用するので、生体組織の3次元的な運動の計測を行うことが可能となる。

20

【0120】

特に、各断面位置における計測画像領域の変位に基づいて、異なる断面位置の間における相対的な変位(相対変位(差異情報); 上述した相対回転角度、伸縮など)を求め、この相対変位に基づいて生体組織の3次元的な運動を計測することができる。また、このような相対変位に基づいて計測を行うことにより、断面位置の間の部分についてはデータ解析を行う必要がない(つまり、3次元的なデータ解析を行う必要がない)ので、3次元的な計測を短時間で実行できるというメリットもある。

30

【0121】

また、2次元の断層画像に指定された計測画像領域をボリュームデータに基づいて3次元的にトラッキングすることにより、計測画像領域の3次元的な変位を求めることができるため、精度の高い計測を行うことができる。

【0122】

なお、取得目的の運動情報によって2次元的なトラッキングと3次元的なトラッキングとを切り換えて行うようにすれば、処理の効率化を図ることもできる。また、取得目的の運動情報に応じて、2次元トラッキングのみを実行可能な超音波診断装置や、3次元トラッキングのみを実行可能な超音波診断装置を構成することも可能である。

40

【0123】

また、この超音波診断装置1によれば、表示される疑似的な3次元画像に計測画像領域を指定する従来の構成とは異なり、ボリュームデータに基づく断層画像(MPR画像)を表示させ、この断層画像に対して計測画像領域の指定を行うようになっているので、計測画像領域を容易に指定することが可能である。

【0124】

この超音波診断装置1によれば、上記の運動情報以外にも、たとえば、心臓壁の厚さの変化(速度)、心臓壁の厚さ方向(短軸方向)におけるストレインやストレインレート、長軸方向を軸とする心臓壁の内膜や外膜の回転角度(回転速度)、長軸方向を軸とする回

50

転方向における心臓壁のストレインやストレインレート、長軸方向を軸とする回転方向における心臓壁の内膜と外膜との相対回転角度など、各種の(局所)運動情報を取得することも可能である。これらの運動情報は、従来と同様に、1つの断層画像における2次元トラッキングによって求めることができる。また、3次元トラッキングを用いる場合であっても、たとえば、ボリウムデータを所定の視線方向に射影して得られる画像(レンダリング処理により得られる画像)によって運動情報を取得することができる。以下、これらの運動情報の演算方法の一例を簡単に説明する。

【0125】

心臓壁の厚さ(壁厚)の変化は、時相の異なる2つの断層画像について、それぞれ、心臓壁の厚さを演算し、それらの差を求めることにより取得できる。ここで、心臓壁の壁厚は、内膜(又は外膜)の任意の位置において、その位置において内膜(又は外膜)に接する接線に直交する直線を探し、この直線が外膜(又は内膜)と交わる位置(交点)を探るとともに、当該任意の位置と交点との間の距離を演算することによって求めることができる。また、壁厚の変化速度は、2つの断層画像の間の時間で壁厚の変化を除算したり、壁厚の変化に対して通常の微分処理(時間を変数とする微分処理)を施したりすることにより、容易に求めることができる。

10

【0126】

心臓壁の厚さ方向におけるストレインは、上記の壁厚の変化を探るとともに、この壁厚の変化を、2つの断層画像のうち一方の断層画像(或る時相の断層画像)における壁厚の値で除算することにより求めることができる。ストレインレートは、このストレインの値を、2つの断層画像の時相の時間間隔で除算する(若しくは時間で微分する)ことにより求めることができる。

20

【0127】

長軸方向を軸とする心臓壁の内膜(外膜)の回転角度は、時相の異なる2つの断層画像について、内膜(外膜)の短軸方向における回転方向の位置をそれぞれ探るとともに、一方の断層画像における内膜(外膜)の位置に対する他方の断層画像における内膜(外膜)の位置を演算することにより求めることができる。また、回転速度についても前述の要領で容易に求めることができる。

【0128】

長軸方向を軸とする回転方向における心臓壁のストレインは、時相の異なる2つの断層画像について、内膜(外膜)の2つの位置の回転方向における距離をそれぞれ演算し、この2つの距離の差を演算する。そして、2つの断層画像の一方について演算された距離で当該差の値を除算することにより求めることができる。また、ストレインレートは、このストレインの値を、2つの断層画像の時相の時間間隔で除算することにより求めることができる。

30

【0129】

長軸方向を軸とする回転方向における心臓壁の内膜と外膜との相対回転角度は、時相の異なる2つの断層画像における内膜の回転角度と外膜の回転角度とを求め(上述)、それらの差を演算することにより求めることができる。

【0130】

なお、この実施形態においては、心臓の短軸方向に平行な計測画像領域を指定しているが、長軸方向に平行な断面に計測画像領域を指定することもできる。その場合、長軸方向における捻れ運動や相対回転勾配については、当該断面の断層画像における2次元トラッキングによって求めることができる。また、短軸方向への伸縮、ストレイン、ストレインレートについては、ボリウムデータを用いて3次元トラッキングを実行することにより求めることができる。

