

(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2009-78136

(P2009-78136A)

(43) 公開日 平成21年4月16日(2009.4.16)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F 1  
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-226873 (P2008-226873)  
 (22) 出願日 平成20年9月4日(2008.9.4)  
 (31) 優先権主張番号 特願2007-233277 (P2007-233277)  
 (32) 優先日 平成19年9月7日(2007.9.7)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法

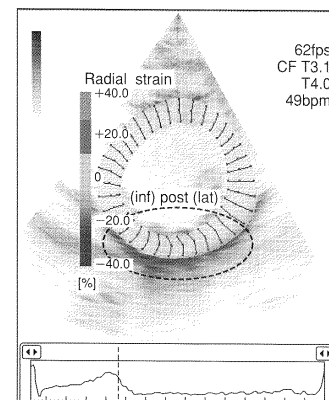
## (57) 【要約】

【課題】 心筋の多層構造に起因する複雑な心臓運動の直観的把握を支援することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】 組織の移動ベクトル情報を用いて、ゲージ端点とゲージ中間点とによって定義される折れ線である複数のストレインゲージを各時相において設定し、各時相における超音波画像に対応する位置に各ストレインゲージが重畳されたストレインゲージ画像を生成し表示する。また、基準時相からの回転角度を計算し、各ゲージ端点（及び必要に応じてゲージ中間点）について、ゲージ端点間における回転差情報を生成し、所定の形態で表示する。従って、例えば、ゲージ端点を心筋の内膜と外膜とに設定し、ゲージ中間点を中膜に設定することで、心筋の各領域や心筋全体における内外膜の回転差や、中膜に対する内膜側と外膜側との回転差といった定量的な情報を生成する。

【選択図】 図7

図 7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して得られる超音波画像データを、前記運動についての一周期以上の期間に亘って収集するデータ収集ユニットと、

所定時相の前記超音波画像データに対して二次元的な組織の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、

前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定するストレインゲージ設定ユニットと、

少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成する移動ベクトル情報生成ユニットと、

前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定し、当該各ストレインゲージを対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成する画像生成ユニットと、

前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示する表示ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記端点の一方は心壁内膜を基準とする位置に、前記端点の他方は心筋外膜を基準とする位置に、それぞれ設定されており、

前記ストレインゲージは、前記被検体の心臓の壁厚方向に設定されている請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記中間点は、心壁内部の位置に設定されている請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記設定ユニットは、前記基準時相を含む複数の時相の超音波画像データ上に心臓の回転中心を設定し、

前記時相毎の超音波画像データ上の各ストレインゲージにつき、前記回転中心に対する前記一方の端点、前記他方の端点、前記中間点における基準時相からの回転角を計算する計算ユニットと、

前記一方の端点、前記他方の端点、前記中間点における基準時相からの回転角を用いて、内膜側の回転角と外膜側の回転角との差を示す回転差情報を生成する回転差情報生成ユニットと、をさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記回転差情報を所定の形態で表示する請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記回転差情報生成ユニットは、前記心臓の心筋部位に関する解剖学的セグメント毎に生成する請求項 4 記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記画像生成ユニットは、前記回転差情報に基づいて内膜側の回転角と外膜側の回転角との差がカラーコード化され、前記超音波画像データの対応する位置にマッピングされた前記ストレインゲージ画像を生成する請求項 4 記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記回転差情報生成ユニットは、前記回転差情報として、前記回転角の時間変化曲線を生成する請求項 4 記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記表示ユニットは、治療前の前記ストレインゲージ画像と治療後の前記ストレインゲージ画像とを、又は負荷前の前記ストレインゲージ画像と負荷後の前記ストレインゲージ画像とを、同時に又は交互に表示する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診

10

20

30

40

50

断装置。

【請求項 9】

前記回転差情報は、異なる二つの超音波画像データを用いて生成された二つの前記回転差情報同士を差分することで、前記回転差情報の時間的变化に関する情報を生成し、

前記表示ユニットは、前記回転差情報の時間的变化に関する情報を所定の形態で表示する請求項 4 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記端点の一方は心壁内膜に対応する位置に、前記端点の他方は心筋外膜に対応する位置に、前記一つ以上の中間点は心筋中間膜に対応する位置に、それぞれ設定されている請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記二つの端点、及び前記一つ以上の中間点は、前記心臓の心筋を構成する複数の層或いはその境界に対応してそれぞれ設定されている請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して収集された、前記運動についての一周期以上の期間に亘る超音波画像データを記憶する記憶ユニットと、

所定時相の前記超音波画像データに対して二次元的な組織の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、

前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定するストレインゲージ設定ユニットと、

少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成する移動ベクトル情報生成ユニットと、

前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定し、当該各ストレインゲージに対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成する画像生成ユニットと、

前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示する表示ユニットと、

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 13】

コンピュータに、

周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して収集された、前記運動についての一周期以上の期間に亘る超音波画像データに対して、所定時相に関する二次元的な組織の関心領域を設定させる領域設定機能と、

前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定させるゲージ設定機能と、

少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成させる移動ベクトル情報生成機能と、

前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定させ、当該各ストレインゲージに対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成させる画像生成機能と、

前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 14】

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記端点の一方は心壁内膜を基準とする位置に、前記端点の他方は心筋外膜を基準とす

