

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5138369号  
(P5138369)

(45) 発行日 平成25年2月6日(2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日(2012.11.22)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 20 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-516333 (P2007-516333)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成18年5月18日 (2006.5.18)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/309902		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02006/123729	(72) 発明者	長野 智章
(87) 国際公開日	平成18年11月23日 (2006.11.23)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成21年4月27日 (2009.4.27)		株式会社 日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2005-146656 (P2005-146656)	審査官	右▲高▼ 孝幸
(32) 優先日	平成17年5月19日 (2005.5.19)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に超音波を送受信して該被検体の動画像を撮像する手段を備えた超音波診断装置において、前記動画像の各フレームについて、各フレーム上に現れるスペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測するスペックル計測手段と、該計測されたスペックルの大きさ及び/あるいは形状に応じて各フレームの画像データに平滑化処理を施す平滑化手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記スペックルの大きさ及び/あるいは形状は、長軸と短軸を持つ楕円により近似され、前記スペックル計測手段は、前記楕円により近似したスペックルの長軸と短軸を求めることにより、前記スペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記スペックル計測手段は、前記動画像の各フレームの画像データに濃度共起行列演算を施した結果に基づいて、前記スペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記平滑化処理は、ガウシアンフィルタ処理により行い、前記ガウシアンフィルタの直交する2つの軸への標準偏差は、前記スペックル計測手段により求めたスペックルの長軸と短軸を基に定められることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 5】

前記動画像の各フレームにおける各部位の輪郭を基に、前記被検体の動く部位の形状を表すパラメータを計測するパラメータ計測手段と、前記パラメータの時間的变化を表示する表示手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記動く部位は、被検体の心臓であり、前記輪郭は心臓の左室内膜、左室外膜、左房、右室内膜、右室外膜、右房の輪郭であることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記心臓の左室内膜と左室外膜と左房、あるいは右室内膜と右室外膜と右房の接合点である弁輪を各輪郭について共通化する手段を備えたことを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 8】

前記パラメータは、心臓の四腔の容積あるいは軸長、心臓を構成する膜間の距離、あるいは心筋の厚さであることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記パラメータ計測手段は、パラメータをシンプソン法により求めることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記輪郭の時間的变化を、前記動く部位の断面を3次的に並べることにより表示する手段を備えたことを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 11】

前記輪郭の時間的变化を、前記動く部位の輪郭の3次元画像を時間的に変化させることにより表示する手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

(1)被検体内に超音波を送受信して該被検体の動画像を撮像する工程を備えた超音波画像処理方法において、

(2)前記動画像の各フレームについて、各フレーム上に現れるスペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測する工程と、

(3)該計測されたスペックルの大きさ及び/あるいは形状に応じて各フレームの画像データに平滑化処理を施す工程を備えたことを特徴とする超音波画像処理方法。

30

## 【請求項 13】

(4)前記動画像の任意の1フレームについて前記被検体の動く部位の輪郭を抽出する工程と、

(5)前記動画像の他フレームについての前記輪郭の動きを検出する工程を備えた請求項12記載の超音波画像処理方法。

## 【請求項 14】

前記工程(2)は、各フレームにおける画像データに濃度共起行列を施すことにより、前記スペックルの大きさ及び/あるいは形状を検出することを特徴とする請求項12記載の超音波画像処理方法。

40

## 【請求項 15】

前記輪郭は、心臓の左室内膜、左室外膜、左房、右室内膜、右室外膜、右房の輪郭であることを特徴とする請求項13記載の超音波画像処理方法。

## 【請求項 16】

前記工程(2)は、

(6)前記動画像の1フレームより、心臓の左室内膜、左室外膜、左房の輪郭点を入力手段を用いて入力する工程と、

(7)心臓の左室内膜、左室外膜、左房の輪郭点の交わる部分を弁輪として共通化する工程と、

(8)前記輪郭点をなめらかに接続して輪郭線を導出する工程と、

50

(9)前記輪郭線の導出を補正する工程を備えたことを特徴とする請求項15記載の超音波画像処理方法。

【請求項17】

(10)前記工程(9)において輪郭線として導出した輪郭が、動画像の各フレームでどのように動くかを、検出する工程と、

(11)前記輪郭の動きより、前記動く部位の動きに関するパラメータを算出する工程と、

(12)該パラメータの時間的变化を表示する工程を備えたことを特徴とする請求項16記載の超音波画像処理方法。

【請求項18】

(13)前記輪郭の動きを好適に表示するための信号処理を行う工程と、

(14)前記信号処理により得られた結果を基に、前記輪郭の動きを表示する工程を備えたことを特徴とする請求項17記載の超音波画像処理方法。

【請求項19】

前記工程(14)では、前記動く部位の断面を3次元的に並べることにより前記輪郭の時間的变化を表示することを特徴とする請求項18記載の超音波画像処理方法。

【請求項20】

前記工程(14)では、前記動く部位の輪郭の3次元画像を時間的に変化させることにより前記輪郭の時間的变化を表示することを特徴とする請求項18記載の超音波画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びその画像処理方法に係り、特にスペックルの形状及び大きさを考慮して有用な超音波画像を得ることが可能な超音波診断装置及びその画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置で得られる超音波画像には、スペックルノイズと呼ばれる雑音が入り込んでいる。このスペックルノイズは、超音波の波長に比べて十分小さい生体組織内の反射体群による散乱波が、さまざまな位相で発生して干渉することにより出現すると考えられている。