40

【0131】

更に、心臓の任意の断面に平行な計測画像領域を指定することも可能である。その場合、計測画像領域に平行な方向の変位のみから取得できる運動情報については、当該断面に平行な方向の断層画像における2次元トラッキングにより求めることができる。また、当

50

該断面に直交する方向の変位が必要な運動情報については、ボリュームデータを用いて3次元トラッキングを実行することにより求めることができる。

【0132】

また、ボリュームデータを生成するための任意のスキャン態様で3次元超音波スキャンを行う場合においても同様の運動情報取得処理を実施することができる。たとえば、2次元のスキャン面を回転走査させる場合などにおいても、この実施形態と同様の処理を実行することができる。すなわち、生体組織のボリュームデータを生成できさえすれば、超音波のスキャン態様は任意に選択できる。

【0133】

[変形例]

以上に詳述した超音波診断装置1は、この発明に係る超音波診断装置を好適に実施するための一具体例に過ぎないものである。以下、この発明に係る超音波診断装置に関する各種の変形例を説明する。

【0134】

[変形例1]

この変形例は、生体組織に対する3次元超音波スキャンにより得られるボリュームデータに基づく画像に対する計測画像領域の指定操作の容易化を図るものである。この変形例に係る超音波診断装置は、上記実施形態に係る超音波診断装置1と同様の構成を有する。以下、この変形例に係る処理を説明する。

【0135】

画像処理部5のMPR処理部52が時系列に沿った一連の断層画像の画像データを生成するまでの処理は、上記実施形態と同様である。なお、上記実施形態においては、2以上の断面位置について、それぞれ断層画像の画像データを生成しているが、この変形例では、1つの断面位置についてのみ断層画像の画像データを生成してもよい。

【0136】

制御部9は、一連の断層画像のうちの1つの断層画像を表示部81に表示させる。ユーザは、操作部82を操作して、表示された断層画像に計測画像領域を指定する。これにより、疑似的な3次元画像を表示して計測画像領域の指定を行う従来の構成と比較して、計測画像領域を容易に指定することが可能になる。

【0137】

この変形例によれば、たとえば心臓の短軸方向の断面に平行な計測画像領域を指定する場合、前述した運動情報のうちのたとえば心臓壁の厚さの変化(速度)、心臓壁の厚さ方向におけるストレインやストレインレート、長軸方向を軸とする心臓壁の内膜や外膜の回転角度(回転速度)、長軸方向を軸とする回転方向における心臓壁のストレインやストレインレート、長軸方向を軸とする回転方向における心臓壁の内膜と外膜との相対回転角度などを演算することが可能である。

【0138】

[変形例2]

上記実施形態の超音波診断装置1では、ユーザが操作部82を操作して計測画像領域を指定するように構成されている。この変形例は、計測画像領域の指定操作を自動的に行うものである。

【0139】

この変形例に係る超音波診断装置の一例を図15に示す。同図に示す超音波診断装置100は、上記実施形態の超音波診断装置1とほぼ同様の構成を有するが、画像処理部5に計測画像領域指定部53を備えている点が異なっている。また、この変形例に特徴的な処理を実行するために、上記実施形態とは異なる医用画像処理プログラム72を備えている。

【0140】

計測画像領域指定部53は、MPR処理部52により生成された断層画像(たとえば心尖部短軸像、乳頭筋短軸像、心基部短軸像)の画像データを解析し、この断層画像に計測

10

20

30

40

50

画像領域を指定する。

【0141】

より具体的に説明すると、計測画像領域指定部53は、たとえば一般的な境界抽出処理を適用して、この画像データの各画素の画素値を解析することにより、生体組織の境界部分(心臓壁の内膜、外膜など)を抽出する。そして、計測画像領域指定部53は、抽出した境界部分を、当該断層画像における計測画像領域として指定する。計測画像領域指定部53は、この発明の「指定手段」の一例に相当するもので、たとえば医用画像処理プログラム72に基づいて動作するマイクロプロセッサ等を含んで構成される。

【0142】

この計測画像領域指定部53が行う処理は、図4のフローチャートのステップS09の手順に相当する。なお、計測画像領域指定部53が計測画像領域の指定処理を行うとき、断層画像を表示部81に表示させてもよいし、表示させなくてもよい。

10

【0143】

また、自動指定された計測画像領域をユーザが確認できるように、この計測画像領域が入力された断層画像を表示部81に表示させることが望ましい。このとき、操作部82を用いて計測画像領域を適宜に変更できるように構成することが望ましい。

【0144】

この変形例によれば、計測画像領域を自動的に指定するように構成されているので、計測画像領域の指定が容易になる(実際、自動指定された計測画像領域をそのまま用いるときには、計測画像領域の指定作業は不要になる。)