10

20

30

40

50

る位置に、それぞれ設定されており、

前記ストレインゲージは、前記被検体の心臓の壁厚方向に設定されている請求項 1 3 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 1 5】

前記中間点は、心壁内部の位置に設定されている請求項 1 4 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 1 6】

コンピュータに、

前記基準時相を含む複数の時相の超音波画像データ上に心臓の回転中心を設定させる回転中心設定機能と、

前記時相毎の超音波画像データ上の各ストレインゲージにつき、前記回転中心に対する前記一方の端点、前記他方の端点、前記中間点における基準時相からの回転角を計算させる計算機能と、

前記一方の端点、前記他方の端点、前記中間点における基準時相からの回転角を用いて、内膜側の回転角と外膜側の回転角との差を示す回転差情報を生成させる回転差情報生成機能と、

前記回転差情報を所定の形態で表示させる表示機能と、

をさらに実現させる請求項 1 4 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 1 7】

記回転差情報の生成においては、前記心臓の心筋部位に関する解剖学的セグメント毎に生成する請求項 1 6 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 1 8】

前記ストレイン画像の生成においては、前記回転差情報に基づいて内膜側の回転角と外膜側の回転角との差がカラーコード化され、前記超音波画像データの対応する位置にマッピングされた前記ストレインゲージ画像を生成する請求項 1 6 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 1 9】

前記回転差情報の生成においては、前記回転差情報として、前記回転角の時間変化曲線を生成する請求項 1 6 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 0】

前記表示においては、治療前の前記ストレインゲージ画像と治療後の前記ストレインゲージ画像とを、又は負荷前の前記ストレインゲージ画像と負荷後の前記ストレインゲージ画像とを、同時に又は交互に表示する請求項 1 3 乃至 1 9 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 1】

前記回転差情報の生成においては、異なる二つの超音波画像データを用いて生成された二つの前記回転差情報同士を差分することで、前記回転差情報の時間的变化に関する情報を生成し、

前記表示においては、前記回転差情報の時間的变化に関する情報を所定の形態で表示する請求項 1 6 記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 2】

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記端点の一方は心壁内膜に対応する位置に、前記端点の他方は心筋外膜に対応する位置に、前記一つ以上の中間点は心筋中間膜に対応する位置に、それぞれ設定されている請求項 1 3 乃至 2 1 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 3】

前記被検体の所定部位は心臓であり、

前記二つの端点、及び前記一つ以上の中間点は、前記心臓の心筋を構成する複数の層或いはその境界に対応してそれぞれ設定されている請求項 1 3 乃至 2 1 のうちいずれか一項記載の超音波画像処理プログラム。

10

20

30

40

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波画像を用いてストレイン観察を行う場合に、例えば心臓の内外膜間で分割されたゲージを超音波画像に重畳させて表示することで、心筋の多層構造に起因する複雑な壁運動の直観的把握を支援するための超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

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。近年、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。

## 【0003】

例えば、画像中の局所的なパターンマッチングを行いながら、変位や歪みといった局所の壁運動情報を計算するスペックルトラッキングと呼ばれる技術が実用化されている（例えば、特許文献1参照）。また、このスペックルトラッキングを利用して、例えば歪み計測用の2点間のペアを結ぶ「ストレインゲージ」を表示するストレインゲージ表示法が提案されている（例えば、特許文献1、特許文献2、非特許文献1参照）。

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【特許文献2】特開2007-117611号公報

【非特許文献1】大阪市大論文： 小川他 Am J Cardiol 2006; 98: 1531-1538

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、従来のストレインゲージ表示では、あくまで内膜位置と外膜位置とを結ぶ2点間の線分の動きの様子を表現するに過ぎず、そこから把握できる心臓組織の動きの情報には、限界がある。従って、多層構造を有する心筋について、例えば内膜側と外膜側とを分離して詳細な壁運動の様子を観察することはできない。

## 【0005】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心筋の多層構造に起因する複雑な心臓運動の直観的把握を支援することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法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】

## 【0006】

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。

## 【0007】

請求項1に記載の発明は、周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して得られる超音波画像データを、前記運動についての一周期以上の期間に亘って収集するデータ収集ユニットと、所定時相の前記超音波画像データに対して二次元的な組織の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定するストレインゲージ設定ユニットと、少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成する移動ベクトル情報生成ユニットと、前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定し、当該各ストレインゲージを対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成する画像生成ユニットと、前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示する表示ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

## 【0008】

請求項12に記載の発明は、周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して収

10

20

30

40

50

集された、前記運動についての一周期以上の期間に亘る超音波画像データを記憶する記憶ユニットと、所定時相の前記超音波画像データに対して二次元的な組織の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定するストレインゲージ設定ユニットと、少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成する移動ベクトル情報生成ユニットと、前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定し、当該各ストレインゲージを対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成する画像生成ユニットと、前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示する表示ユニットと、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

#### 【0009】

請求項13に記載の発明は、コンピュータに、周期的に運動する被検体の所定部位を超音波で走査して収集された、前記運動についての一周期以上の期間に亘る超音波画像データに対して、所定時相に関する二次元的な組織の関心領域を設定させる領域設定機能と、前記関心領域内に二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中間点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定させるゲージ設定機能と、少なくとも前記ストレインゲージを含む組織の移動ベクトル情報を、パターンマッチングを用いた処理により生成させる移動ベクトル情報生成機能と、前記設定されたストレインゲージと前記組織の移動ベクトル情報とを用いた追跡処理により、前記期間における他の各時相の超音波画像データ上にストレインゲージを所定数設定させ、当該各ストレインゲージを対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を生成させる画像生成機能と、前記ストレインゲージ画像を所定の形態で表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0010】