一般に従来からスペックルノイズは画像診断にとって不要なノイズであるので、低減すべきものと考えられている。例えば、特許文献1記載の従来技術によれば、スペックルノイズを判定し除去する回路が備えられている。

【特許文献1】特開平9-94248号公報

【0003】

しかしながら本発明者らは、超音波画像におけるスペックルが必ずしも被検体を診断する際に不要な情報ではないと考えた。すなわち、画像上に現れるスペックルの形状及び大きさに合わせたフィルタリング処理を施せば、スペックルノイズの除去回路を備えることなく、より診断に有用な画像が得られると考えた。

【発明の開示】

【0004】

本発明の目的は、スペックルの形状及び大きさを考慮してフィルタリング処理を行い、より有用な超音波画像を得ることが可能な超音波診断装置及びその画像処理方法を提供することにある。

より具体的に、心臓病変の好適な診断に寄与することが可能な超音波診断装置及びその画像処理方法を提供することであり、特に、心臓の複数の部位、すなわち左室、心筋、左房、右室、右房等の四腔の良質な画像を得てそれらの機能を評価することができる超音波診断装置及びその画像処理方法を提供することにある。

【0005】

上記目的を解決するために、本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信し

10

20

30

40

50

て該被検体の動画像を撮像する手段を備えた超音波診断装置において、前記動画像の各フレームについて、各フレーム上に現れるスペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測するスペックル計測手段と、該計測されたスペックルの大きさ及び/あるいは形状に応じて各フレームの画像データに平滑化処理を施す平滑化手段を備えたことを特徴としている。  
【0006】

また、本発明の超音波画像処理方法は、

- (1)被検体内に超音波を送受信して該被検体の動画像を撮像する工程を備えた超音波画像処理方法において、  
(2)前記動画像の各フレームについて、各フレーム上に現れるスペックルの大きさ及び/あるいは形状を計測する工程と、  
(3)該計測されたスペックルの大きさ及び/あるいは形状に応じて各フレームの画像データに平滑化処理を施す工程を備えたことを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施例1に係る超音波診断装置のシステム構成図である。

【図2】本発明の実施例1の超音波診断装置1の処理手順である。

【図3】超音波画像(Bモード)上に超音波ビーム方向へのウィンドウを設定した様子を示す図である。

【図4】理想的なスペックルのプロファイルを示す図である。

【図5】スペックルを楕円形で表示した図である。

【図6】スペックル同士の間隔が互いに狭く、コントラストが飽和している場合を示す図である。

【図7】2次元ガウシアンフィルタの特性の一例を示す図である。

【図8】マニュアルトレースを完了した状態を示す図である。

【図9】ステップ26により輪郭点83～85の凹凸や間隔のばらつきの補正を行った結果を示す図である。

【図10】シンプソン法を説明する図である。

【図11】各パラメータがフレームの更新とともにどのように変化するか(時間変化)をグラフで示した図である。

【図12】実施例2における表示例を示す図である。

【図13】実施例3における表示例を示す図である。

【図14】表示装置への別の表示例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照しながら説明する。

【実施例1】

【0009】

図1は本発明の実施例1に係る超音波診断装置のシステム構成図である。

図1において、本発明の実施例1に係る超音波診断装置1は、超音波を用いて心臓機能の計測を行うための装置であって、少なくとも公知の超音波診断装置をその一部に備えた装置構成をしている。

【0010】

超音波診断装置1は、探触子2と、送信部3と、受信部4と、送受分離部と、整相加算部6と、信号処理部7と、A/D変換部8と、フレームメモリ9aと、シネメモリ9bと、制御コントローラ10と、入力機器11と、インターフェース12と、結果記憶部13と、表示回路部14と、表示装置15、心電図16とを備えて構成される。図1では超音波診断装置の主要機能のみが示されている。以下、図1に示された各構成について説明する。

【0011】

探触子2は、診断部位(ここでは心臓)に向けて超音波を送波するとともに、この反射波を受波することができるように構成されている。探触子2の内部には、超音波の発生源(送

10

20

30

40

50

波源)となり、また、反射波を受波することが可能な図示しない複数の振動子が設けられている。送信部3は、探触子2を駆動して超音波を送波するための送波パルス信号を生成することができるように構成されている。一方、受信部4は、探触子2により受波され電気信号に変換されたエコー信号を受信することができるように構成されている。