20

【0145】

〔変形例3〕

上記実施形態の超音波診断装置1では、超音波振動子が2次元的に配列された2次元超音波振動子を用いることにより、3次元超音波スキャンを電子的に行っている。この変形例は、超音波振動子が1次元方向に配列された1次元超音波プローブを搭載した超音波診断装置に関するものである。

【0146】

1次元超音波プローブを用いる場合、1次元方向(図2、3における主走査方向X)への超音波スキャンしか電子的に実行できないので、3次元超音波スキャンを行うときには副走査方向Yへのスキャンを手動若しくは機械的に行うようになっている。

30

【0147】

このような1次元超音波プローブを用いる場合にも、3次元超音波スキャンに基づくボリュームデータを生成し、このボリュームデータに基づいて断層画像の画像データを生成するとともに、この断層画像を表示させて計測画像領域を指定するように構成することが可能である。

【0148】

〔変形例4〕

上記実施形態の超音波診断装置1は、心尖部レベルや乳頭筋レベル等の2以上の断面位置における断層画像に指定された計測画像領域の時系列に沿った変位を演算し、この2以上の断面位置における計測画像領域の変位に基づいて生体組織の運動情報を演算するものである。すなわち、上記実施形態では、指定された計測画像領域の変位のみに基づいて運動情報を演算するようになっている。

40

【0149】

この変形例は、指定された計測画像領域以外の計測画像領域を自動的に別途指定するとともに、この自動的に指定された計測画像領域の変位を加味して運動情報を演算するものである。以下、この変形例に係る超音波診断装置について説明する。この変形例の超音波診断装置は、図15に示す超音波診断装置100と同様に、計測画像領域指定部53を備えている。

【0150】

この変形例に係る超音波診断装置の動作を説明する。ユーザは、上記実施形態と同様に

50

、表示部 8 1 に表示された心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 の計測画像領域として、たとえば内膜位置画像 m 1、m 2、m 3 と外膜位置画像 M 1、M 2、M 3 とをそれぞれ計測画像領域として指定する（図 5、図 6 参照）。なお、〔変形例 2〕の自動指定処理によって計測画像領域を指定してもよい。

【 0 1 5 1 】

計測画像領域指定部 5 3 は、指定された計測画像領域 m 1 ~ m 3、M 1 ~ M 3 以外の計測画像領域を指定する。その一例として、計測画像領域指定部 5 3 は、図 1 6 に示すように、心尖部短軸像 G 1 よりも外側の位置に内膜位置画像 m 4 及び外膜位置画像 M 4 を指定し、心尖部短軸像 G 1 と乳頭筋短軸像 G 2 との間の位置に内膜位置画像 m 5 及び外膜位置画像 M 5 を指定し、乳頭筋短軸像 G 2 と心基部短軸像 G 3 との間に内膜位置画像 m 6 及び外膜位置画像 M 6 を指定する。

10

【 0 1 5 2 】

この計測画像領域自動指定処理についてより具体的に説明する。計測画像領域指定部 5 3 は、まず、ユーザ等により計測画像領域が指定された心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 の断面位置（座標）に基づいて、新たな計測画像領域を指定する断面位置（座標）を決定する。この処理は、たとえば、心尖部短軸像 G 1 から乳頭筋短軸像 G 2 と反対方向に所定距離だけ離れた位置の座標（第 1 の Z 座標）を求め、心尖部短軸像 G 1 の Z 座標と乳頭筋短軸像 G 2 の Z 座標とに基づいてこれらの断面の中央の座標（第 2 の Z 座標）を求め、乳頭筋短軸像 G 2 の Z 座標と心基部短軸像 G 3 の Z 座標との中央の座標（第 3 の Z 座標）を求める。

20

【 0 1 5 3 】

次に、M P R 処理部 5 2 が、ボリュームデータに基づき、第 1 ~ 第 3 の Z 座標において、心尖部短軸像 G 1 等と平行な方向の断層画像の画像データをそれぞれ生成する。

【 0 1 5 4 】

計測画像領域指定部 5 3 は、第 1 の Z 座標における断層画像の画像データの画素値を解析するなどして心臓壁の境界部分を抽出し、内側の境界部分を内膜位置画像 m 4 とし、外側の境界部分を外膜位置画像 M 4 とする。同様に、第 2 の Z 座標における断層画像の画像データの画素値を解析するなどして心臓壁の境界部分を抽出し、内側の境界部分を内膜位置画像 m 5 とし、外側の境界部分を外膜位置画像 M 5 とし、第 3 の Z 座標における断層画像の画像データの画素値を解析するなどして心臓壁の境界部分を抽出し、内側の境界部分を内膜位置画像 m 6 とし、外側の境界部分を外膜位置画像 M 6 とする。そして、これらの内膜位置画像 m 4 ~ m 6、外膜位置画像 M 4 ~ M 6 を、それぞれ新たな計測画像領域として指定する。