以上本発明によれば、心筋の多層構造に起因する複雑な心臓運動の直観的把握を支援することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法を実現することができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

30

#### 【0011】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。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。

#### 【0012】

なお、本実施形態においては、本発明の技術的思想を超音波診断装置に適用する場合を例として説明する。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明の技術的思想は、ワークステーション、パーソナルコンピュータ等を用いた超音波画像処理装置についても適用可能である。

#### 【0013】

40

また、本実施形態に係る各構成要素によって実現される機能、特に後述する移動ベクトル処理ユニット19、ゲージ設定ユニット36、回転差情報生成ユニット37(図1参照)によって実現される機能については、当該各構成要素と同様の処理を実行するソフトウェアプログラムをワークステーション等のコンピュータ、コンピュータ機能を有する超音波診断装置等にインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

#### 【0014】

50

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 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 13、受信ユニット 15、B モード処理ユニット 17、移動ベクトル処理ユニット 19、画像生成ユニット 21、表示ユニット 23、制御ユニット (CPU) 31、ゲージ設定ユニット 36、回転差情報生成ユニット 37、記憶ユニット 39、操作ユニット 41、ネットワーク送受信ユニット 43 を具備している。なお、本発明を超音波画像処理装置に適用する場合には、図 1 の点線内がその構成要素となる。

#### 【0015】

超音波プローブ 11 は、送信ユニット 13 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ク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等により、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。

#### 【0016】

送信ユニット 13 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 13 は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャ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。

#### 【0017】

受信ユニット 15 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、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

#### 【0018】

B モード処理ユニット 17 は、受信ユニット 15 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。

#### 【0019】

移動ベクトル処理ユニット 19 は、時相の異なる二つの二次元画像データ間や時相の異なる二つのボリュームデータ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、この移動位置に基づいて各組織の移動ベクトル (又は速度) を求める。具体的には、一方の二次元画像データ内の関心領域について、最も類似性の高い他方の二次元画像データ内の関心領域を求め、この関心領域間の距離を求めることで、組織の移動ベクトルを求めることができる。また、この移動ベクトルの大きさ (すなわち移動量) を二次元画像データのフレーム間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。この処理を二次元画像データ上の各位置でフレームバイフレームにて行うことにより、組織の変位 (移動ベクトル) 又は組織の速度に関する時空間分布データ (移動ベクトル情報) を取得することができる。

#### 【0020】

画像生成ユニット 21 は、B モード信号の所定断層に係る二次元分布を表した B モード超音波像を生成する。また、画像生成ユニット 21 は、ゲージ設定ユニット 36 によって設定された各画像データ上のストレーンゲージに基づいて、超音波画像上の対応する位置にストレーンゲージが重畳された画像 (ストレーンゲージ画像) を生成する。さらに、画像生成ユニット 21 は、回転差情報生成ユニット 37 において生成された回転差情報を用いて、当該回転差情報に対応する位置にカラーコード化された超音波画像を生成する。

## 【 0 0 2 1 】

表示部 2 3 は、画像生成ユニット 2 1 からのビデオ信号に基づいて、後述するように超音波画像、ストレインゲージ画像、回転差情報を所定の形態で表示する。また、表示部 2 3 は、画像上の解剖学的位置を示すためのマーカ (marker) や、カラーコード化された物理量の大きさを示すカラーバーを表示する。

## 【 0 0 2 2 】

制御ユニット (CPU) 3 1 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。特に、制御ユニット 3 1 は、記憶ユニット 3 9 に記憶された専用プログラムを図示していないメモリに展開することで、後述する運動情報生成機能を実行する。

## 【 0 0 2 3 】

ゲージ設定ユニット 3 6 は、移動ベクトル処理ユニット 1 9 の出力した移動ベクトル情報を用いて、後述するストレインゲージ設定等の処理を実行する。

## 【 0 0 2 4 】

回転差情報生成ユニット 3 7 は、移動ベクトル情報を用いて、後述する回転差情報生成処理を実行する。

## 【 0 0 2 5 】

記憶ユニット 3 9 は、磁気ディスク (フロッピー (登録商標) ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク (CD-ROM、DVD など)、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット 3 7 には、送受信条件、所定のスキャンシーケンス、各時相に対応する生データや超音波画像データ (例えば、組織ドプラモード、B モード等によって撮影された組織画像データ)、予め生成された時相毎のボリュームデータ、組織の移動ベクトル又は組織の速度に関する時空間分布データ、後述する運動情報生成機能を実現するためのプログラム、診断情報 (患者 ID、医師の所見等)、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム等を記憶する。

## 【 0 0 2 6 】

操作ユニット 4 1 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、任意の組織運動情報の選択等を行う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。

## 【 0 0 2 7 】

ネットワーク送受信ユニット 4 3 は、ネットワークを介して他の装置と情報の送受信を行う装置である。本超音波診断装置 1 において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、ネットワーク送受信ユニット 4 3 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