【0012】

送波分離部5は、送信時には送信部3からの送波パルス信号を探触子2へ送り、受信時には探触子2からのエコー信号を受信部4へと送ることができるように構成されている。整相加算部6は、受信部4からの複数のエコー信号を整相加算して受信ビーム信号を生成することができるように構成されている。

【0013】

信号処理部7とA/D変換器8とフレームメモリ9aとシネメモリ9bは、前記受信ビーム信号に基づいて診断部位の濃淡断層像(白黒断層像)を得るための信号処理部として機能することができるように構成されている。すなわち、信号処理部7は、整相加算部6からの受信ビーム信号を入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行う。A/D変換器8は、信号処理部7から出力された信号をデジタル信号に変換することができるように構成されている。フレームメモリ9aは、A/D変換器から出力されたデジタル受信ビーム信号を画像フレーム単位で記憶することができるように構成されている。また、シネメモリ9bは、連続して撮像された複数個の画像フレームを記憶することができるように構成されている。なお、フレームメモリ9a及びシネメモリ9bへ記憶される画像は、心電計16で計測されたECG波計の位相情報と対応付けられる。

【0014】

フレームメモリ9aに格納された上記断層フレームデータは、制御コントローラ10の制御信号に基づいてテレビ同期で読み出されるようになっている。また、制御コントローラ10は、制御プログラムに基づいて各構成要素の制御を行ったり、シネメモリ9bから読み出した断層フレームデータを超音波断層像データに加工したり、後述する輪郭点や各輪郭線のデータ生成や表示装置15への出力制御を行ったり、同じく後述の心臓機能計測に係る容積計算や距離計算等の所定の演算を行ったり、同じく後述の補正や平滑化处理や組織追跡を行ったりするような、様々な処理をすることができるように構成されている。

【0015】

制御コントローラ10は、所謂マイクロコンピュータの機能を有するように構成されている。制御コントローラ10は、後述されるような演算手段、演算結果出力手段、平滑化处理手段、組織追跡手段等の機能を有している。

【0016】

入力機器11は、インターフェース12を介して制御コントローラ10に接続されている。入力機器11としては、マウスやトラックボールが一例として挙げられる。入力機器11は、術者(操作者)が表示装置15に表示された超音波画像を参照しつつ、超音波画像上で心臓の左室、心筋、及び左房の各輪郭をマニュアルトレースするために備えられている。入力機器11と制御コントローラ10は、後述されるようなトレース手段及び補正手段の機能を有している。

【0017】

結果記憶部13は、後述する輪郭点の座標データや、制御コントローラ10において演算された演算結果等を記憶格納するメモリとしての機能を有している。結果記憶部13に格納された座標データや演算結果等は、制御コントローラ10の制御信号に基づいて読み出されるようになっている。

【0018】

表示回路部14は、制御コントローラ10からの出力に係る制御信号に基づいて作動するように構成されている。表示回路部14は、制御コントローラ10からの超音波断層像データや後述する輪郭点、各輪郭線のデータをアナログ信号に変換して表示用の映像信号を生成することができるように構成されている。表示回路部14には、特に図示しないがD/A変換器や映像信号変換回路等が設けられている。表示装置15は、表示回路部14から出力される映

10

20

30

40

50

像信号を入力して超音波画像を表示することができるように構成されている。表示装置15としては、例えばテレビモニタが用いられる。

【0019】

次に、図2のフローチャートを参照しながら本発明の実施例1の超音波診断装置1の処理手順を説明する。図2は制御コントローラ10での処理を示すフローチャートである。ここで説明する処理には、ユーザーが入力機器11及び表示装置15を用いて行う各種入力等を行う手順等も含む。また、下記に示す図2のフローチャートの各ステップ説明は、図3～図11も随時参照しながら行う。

(ステップ21)

操作者の入力機器11からの入力信号に基づいて、シネメモリ9bより第1フレーム目の画像を読み出し、表示装置15に超音波の動画像の第1フレーム目を表示させる。

10

(ステップ22)

ステップ21で表示させた第1フレーム目の画像に後述する方法によりフィルタリング処理を施し、画質改善を行う。

【0020】

以下、本ステップにおいて実行するフィルタリング処理について詳述する。

ここでは、ステップ32において組織追跡等を行う際の演算(微分演算等)をより好適にするためのフィルタリング処理について詳述する。このフィルタリング処理はステップ22aとステップ22bより成る。