30

【 0 1 5 5 】

この変形例の変位演算部 6 1 は、ユーザ等により指定された計測画像領域 m 1 ~ m 3、M 1 ~ M 3 と、計測画像領域指定部 5 3 により指定された計測画像領域 m 4 ~ m 6、M 4 ~ M 6 の全てについて、それぞれ、時系列に沿った変位を演算する。

【 0 1 5 6 】

運動情報演算部 6 2 は、計測画像領域 m 1 ~ m 6、M 1 ~ M 6 の全ての変位に基づいて、運動情報を演算する。たとえば、心臓壁の捻れ運動を評価する場合、内膜位置画像 m 4 と内膜位置画像 m 1 との相対回転角度を演算し、内膜位置画像 m 1 と内膜位置画像 m 5 との相対回転角度を演算し、内膜位置画像 m 5 と内膜位置画像 m 2 との相対回転角度を演算し、内膜位置画像 m 2 と内膜位置画像 m 6 との相対回転角度を演算し、内膜位置画像 m 6 と内膜位置画像 m 3 との相対回転角度を演算する。外膜位置画像 M 1 ~ M 6 についても同様にして相対回転角度を演算することができる。

40

【 0 1 5 7 】

制御部 9 は、演算された相対回転角度に基づく運動情報を表示部 8 1 に表示させる。このように、この変形例によれば、上記実施形態よりも精度の高い運動情報を取得することができる。

【 0 1 5 8 】

50

〔変形例 5〕

上記実施形態では、計測画像領域を指定する断面位置をユーザが指定するようになっているが（図 5 の断面位置指定カーソル C 1 ~ C 3 参照）、この断面位置を自動的に指定するように構成することも可能である。

【0159】

たとえば、術前術後観察や経過観察のように、過去に同一の生体組織について取得した超音波画像の画像データが存在する場合には、指定された断面位置を記憶しておくことにより、過去に指定された断面位置の情報を読み出して、今回の断面位置として自動的に指定することができる。

【0160】

また、心尖部レベル、乳頭筋レベル、心基部レベルなど、典型的な断面位置をあらかじめ設定しておくとともに、たとえば B モード画像の画像データやボリュームデータに基づいて典型的な断面位置を決定することができる。

【0161】

また、B モード画像の画像データ等に基づいて、生体組織の大きさ（たとえば心臓の長軸方向の長さなど）を解析し、その大きさを複数に分割したときの各断面位置を、計測画像領域を指定する断面位置として指定するように構成することも可能である。

【0162】

〔その他〕

上記の実施形態においては、生体組織の変位を求め、この変位を微分（時間間隔で除算）して速度を求めるようになっているが、まず、速度を求め、その速度を積分して変位を求めるようにしてもよい。

【0163】

また、上記の実施形態においては、生体組織の（より大局的な）運動の状態を示す運動情報を求めて表示するようになっているが、各計測画像領域における局所運動情報を表示するように構成してもよい。その場合において、運動情報を演算し表示させない場合には、局所運動情報を演算して表示するために必要な構成のみを備えた超音波診断装置を適用することが可能である（これは、後述の医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムにおいても同様である。）。

【0164】

第 2 の実施の形態

この発明に係る医用画像処理装置について説明する。この医用画像処理装置は、たとえば、超音波診断装置に接続されたコンピュータや、超音波画像の画像データを保管する P A C S (P i c t u r e A r c h i v i n g a n d C o m m u n i c a t i o n S y s t e m) 等のデータベースに接続されたコンピュータを含んで構成される。図 1 7 は、この発明に係る医用画像処理装置の一例を表している。なお、同図において、第 1 の実施の形態と同様の構成部分には同じ符号が付されている。

【0165】

図 1 7 に示す医用画像処理装置 1 0 0 0 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 と同様の画像処理部 5、演算処理部 6、記憶部 7、ユーザインターフェイス 8 及び制御部 9 を備えている。記憶部 7 は、この発明の「記憶手段」の一例として作用する。この医用画像処理装置 1 0 0 0 は、LAN (L o c a l A r e a N e t w o r k) 等のネットワーク N を介して超音波診断装置 2 0 0 0 や医用画像データベース 3 0 0 0 に接続されている。この実施形態の制御部 9 は、ネットワーク N を通じてデータ通信を行うネットワークアダプタを備えている。

【0166】

医用画像処理装置 1 0 0 0 の動作について説明する。この医用画像処理装置 1 0 0 0 には、超音波診断装置 2 0 0 0 や医用画像データベース 3 0 0 0 から超音波画像の画像データが入力される。

【0167】

10

20

30

40

50

入力された画像データがBモード画像の画像データである場合、ボリュームデータ生成部51が、この画像データに基づくボリュームデータを生成する。MPR処理部52は、第1の実施の形態と同様に、このボリュームデータに基づいて、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを生成する。この一連の断層画像の画像データは、記憶部7に記憶される。

【0168】

また、入力された画像データがボリュームデータである場合、MPR処理部52が、このボリュームデータに基づいて、時系列に沿った一連の断層画像の画像データを生成する。この一連の断層画像の画像データは、記憶部7に記憶される。