## 【 0 0 2 8 】

## ( 運動情報生成機能 )

次に、本超音波診断装置 1 が具備する運動情報生成機能について説明する。この機能は、心筋の局所的な歪み (ストレイン) を視覚的に示すための線分 (ゲージ) を生成し、これを超音波画像上の対応する位置に重畳させて表示するものである。また、必要に応じて、内膜と外膜の回転差に関する情報、或いは中膜 (内膜と外膜の中間に対応する層) に対する内膜と外膜の回転差に関する情報 (以下、共に「回転差情報」と呼ぶ。) を計算し、所定の形態にて表示するものである。

## 【 0 0 2 9 】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、診断対象が心臓である場合の運動情報生成機能を例とする。しかしながら、本運動情報生成機能の適用対象は、心臓に限定されず、実質的に周期的運動を行うものであれば、どのような部位であってもよい。

## 【 0 0 3 0 】

図 2 は、本運動情報生成機能に従う処理 (心臓の運動情報生成処理) の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って説明する。

## 【 0 0 3 1 】

### [ ステップ S 1 : データ収集 ]

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位について、所定の時刻を基準とし、少なくとも一心拍分以上の期間に亘る時系列の二次元画像データ（以下、「時系列の二次元画像データ群」と呼ぶ。）を収集する（ステップ S 1）。

#### 【 0 0 3 2 】

### [ ステップ S 2 : 移動ベクトル情報の演算処理 ]

次に、各組織運動情報が生成される（ステップ S 2）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット 19 は、収集された時系列の二次元画像データ群を構成する 1 心拍以上の各時相に対応する二次元画像データのうち、所定の時相における二次元画像データにおいてユーザからの指示等に基づいて心筋部位についての関心領域を抽出し、抽出した関心領域を二次元的なパターンマッチング処理により時間的に追跡することで、時空間的な移動ベクトル情報を演算する。また、この移動ベクトルを二次元画像データのフレーム間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。

10

#### 【 0 0 3 3 】

### [ ステップ S 3 : 中間点を含むストレインゲージ画像の生成 ]

次に、中間点を含むストレインゲージ画像の生成処理が実行される（ステップ S 3）。

#### 【 0 0 3 4 】

図 3 は、ストレインゲージ画像の生成において実行される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、まず、ゲージ設定ユニット 36 は、基準とする時相（例えば、初期時相としての収縮末期時相）に対応する超音波画像に対して、所定数（例えば数十程度）のストレインゲージを設定する（ステップ S 3 1）。すなわち、ゲージ設定ユニット 36 は、収縮末期時相で内外膜位置に初期輪郭を設定し、当該初期輪郭上に等間隔（或いは内膜重心を中心として等角度）に、予め設定された数だけのゲージ端点の一方を設定する。また、ゲージ設定ユニット 36 は、初期輪郭上の各ゲージ端点の一方における内膜面に対する法線が外膜と交差する位置をゲージ端点の他方として設定し、法線に沿ってゲージ端点同士を線分（ストレインゲージ）で結ぶ。さらに、ゲージ設定ユニット 36 は、各ストレインゲージの midpoint にゲージ中間点（ゲージ端点を結ぶ線分上に存在する中間点）を設定することで、ゲージ中間点を含む複数のストレインゲージを設定する。

20

#### 【 0 0 3 5 】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、心筋の内膜、中膜、外膜のそれぞれの動きを観察することを目的として、ゲージ端点の一方を内膜上に、ゲージ端点の他方を外膜上に、ゲージ中間点をゲージ端点間の midpoint に設定するものとした。しかしながら、これに拘泥されず、心筋の局所的な変形を視覚的に示すために有効であれば、ゲージ端点、ゲージ中間点の位置に制限はない。また、本実施形態では、心筋の内膜、中膜、外膜のそれぞれの動きを観察することを目的として、ゲージ中間点をゲージ端点間の midpoint に一つ設定した。しかしながら、この例に拘泥されず、ゲージ中間点は、ゲージ端点間であれば、所望の位置に所望の数だけ設定することができる。この様に、少なくとも一つの間中点を設定することで、複数の線分から構成されるストレインゲージを定義することができる。

30

#### 【 0 0 3 6 】

次に、ゲージ設定ユニット 36 は、基準時相において設定された各ストレインゲージと移動ベクトル情報とを用いて、他の時相の超音波画像に対して各ストレインゲージを設定する（ステップ S 3 2）。すなわち、ゲージ設定ユニット 36 は、基準時相において設定された各ストレインゲージを構成するゲージ端点及びゲージ中間点を移動ベクトル情報とを用いて追跡することで、各時相における各ストレインゲージを設定する。

40

#### 【 0 0 3 7 】

次に、画像生成ユニット 21 は、各ストレインゲージが超音波画像の対応する位置に重畳された各時相毎のストレインゲージ画像を生成する（ステップ S 3 3）。

#### 【 0 0 3 8 】

### [ ステップ S 4 : 回転差情報の生成 ]

次に、回転差情報生成ユニット 37 は、回転差情報を生成する（ステップ S 4）。

50

## 【 0 0 3 9 】

図 4 は、回転差情報の生成において実行される処理の流れを示したフローチャートである。まず、回転差情報生成ユニット 37 は、各時相での超音波画像に対して、回転中心を設定すると共に、心筋部位に関する解剖学的セグメント毎に回転差情報の演算を行う（ステップ S 4 1）。回転中心の設定は、例えば内膜の重心位置を採用する。また、解剖学的セグメントの割り付け（セグメンテーション）は、例えば、データ収集時に予め規定された断面を表示書式として割り付けておき、その表示書式に合わせてユーザがプローブ位置を調整することで、実行することができる。このセグメンテーションにより、心筋は、例えば、Sept/Ant/Lat/Post/Inf の各解剖学的領域に区分される。