一般に、微分演算を好適にするためには、画像濃度の平滑化フィルタを画像データに施す。平滑化フィルタの一つに2次元ガウシアンフィルタがある。超音波画像では、超音波ビームの送受信方向と走査方向(該送受信方向と交差する方向)で分解能が異なるため、その分解能の違いに応じた2次元ガウシアンフィルタ処理を施す必要がある。より具体的に超音波画像上では、スペックルと呼ばれる濃度の凹凸がある(例えば、特開平7-51270号公報参照。)が、超音波画像ではこのスペックルが完全な円形ではなく楕円形状(長径方向と短径方向がそれぞれ超音波ビームの走査方向あるいは送信方向である。)である。本発明者はそこで、スペックルが楕円形状であることに鑑み2次元ガウシアンフィルタを非等方的に施す方法を発明した。

20

【0021】

以下にステップ22aと22bを説明する。

30

(ステップ22a)

図3は、超音波画像(Bモード)上に超音波ビーム方向へのウィンドウ41を設定した様子である。先ず、このウィンドウ41内の画像データより、ウィンドウ内部のスペックルの平均の大きさ及び/あるいは形状を求める。具体的な手順としては、ウィンドウ内の画素値をそのまま取り出し、ビームの送信方向が画面上で垂直方向になるようにアフィン変換を行い、そして、42として示されたウィンドウ内で、水平方向と垂直方向の濃度共起行列(例えば、特開平5-123318号公報参照。)を演算してコントラストの特徴量を求める。スペックルの大きさ及び/あるいは形状が理想的である場合には、図4に示すように最もコントラストが高い画素位置(51)と、最もコントラストが低い画素位置(52)間の距離(53)が、スペックルの大きさ(54)の2分の1となっている。そのため、水平方向と垂直方向への最もコントラストが高い画素位置(51)と、最もコントラストが低い画素位置(52)の間の距離(53)を計算することにより、楕円で近似した場合(図5)のスペックルの大きさのサイズ(短径A及び長径B)を求める。

40

【0022】

あるいはまた、画像のある線分上(図3のウィンドウ42内における線分上)のプロファイルが、必ずしも図4で示されたように理想的でない場合もある。例えば、図6は濃度共起行列を演算した結果であり、61は画素間距離、62はコントラスト、63は横方向コントラスト、64は縦方向コントラスト、A、Bで示された距離65はスペックルの短径A及び長径Bである。図6では、スペックル同士の間隔が互いに狭く、濃度共起行列のコントラスト特徴量が飽和している。図6のような場合には、画素値が最大になるまでの距離(図6におけるA及び

50

B)を検出し、スペックルのサイズ(短径A及び長径B)とする。

【0023】

(ステップ22b)

本ステップでは、ステップ22aで求めたスペックルのサイズ(短径A及び長径B)を用い、その特性に合わせた2次元ガウシアンフィルタの適用を行う。

【0024】

図7は、2次元ガウシアンフィルタ(71)の特性の一例である。2次元ガウシアンフィルタは図7に示された通り、X軸方向とY軸方向のどの断面をとっても正規分布になる関数をフィルタとして用いるものであるが、図7で示された関数をXY平面で切断すると、その断面は楕円になりステップ22aで求めたスペックルと同等になる。本ステップでは、ステップ22aにおける短径Aと長径Bの大きさを、図7で示した2次元ガウシアンフィルタのX軸方向とY軸方向の標準偏差として調整して、平滑化処理を最適化する。

【0025】

ただし、ステップ22aで求めた短径Aと長径Bに対して2次元ガウシアンフィルタのX軸方向とY軸方向の標準偏差  $\sigma_A$  と  $\sigma_B$  をどのように調整するかに関しては、短径A及び長径Bの長さより若干大きめに設定することが、不要なノイズが発生しないようにするために重要である。また、標準偏差  $\sigma_A$  と  $\sigma_B$  の設定を大きくしすぎると、平滑化しすぎて画像の特徴が失われてしまうという問題があるので、適当な値の調整する必要がある。

上述したフィルタリング処理(ステップ22a及び22b)により、心臓の左房(あるいは右房)までが描出可能になる。

【0026】

(ステップ23)

操作者は、表示装置15に表示された第1フレーム目の超音波画像を見ながら、マウス又はトラックボールから成る入力機器11を用いて、心臓の四腔のマニュアルトレースを開始する。本実施例ではステップ22a及び22bにより、心臓の左房までが明瞭に描出可能となったので、左房までのマニュアルトレースが容易になる。ここで、マニュアルトレースとは、超音波画像上で操作者が左室、心筋、左房の輪郭(より具体的には、左室内膜、左室外膜、左房の輪郭)を点(輪郭点)によってなぞることを言う。また、本実施例では一对の弁輪(左室と左房の接合点)を左室と左房をマニュアルトレースする際の共通部分として取り扱う。