【0169】

医用画像処理装置1000は、記憶部7に記憶された一連の断層画像の画像データ（及びボリュームデータ）に基づいて、第1の実施の形態と同様の処理を実行する（図4～図14参照）。それにより、生体組織の3次元的な運動の計測を短時間で行うことができる。また、生体組織の運動を計測する領域を容易に指定することが可能になる。

【0170】

この実施形態の変形例として、画像処理部5に計測画像領域指定部53を設けた構成を適用することができる（図15参照。医用画像処理プログラム72に基づく処理）。それにより、第1の実施の形態の変形例2や変形例4と同様の処理を実行することができる。

【0171】

第3の実施の形態

この発明に係る医用画像処理プログラムについて説明する。第1、第2の実施形態で説明した医用画像処理プログラム71、72は、この発明に係る医用画像処理プログラムの一例である。医用画像処理プログラムは、第1の実施の形態やその変形例において説明した処理をコンピュータに実行させるものである。この医用画像処理プログラムは、当該コンピュータに内蔵されたハードディスクドライブ等の記憶装置にあらかじめ記憶されていてもよいし、LAN等のネットワーク上のサーバ等にあらかじめ記憶しておき、当該コンピュータがこれを読み出して実行するようにしてもよい。

【0172】

この医用画像処理プログラムは、コンピュータによって読み取りが可能な状態で任意の記憶媒体に記憶させることが可能である。この記憶媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）、半導体メモリなどがある。

【図面の簡単な説明】

【0173】

【図1】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図2】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態における超音波のスキャン態様の一例を説明するための概略説明図である。

【図3】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態における超音波のスキャン態様の一例を説明するための概略説明図である。

【図4】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の動作態様の一例を表すフローチャートである。

【図5】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による表示画面の表示態様の一例を表す概略図である。

【図6】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による表示画面の表示態様の一例を表す概略図である。

【図7】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理の一例を表すフローチャートである。

【図8】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理を説明するための

10

20

30

40

50

概略説明図である。

【図 9】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理の一例を表すフローチャートである。

【図 10】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理を説明するための概略説明図である。

【図 11】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理の一例を表すフローチャートである。

【図 12】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理を説明するための概略説明図である。

【図 13】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理の一例を表すフローチャートである。

【図 14】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による処理を説明するための概略説明図である。

【図 15】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の変形例の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 16】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の変形例による処理を説明するための概略説明図である。

【図 17】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【符号の説明】

【0174】

- 1 超音波診断装置
- 2 2次元超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
 - 41 Bモード処理部
- 5 画像処理部
 - 51 ボリュームデータ生成部
 - 52 MPR処理部
- 6 演算処理部
 - 61 変位演算部
 - 62 運動情報演算部
- 7 記憶部
 - 71、72 医用画像処理プログラム
- 8 ユーザーインターフェイス
 - 81 表示部
 - 82 操作部
- 9 制御部
- P 2次元スキャン面
- R 3次元スキャン領域
- X 主走査方向
- Y 副走査方向
- m1～m6 内膜位置画像
- M1～M6 外膜位置画像
- 1000 医用画像処理装置