## 【 0 0 4 0 】

次に、回転差情報生成ユニット 37 は、拡張末期時相での内膜重心位置に対して、例えば内外膜の各位置が反時計回りに回転する方向を正、時計回りを負として[degree]単位で、各時相につき心筋の各領域における回転情報を次の式（1）に従って計算する（ステップ S 4 2）。

## 【 0 0 4 1 】

$$\text{Rot}(i,o)=\text{Rot}(i)-\text{Rot}(o) \quad (\text{式 } 1)$$

なお、 $\text{Rot}(i,o)$  は、内膜に対する外膜の相対的な回転の差分値を、 $\text{Rot}(i)$  は各領域での内膜の回転角を、 $\text{Rot}(o)$  は各領域での外膜の回転角をそれぞれ意味する。

## 【 0 0 4 2 】

次に、回転差情報生成ユニット 37 は、心筋の領域毎の回転情報を、時相毎にプロットすることで、例えば図 5 に示すような回転差情報を生成する（ステップ S 4 3）。なお、図 5 において、“ES” は収縮末期時相を示し、“global” は心筋全体での平均値を示している。

## 【 0 0 4 3 】

上記例では、内膜及び外膜のみの情報から回転差情報を計算する式（1）を用いた例を示した。しかしながら、この例に拘泥されず、例えば中膜の運動をも考慮した次の式（2）に従って回転差情報を計算するようにしてもよい。

## 【 0 0 4 4 】

すなわち、拡張末期時相での内膜重心位置に対して、内膜と外膜および中膜の各位置が反時計回りに回転する方向を正、時計回りを負として[degree]単位として、内膜と中膜間の回転差に対する中膜と外膜間の相対的な回転差である回転情報RG(m)を、各時相で心筋の各領域につき次の式（2）に従って計算する（ステップ S 4 2）。

## 【 0 0 4 5 】

$$\begin{aligned} \text{RG}(m) &= \text{Rot}(i,m) - \text{Rot}(m,o) \\ &= \text{Rot}(i) - \text{Rot}(m) - (\text{Rot}(m) - \text{Rot}(o)) \\ &= \text{Rot}(i) - 2 * \text{Rot}(m) + \text{Rot}(o) \end{aligned} \quad (\text{式 } 2)$$

なお、 $\text{Rot}(i)$  は各領域での内膜の回転角、 $\text{Rot}(o)$  は各領域での外膜の回転角、 $\text{Rot}(m)$  は各領域での中膜の回転角である。

## 【 0 0 4 6 】

この場合、回転差情報生成ユニット 37 は、心筋の領域毎の回転情報を、時相毎にプロットすることで、例えば図 6 に示すような内外回転差情報を生成する（ステップ S 4 3）。なお、図 6 においても同様に、“ES” は収縮末期時相を示し、“global” は心筋全体での平均値を示している。

## 【 0 0 4 7 】

[ ステップ S 5 : ストレインゲージ画像・回転差情報の表示 ]

次に、表示ユニット 23 は、ストレインゲージ画像を所定の形態で表示する（ステップ S 5）。

## 【 0 0 4 8 】

図 7 は、ストレインゲージ画像の表示形態の一例（収縮末期時相からストレイン追跡が開始された、拡張末期時相に対応し、健常者の画像データを用いたもの）を示した図であ

10

20

30

40

50

る。同図から解るように、中膜領域に設定された中間点を含むストレインゲージによって、拡張末期まで内外膜位置だけでなく、中膜位置においてスペックルトラッキング法により追跡した結果も示されている。また、各画像の心筋部位に関する解剖学的セグメントをオリエンテーションするための支援情報（すなわち、Sept/Ant/Lat/Post/Infの文字情報）が、対応する心臓壁位置に割り付けてマーカ表示される。なお、このオリエンテーションのための画像と解剖学的セグメントとの対応付けは、例えば、データ収集時に予め規定された断面（短軸像等）を表示書式として割り付けておき、その表示書式に合わせてユーザがプローブ位置を調整することで、実現することができる。

#### 【0049】

図7に示したストレインゲージ画像において、例えば後壁（p s t）部位に着目すると、後述する図8の例（すなわち、ゲージ中間点を持たない内膜上の端点と外膜上の端点とで構成されるゲージストレインによる表示例）では内外膜間に回転差があることが示されるだけなのに対して、中膜位置が相対的に内外膜よりも回転の程度が小さく、「く」の字の如く変形しているストレインゲージを観察することができる。このことは、中間点を有するストレインゲージ、及びこれが重畳表示された超音波画像であるストレインゲージ画像により、心筋の多層構造に起因する複雑な壁運動の直感的把握が可能となることを示唆するものに他ならない。