【0027】

ここでのマニュアルトレースの具体手順の一例は、一方の弁輪の位置(例えば、図8における81)に輪郭点を配置し、この輪郭点から左室内膜に沿って順に輪郭点を複数配置する。左室内膜に沿って複数の輪郭点を配置した後、他方の弁輪の位置(例えば、図8における82)に輪郭点を配置する。同様に、一方の弁輪の位置に輪郭点を配置し、この輪郭点から左室外膜に沿って順に複数の輪郭点を配置する。左室外膜に沿って複数の輪郭点を配置した後、他方の弁輪の位置に輪郭点を配置する。更に、一方の弁輪の位置に輪郭点を配置し、この輪郭点から左房に沿って順に複数の輪郭点を配置する。左房に沿って複数の輪郭点を配置した後、他方の弁輪の位置に輪郭点を配置する。

【0028】

ここで示したマニュアルトレースの手順は一例であるものとし、どの輪郭からマニュアルトレースを行っても良い。また、画面の右回りと左回りのどちら向きマニュアルトレース(輪郭点の配置)を行っても良い。また、左房のみをマニュアルトレースをして、左室及び心筋を従来技術(例えば、特開平8-206117号公報に開示されている技術等)により自動的にトレースを行っても良い。

【0029】

(ステップ24)

ステップ23により入力機器11により入力して配置された輪郭点は、超音波画像に重畳される形で表示装置15に表示されると共に、結果記憶部13へ格納され記憶されるようになっている。

10

20

30

40

50

図8は、マニュアルトレースを完了した状態を示すものであり、複数個の輪郭点が配置されている。図8中の81, 82は一对の弁輪の位置を示している。また、83は複数の輪郭点により形成される左室内膜の輪郭線、84は左室外膜の輪郭線、85は左房の輪郭線を示す。図8からわかるように、マニュアルトレースにより輪郭点を配置した場合には輪郭線83~85は、凹凸が多くなったり輪郭点の間隔がばらついたりしている。

【0030】

(ステップ25)

制御コントローラ10の制御に基づき、マニュアルトレースした3本の輪郭線83~85の凹凸や間隔のばらつきの自動補正を行う。より具体的には、例えばスプラ--イン曲線等によるフィッティングを行い、輪郭点が予め定められた個数及び間隔になるように再配置する

10

【0031】

(ステップ26)

ステップ25による自動補正の結果、操作者が明らかにフィッティングの誤りだと考える輪郭点があった場合には、入力機器11を用いてマニュアル補正する。より具体的には、個々の輪郭点をクリック、ドラッグすることによりマニュアル補正をする。マニュアル補正後の各輪郭点の座標データは、結果記憶部13に再び格納され記憶される。

【0032】

なお、上述したステップ23~25のマニュアルトレース及びマニュアルトレースされた輪郭線の補正においては、弁輪の位置が輪郭線83~85によって微妙にずれるおそれがある。そのような場合には、どれか一つの輪郭線による弁輪の位置によって共通化をしても良いし、複数個の輪郭線による弁輪の位置座標の平均座標を求めてこれを弁輪の位置として共通化させても良い。これにより、左室及び左房が一本の線でつながり、左室左房間に流れる血流量等を漏れなく計測することができるようになる。また、左室内膜と左室外膜とに囲まれる領域が心筋になるので、心筋領域の面積等も漏れなく計測できるようになる。

20

【0033】

(ステップ27)

最初のフレームのマニュアルトレースが適当に実施されたかを判断し、適当に実施されたと判断した場合はステップ28へ、適当に実施されていないと判断されたら、ステップ21へ移行する。

30

【0034】

(ステップ28)

ステップ26までで求めた輪郭線に基づいて、心臓の各部位の容積及び大きさ(距離等)を計測する。本実施例では、例えば容積を求めるためにシンプソン法を用いるが、その具体的説明を図10により行う。まず、弁輪間の中点101を求め、その点から左室内膜、左室外膜、左房それぞれの輪郭線上で最も遠い点を検索し、該遠い点と中点101を結ぶことにより軸102, 103, 104を求めてシンプソン法を適用する。シンプソン法を用いて臓器の求積を行う方法は、例えば、特開平7-289545号公報に開示されている。特開平7-289545号公報に開示されているような方法により、左室内膜、左室外膜、左房、左室と左房の和、心筋(左室外膜容積と左室内膜容積の差)の各容積を計算する。また、軸102の長さ(軸102上で中点101に対して最も図の向かって上側の左室外膜と交わる点と、軸102上で中点101に対して最も図の向かって下側へ延長した場合に左心房と交わる点を結ぶ長さ)、左室及び左房の壁間距離(左室内膜及び左房を構成する輪郭線的一对の弁輪間を結ぶ線分方向の幅105, 106、心筋の内外膜間の距離107を計算する。また、輪郭線方向の輪郭点間距離108も計算する。

40

【0035】

(ステップ29)

次のフレームがあるかを判断する。次のフレームがある場合はステップ30へ、次のフレームがない場合には、ステップ33へ進む。

50

## (ステップ30)

制御コントローラ10は、シネメモリ9bから次のフレームの画像データを読み込んで、結果記憶部13に記憶する。

## (ステップ31)

ステップ30で表示させた第2フレームの画像にステップ22と同様にフィルタリング処理を施し、画質改善を行う。ステップ31は、ステップ31aとステップ31bから成り、それぞれステップ22a、ステップ22bと同様の処理を行う。