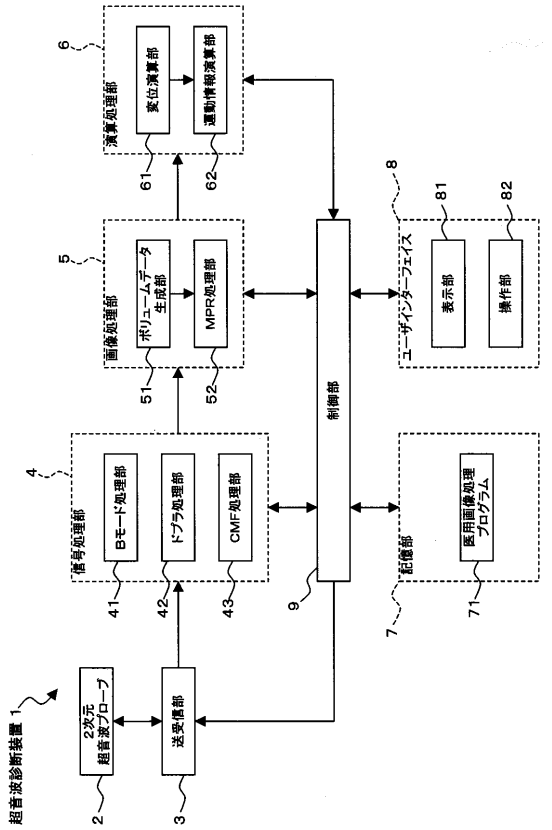
10

20

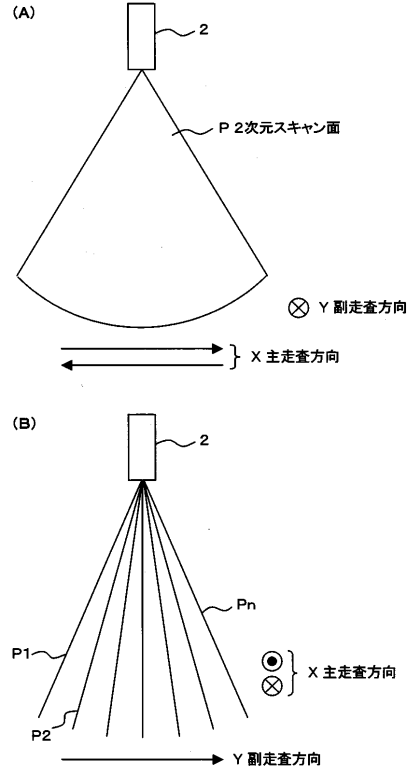
30

40

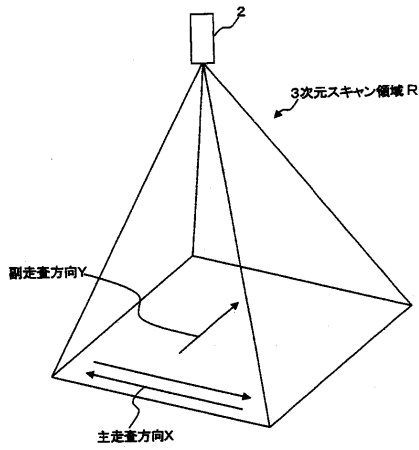
【図1】



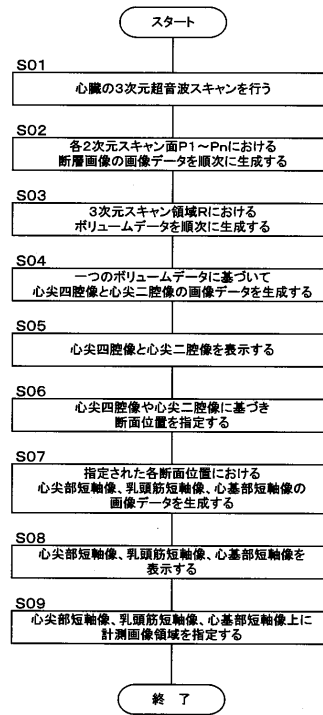
【図2】



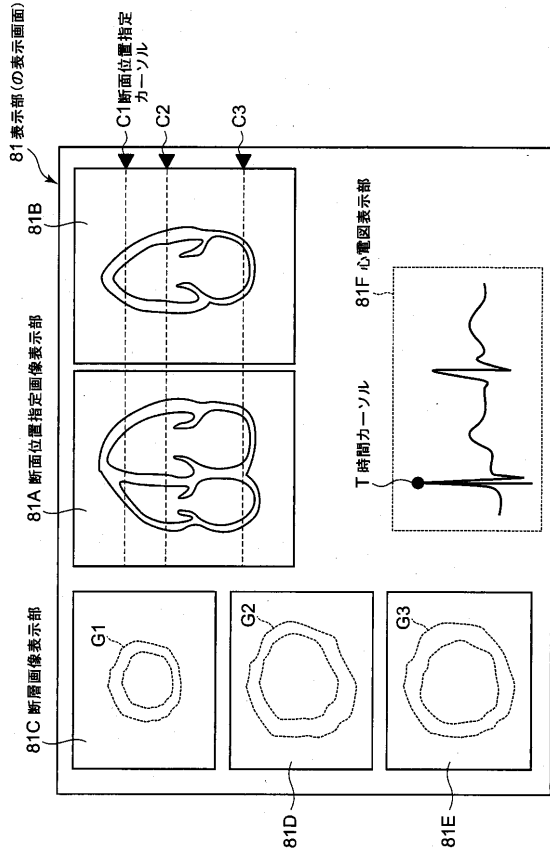
【図3】



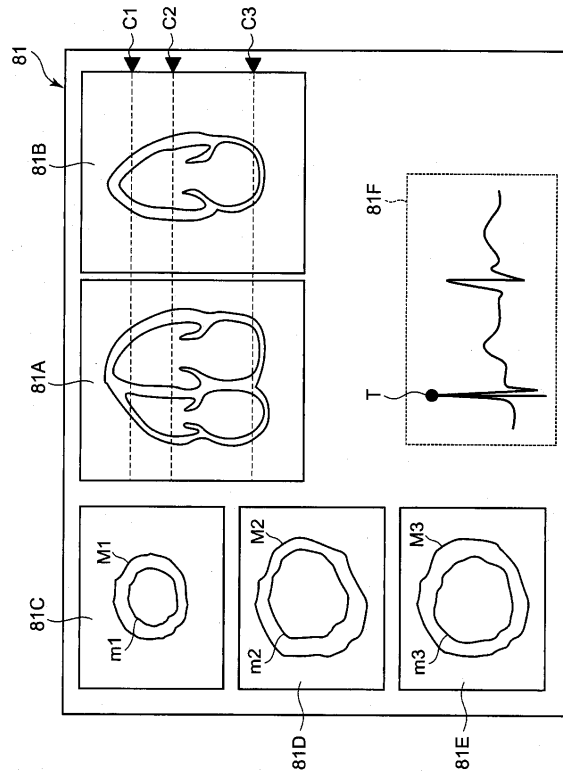
【図4】



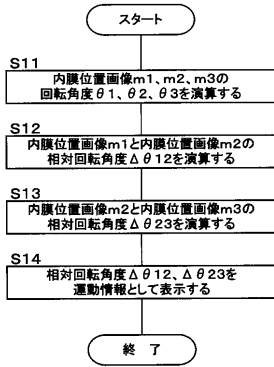
【図5】



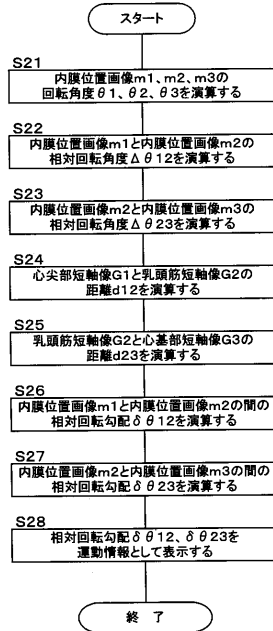
【図6】



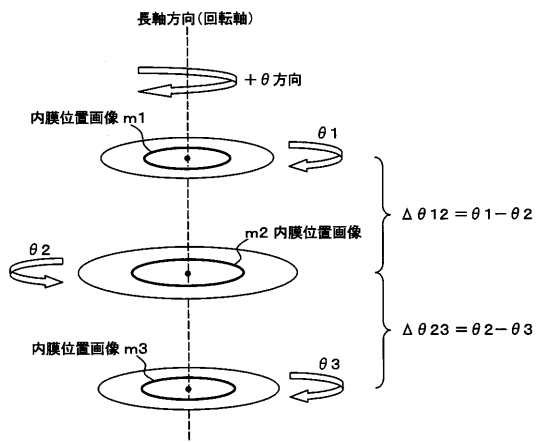
【図7】



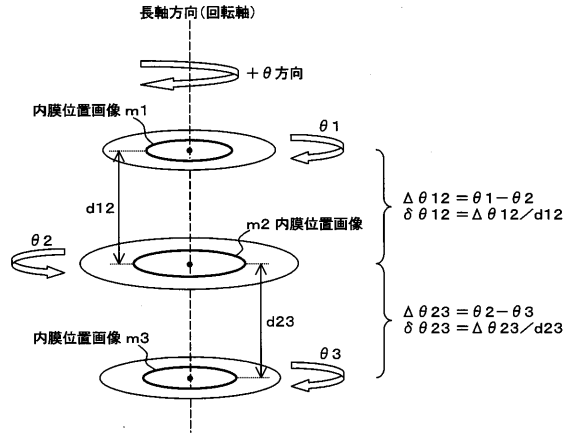
【図9】



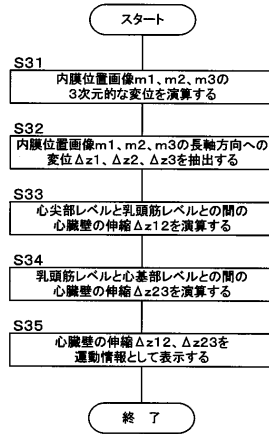
【図8】



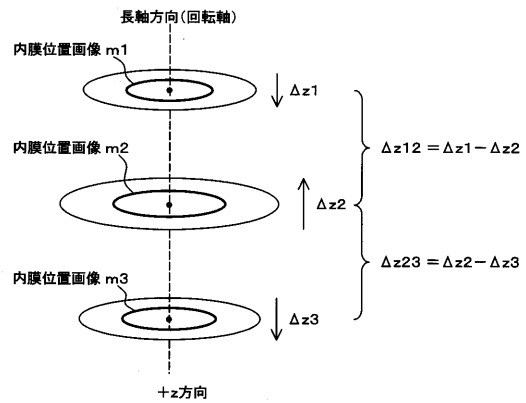
【図10】



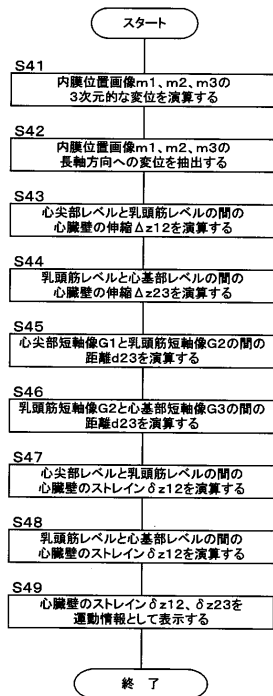