#### 【0050】

より具体的には、内膜と中膜と外膜と言われる心臓の三層構造に対応して、各層にて内膜と中膜と外膜とが心臓の伸縮運動に伴い複雑な動態を示す結果が表現されていることが考えられる。この現象は従来法では把握不能であり、中間点を有するストレインゲージ、及びこれを含むストレインゲージ画像によって初めて提供される情報であることは言うまでもない。なお、本実施形態では、心臓を三層構造と捉えてその伸縮運動の動態を映像化した。しかしながら、心臓を三層構造と捉えたのは、あくまでも一例である。例えば、心臓を四層以上の多層構造と捉えた場合、複数のゲージ中間点やゲージ端点を各層に対応するように設定（例えば、各層の重心位置や境界位置に設定）することで、各層の伸縮運動の動態を映像化することができる。

#### 【0051】

図7では、健常者の場合を例示した。これに対し、例えば虚血性心疾患を有する患者の場合には、心筋の内膜側が先（鋭敏）に障害されることが知られている。従って、負荷エコーにより局所的な心筋虚血を誘発した場合に、負荷の前後で中間点を有するストレインゲージ、及びこれを含むストレインゲージ画像を観察し比較することは、臨床上有益であると言える。なぜなら、このような画像診断により、内膜側が負荷後に障害を起こして負荷前から運動状態に変化を来した場合に、その様子が本発明によるストレインゲージ表示の「く」の字の折れ具合の変化として、従来の観察形態に比して鋭敏かつ直感的に捉えることが可能であることが期待されるからである。また、負荷前後でなく、薬物等の治療前後による壁運動の変化の経過観察に関しても、同等の効果が期待されることは容易に理解されよう。このように時系列での超音波画像データ、或いは治療前後、負荷前後といった時間差をもって収集された超音波画像データ同士を、本運動情報生成機能によって比較観察することは、本実施形態に係る超音波診断装置1の好適な適用例であると言える。

#### 【0052】

また、本実施形態では、収縮末期時相を初期時相とし当該時相における超音波画像データ上において初期輪郭を設定して、拡張末期時相までの追跡による変化をストレインゲージ画像によって映像化した。しかしながら、これに拘泥されず、例えば拡張末期時相を初期時相とし当該時相における超音波画像データ上において初期輪郭を設定して、収縮末期時相までの追跡による変化をストレインゲージ画像によって映像化するようにしても、勿論構わない。

#### 【0053】

さらに、スペックルトラッキング法によれば、心尖像においても原理的には中膜の追跡が可能であるので、本実施形態で示した短軸像例だけでなく、例えば心尖像を用いて運動

10

20

30

40

50

情報生成機能によって観察するようにしてもよい。心尖像の場合、内外膜間の回転成分と言うよりは、長軸方向へのshortening運動に伴う内外膜各層間の移動距離の差がストレインゲージ表示によって直感的に表現されることになり、例えば内膜側と外膜側のどちらが壁厚増大に貢献しているかが容易に把握されるといった効果が期待される。

【0054】

また、ステップS4において生成された回転差情報(図5、図6参照)についても、所定の形態で表示される。このように、回転差情報を表示するようにすれば、心筋の各領域や心筋全体(global)における内外膜の回転差や、中膜に対する内膜側と外膜側の回転差が定量的に表現され、グラフで図示したようにその時間変化を解析することも可能となる。

10

【0055】

また、得られた回転差分パラメータをカラーコードに変換し、位置を対応付けてBモード像に重畳表示することで、新たな壁運動情報を提示するparametric-imagingも可能である。

【0056】

さらに、異なる時間に得られた超音波画像データに関する回差情報に対する時間的な変化を把握するために、回転差情報の差分を含む処理を用いて、当該回転差情報の時間的な変化に関する情報を生成し、所定の形態で表示するようにしてもよい。この様に、内外回転の差分を含む処理を用いることで得られる変化の結果のグラフ表示や、変化の結果をparametric-imagingで表示することにより、時間的な壁運動変化の程度の把握を支援することは、本超音波診断装置の好適な応用例と言える。

20

【0057】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0058】

本超音波診断装置では、組織の移動ベクトル情報を用いて、ゲージ端点とゲージ中間点とによって定義される折れ線である複数のストレインゲージを各時相において設定し、各時相における超音波画像に対応する位置に各ストレインゲージが重畳されたストレインゲージ画像を生成し表示する。観察者は、表示されたストレインゲージ画像により、例えば内膜、中膜、外膜のそれぞれの動きを区別して観察することができる。その結果、心筋の多層構造に起因する複雑な壁運動の直観的把握を支援することができる。

30

【0059】

また、本超音波診断装置では、基準時相からの回転角度を計算し、各ゲージ端点(及び必要に応じてゲージ中間点)について、ゲージ端点間における回転差情報を生成し、所定の形態で表示する。従って、例えば、ゲージ端点を心筋の内膜と外膜とに設定し、ゲージ中間点を中膜に設定することで、心筋の各領域や心筋全体における内外膜の回転差や、中膜に対する内膜側と外膜側との回転差といった定量的な情報を生成する。また、グラフによって時間的な変化を解析することもできる。その結果、心筋の多層構造に起因する複雑な壁運動の直観的把握を支援することができる。