## 【 0 0 3 6 】

## (ステップ32)

本ステップでは、第1フレームから第2フレーム(あるいは、ステップ30において次々に実施するフレームの読み込みに応じて、第nフレームから第n+1フレーム)へ移行する際に生じた各臓器の輪郭線の変化を自動的に追跡する。ここでは、各臓器の輪郭線の変化(動き)の追跡を組織追跡の処理と呼ぶ。本実施例における組織追跡の処理の具体的な方法は、画質が悪い場合にも適用可能なように、ロバスト性の高いアルゴリズムを用いる。例えば、オプティカルフロー法を用いることができ、ブロックマッチング法、勾配法、粒子追跡法が適用可能である。勾配法では、具体的に画像濃度の勾配を利用して速度ベクトルを解析的に求める。画像へのアクセスは微分計算のみであるので、高速に速度ベクトルを求めることができる。特に、膜の部分では、ある程度大きな微分値が得られるので、組織追跡を安定して行える。組織追跡が終わると、ステップ28へ移行し、第2フレーム(第n+1フレーム)について、左室内膜、左室外膜、左房、左室と左房の和、心筋(左室外膜容積と左室内膜容積の差)の各容積、102の長さ、左室及び左房の壁間距離、心筋の内外膜間の距離、輪郭線方向の輪郭点間距離(以下、これらステップ28によって求められる値をパラメータという。)を計算する。

## 【 0 0 3 7 】

## (ステップ33)

すべてのフレームについて処理が終わると、各パラメータがフレームの更新とともにどのように変化するか(時間変化)をグラフ等の形で表示装置15へ表示する。なお、ここでのグラフ表示は、横軸に時間若しくはフレームの番号、縦軸に各パラメータの計算値として示されるものであり、例えば図11のように表されるものである。

図11の表示では、左室内膜、左室外膜、左房、左室と左房の和、心筋(左室外膜容積 - 左室内膜容積)の容積の時間変化となり、左房も含めた心臓の各部の容積変化とECG(心電図)とを相互に参照しながら診断することが可能となる(図11において、一番上のラインは左室外膜、次が左室と左房の和、次が心筋、次が左室内膜、次が左房、そして一番下のラインがECG(心電図)を示している)。また、左室内膜、左室外膜、左房の各軸(図10における102, 103, 104)の長さも同様にグラフ化することが可能である。さらに、左室、左房の壁間距離105、106、心筋の内外膜間距離107、輪郭線方向の輪郭点間距離108もグラフ化することが可能である。容積、軸長、壁間距離は心機能を評価するのに重要な指標であり、左室心筋や左房膜の運動性能に深く関係している。上記のようにグラフ化することによって、時相と心機能異常の関係が観察可能となり、また、左室、左房間の心機能の相違が観察可能となる。

## 【 0 0 3 8 】

上記実施例によれば、時間的に連続して得られた複数のフレームのよる動画像の内最初一枚において、マニュアルトレース等により各臓器の輪郭線を決定し、更に最初の1枚に連なる複数枚のフレームについて組織追跡により各臓器の輪郭線を追跡するに際して、超音波画像上に特徴的に現れるスペックルの大きさ及び形状を考慮して各画像データのフィルタリング処理を行うようにしたので、従来では不明瞭だった左房等の輪郭も追跡することが可能となった。また、各フレームの各臓器の輪郭線を基に被検体の診断の用に供する各種パラメータを求めて、その時間的変化をも表示することができるようにして、好適な医用画像診断装置及び方法を提供することが可能となった。

## 【実施例2】

10

20

30

40

50

## 【0039】

本実施例は、本発明において表示装置15へ表示される表示例の別の例である。

図12のように心室、左房、心筋の断面(121)を時系列に3次元に並べて表示することも可能である。これにより、視覚的に心臓の形状の変化を観察することができる。

## 【実施例3】

## 【0040】

本実施例は、本発明において表示装置15へ表示される表示例の別の例である。

図13のように心室、左房、心筋をいくつかの部分に区切って分割して3次元表示し(131)、かつ、フレームを連続的に表示することで、3次元で表示された心室、左房、心筋が時間的に変化する様子を可視化できる。

10

## 【0041】

本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々に変形して実施できる。例えば、上記ステップ22、ステップ31において各フレームにおいて施すフィルタリング処理は、ステップ21の後、ステップ30の後でなくても良く、ステップ21の前にまとめてすべてのフレームについて施しても良い。