【図11】



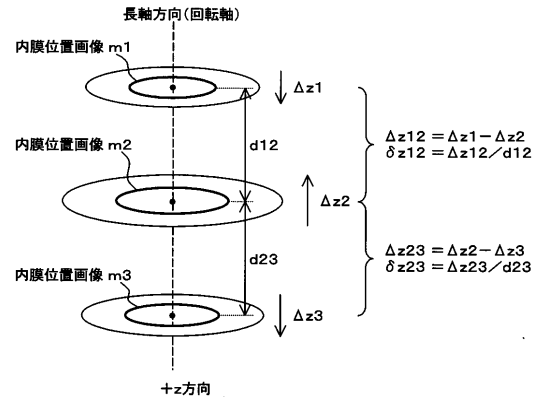
【図12】



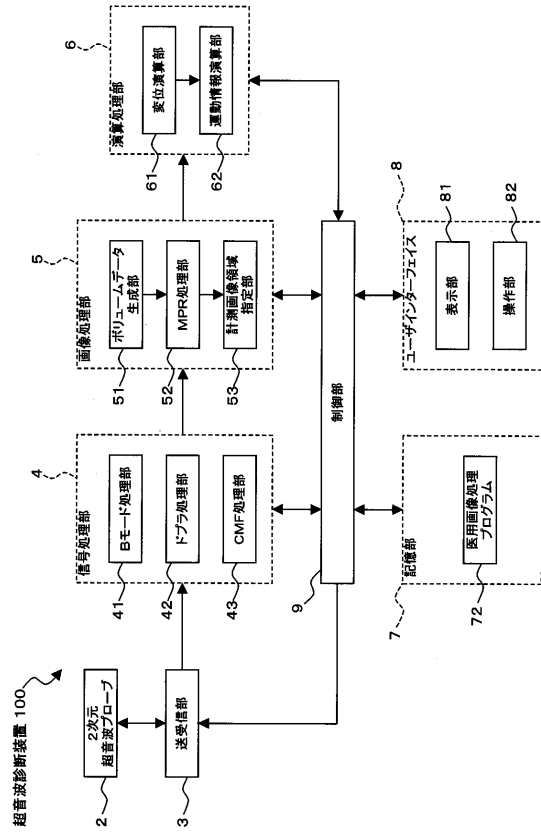
【図13】



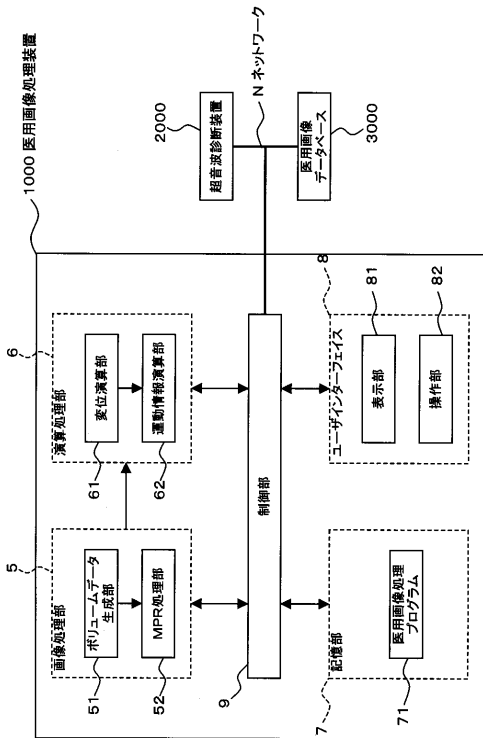
【図14】



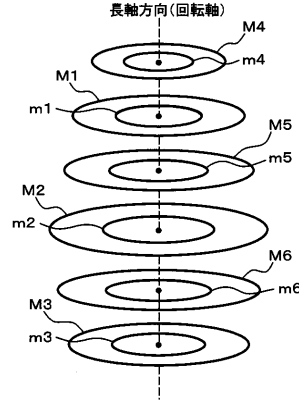
【図15】



【図17】



【図16】



フロントページの続き

(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

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開2004-313291(JP,A)

特開2006-006933(JP,A)

特開2002-140690(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP4745133B2	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2006149414	申请日	2006-05-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	川岸哲也 阿部康彦		
发明人	川岸 哲也 阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 G06T7/20		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE07 4C601/FF08 4C601/JB47 4C601/JC02 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK31		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007319190A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够在短时间内执行生物组织三维运动测量的超声波检查仪。解决方案：图像处理部分5基于生物组织的B模式图像的图像数据生成体数据，并且基于体数据沿着时间序列分别在两个或更多个截面位置生成一系列断层图像的图像数据。控制部分9在显示部分81上的每个截面位置上显示单个断层图像。用户操作操作部分82并在显示的断层图像上指定测量图像区域。变形计算部分61计算沿着指定测量图像区域的时间序列的每个截面位置上的变形。运动信息计算部分62基于计算出的测量图像区域在各个截面位置上的变形来计算生物组织的运动信息。

【图 1】