【0060】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

40

【0061】

上記実施形態では、ゲージ中間点を有するストレインゲージを用いてストレインゲージ画像や回転差情報を生成し表示する構成を示した。これに対し、当然ながら、本超音波診断装置は、ゲージ中間点を有さないストレインゲージ(すなわち、内膜上の一方の端点と外膜状の他方の端点とから構成されるストレインゲージ)を用いて、ストレインゲージ画像や回転差情報を生成し表示することも可能である。これは、例えば上記ステップS3における中間点の設定等の処理を省略することで実現することができる。

50

## 【 0 0 6 2 】

図 8 は、ゲージ中間点を有さないストレインゲージを用いたストレインゲージ画像（収縮末期時相からストレイン追跡が開示された、拡張末期時相に対応し、健常者の画像データを用いたもの）の一例を示した図である。同図において、前壁（ant）、中隔（sp）、後壁（pst）の各部位に着目すると、線分の向きは内膜面に垂直でないことが解る。すなわち、これらの部位では、収縮末期から拡張末期の区間に生じた内膜の（重心に対する）回転の程度と外膜の回転の程度に差があることを意味する。一方、これら以外の部位では、線分の向きは内膜面に垂直なままであり、収縮末期から拡張末期の区間に生じた内膜の回転の程度と外膜の回転の程度が殆ど同等であったと考えられる。この様なゲージ中間点を有さないストレインゲージを用いたストレインゲージ画像によっても、内外膜間の距離の変化（壁厚変化）だけでなく、回転の程度の違いについても直感的な把握が可能であることが理解されよう。なお、回転差情報の表示形態は、既述の通りである。

10

## 【 0 0 6 3 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 6 4 】

以上本発明によれば、心筋の多層構造に起因する複雑な心臓運動の直観的把握を支援することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法を実現することができる。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 6 5 】

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

【 図 2 】 図 2 は、本局所的なストレインゲージの生成・表示機能に従う処理（局所的なストレインゲージの生成・表示処理）の流れを示したフローチャートである。

【 図 3 】 図 3 は、ストレインゲージ画像の生成において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 4 】 図 4 は、回転差情報の生成において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

30

【 図 5 】 図 5 は、内外回転差情報の一例を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、内外回転差情報の他の例を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、ゲージ中間点を用いたストレインゲージ画像の表示形態の一例を示した図である。

【 図 8 】 図 8 は、ゲージ中間点を有さないストレインゲージを用いたストレインゲージ画像の一例を示した図である。

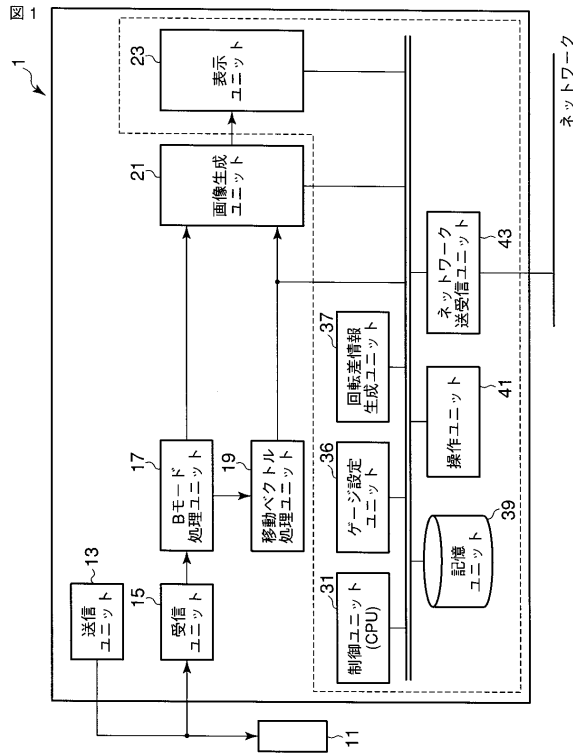
## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 6 6 】

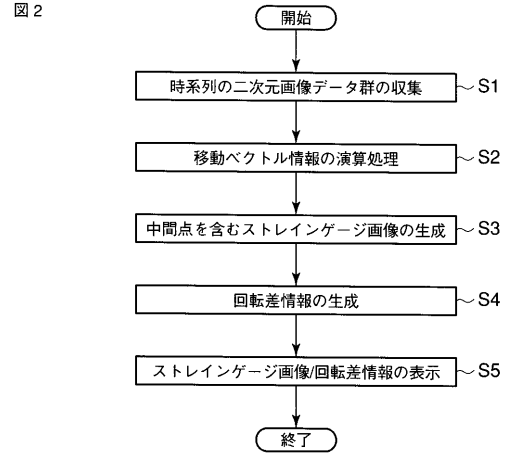
1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 送信ユニット、 1 5 ... 受信ユニット、 1 7 ... B モード処理ユニット、 1 9 ... 移動ベクトル処理ユニット、 2 1 ... 画像生成ユニット、 2 3 ... 表示ユニット、 3 1 ... 制御ユニット（CPU）、 3 6 ... ゲージ設定ユニット、 3 7 ... 回転差情報生成ユニット、 3 9 ... 記憶ユニット、 4 1 ... 操作ユニット、 4 3 ... ネットワーク送受信ユニット