また、ステップ22b、31bにおいて施す2次元ガウシアンフィルタは、必ずしもガウシアン関数を用いたフィルタ処理でなくても良く、他の関数を用いても良い。

## 【0042】

また、本発明は心臓の動態を観察するためでなく、他の臓器の観察にも適用できる。例えば首の頸動脈の脈拍を観察するために用いても良い。動きを持つ臓器のみならず、通常の超音波による撮像においても、スペックルの大きさ/及び形状を考慮して平滑化処理を行うことにより、画質改善効果があると考えられ、本発明は通常の超音波診断装置及び方法にも適用可能である。

20

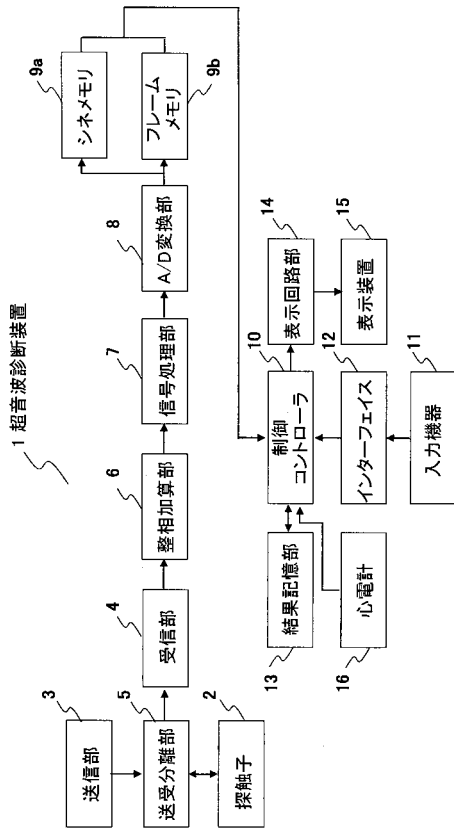
## 【0043】

また、スペックルの大きさ及び/あるいは形状は、1フレームの画像データ内でも場所によって異なることもあるので、場所による大きさ及び/あるいは形状の変化に依存させて、ガウシアンフィルタによる平滑化処理を変化させても良い。

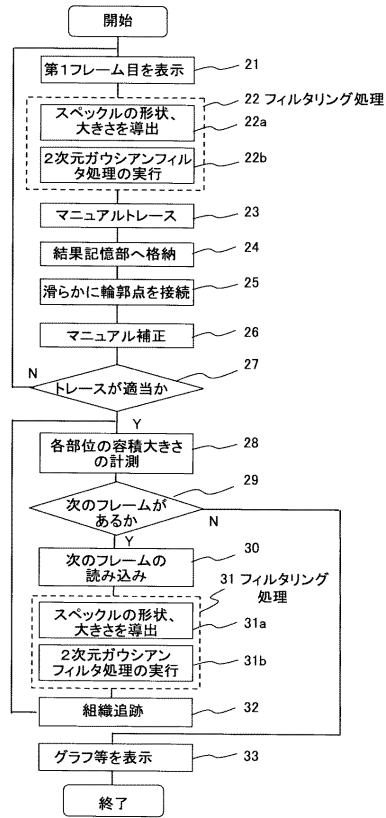
また、図11~13で示された表示例は、表示装置15上に単独で表示されなくても良く、Bモード像と並列して表示しても良い。例えば、Bモード像(141)と図11(142)の表示例を組み合わせると、図14のようになる。図14において、143で示されたラインは、図14の上側のBモード像が、下側の表示例の横軸の時間軸におけるどのタイミングのものであるかを示したものである。