40

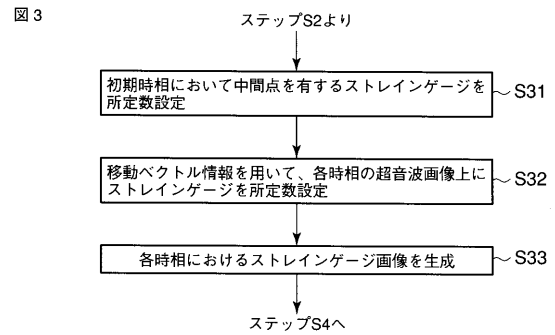
【図 1】



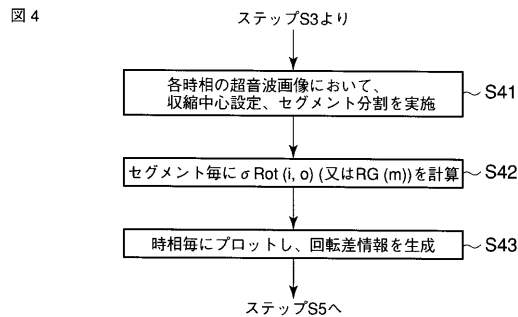
【図 2】



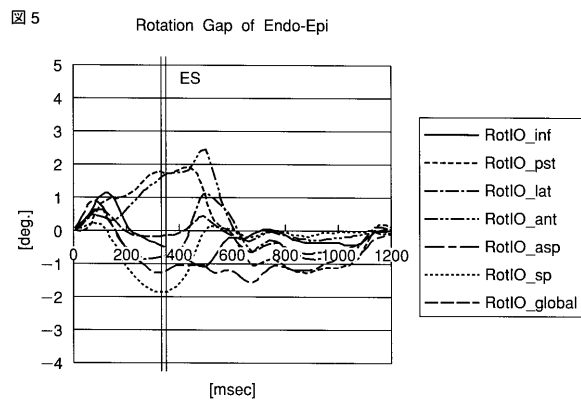
【図 3】



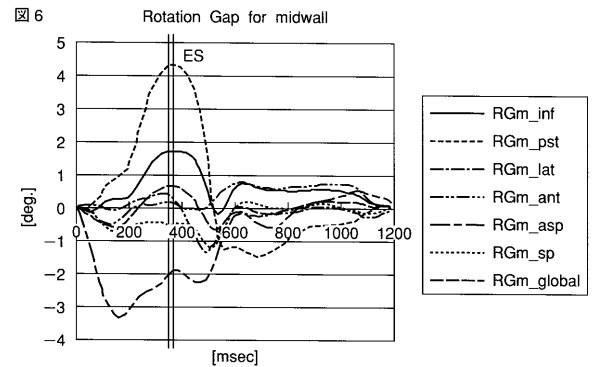
【図 4】



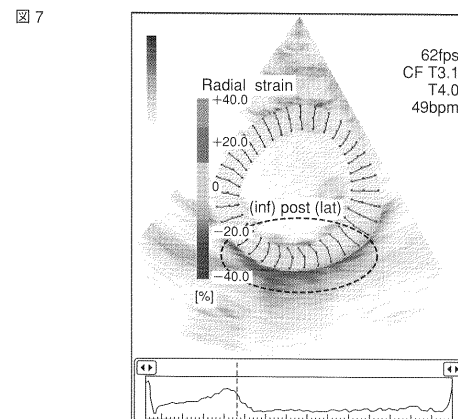
【図 5】



【図 6】

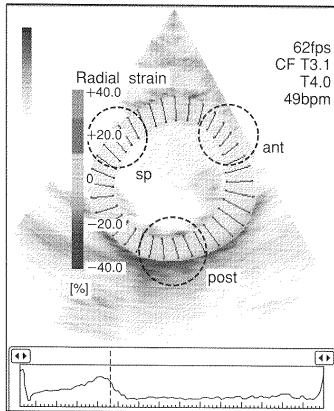


【図 7】



## 【 図 8 】

図 8



## フロントページの続き

(74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘  
(74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司  
(74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎  
(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男  
(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎  
(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹  
(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克  
(74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也  
(74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘  
(74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次  
(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志  
(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志  
(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子  
(74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓  
(74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三  
(74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元

(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 DD15 DD19 DD27 JC09 JC18 JC37 KK02 KK24

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009078136A</a>	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2008226873	申请日	2008-09-04
[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		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD27 4C601/JC09 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2007233277 2007-09-07 JP		
其他公开文献	JP5443719B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，超声图像处理设备和超声图像处理程序，该超声诊断设备，超声图像处理设备和超声图像处理程序能够支持由于心肌的多层结构而引起的复杂心脏运动的直观把握。 解决方案：通过使用组织运动矢量信息在每个时间段中设置多个应变仪，这些应变仪是由应变仪端点和应变仪中点定义的折线，并且设置了与每个时间相中的超声图像相对应的位置。 生成并显示其中叠加了每个应变仪的应变仪图像。 此外，计算来自基准时间相位的旋转角度，并且针对每个量规端点（和必要时的量规中间点）生成量规端点之间的旋转差信息，并以预定形式显示。 因此，例如，通过将标尺端点设置为心肌的内膜和外膜，并将标尺中点设置为介质，可以将心肌在每个区域和整个心肌中的心外膜旋转差以及相对于介质的介质。 产生诸如膜侧与心外膜侧之间的旋转差之类的定量信息。 [选择图]图7

图7