30

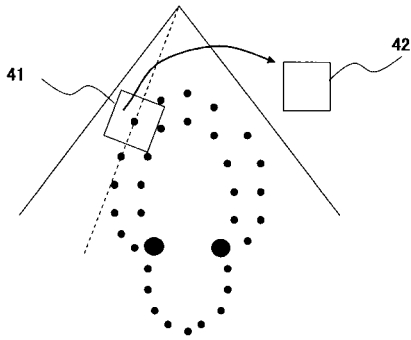
【図1】



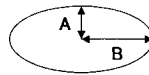
【図2】



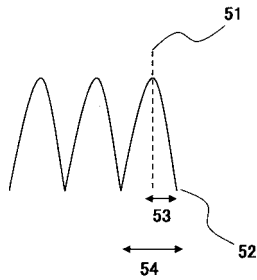
【図3】



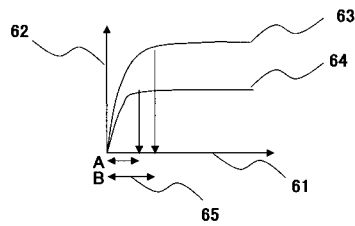
【図5】



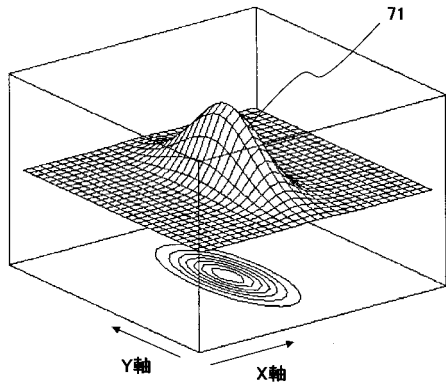
【図4】



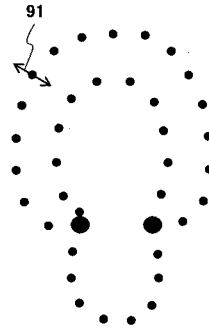
【図6】



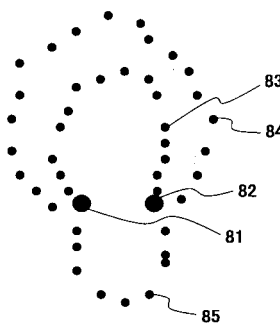
【 図 7 】



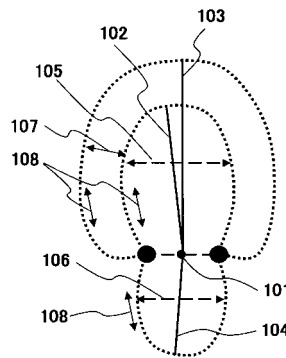
【 図 9 】



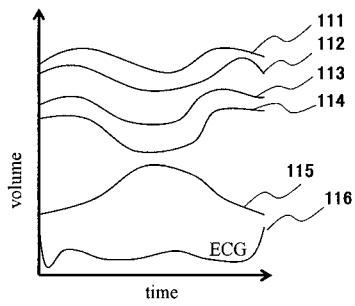
【 図 8 】



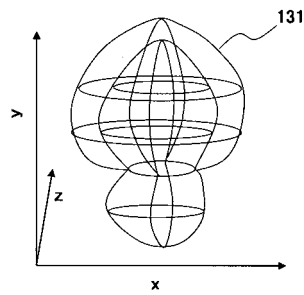
【 図 10 】



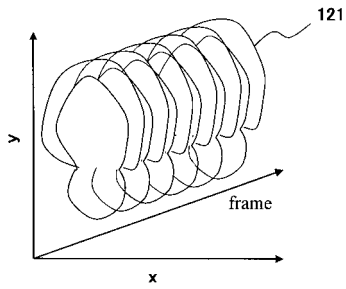
【 図 11 】



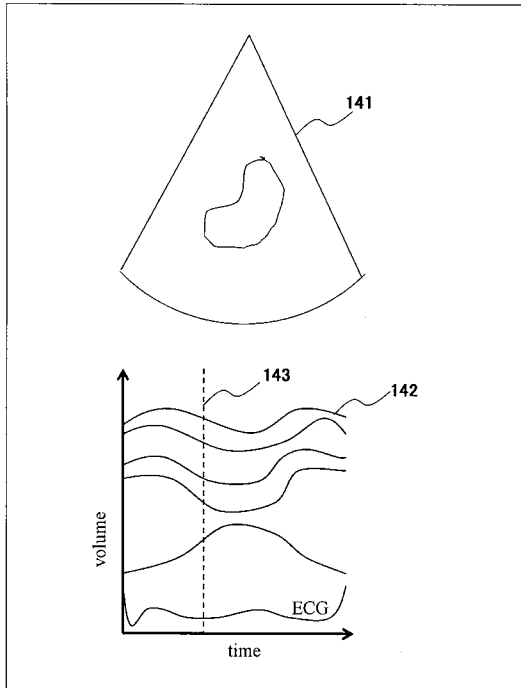
【 図 13 】



【 図 12 】



【 図 1 4 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平5 - 123318 ( J P , A )

特開2000 - 279416 ( J P , A )

特開2002 - 52026 ( J P , A )

特開2003 - 61964 ( J P , A )

特開2004 - 141514 ( J P , A )

J. C. Bamber et al , Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasonic pulse-echo images , Ultrasonics , 1986年 1月 , vol.24, no.1 , pp.41-44

Min Wu et al , A novel algorithm for computer-assisted measurement of cervical length from transvaginal ultrasound images , IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE , 2004年 9月 , vol.8, no.3 , pp.333-342

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5138369B2</a>	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	JP2007516333	申请日	2006-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	長野 智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 G01S7/52074 G01S7/52087 G06T7/0012 G06T7/246 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2005146656 2005-05-19 JP		
其他公开文献	JPWO2006123729A1 JPWO2006123729A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种超声诊断设备，具有用于将超声波发送和接收到对象中并对对象的运动图像成像的装置 一种散斑测量装置，用于测量相对于运动图像的每个帧出现在每个帧上的散斑的大小和/或形状;以及用于根据所测量的散斑尺寸和/或来测量散斑的大小和/或形状的装置。并且平滑装置用于对每帧的图像数据应用平滑处理。

【 図 1 】

