

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4060615号
(P4060615)

(45) 発行日 平成20年3月12日 (2008. 3. 12)

(24) 登録日 平成19年12月28日 (2007. 12. 28)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2002-59160 (P2002-59160)
 (22) 出願日 平成14年3月5日 (2002. 3. 5)
 (65) 公開番号 特開2003-250804 (P2003-250804A)
 (43) 公開日 平成15年9月9日 (2003. 9. 9)
 審査請求日 平成17年2月21日 (2005. 2. 21)

(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
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義
 (72) 発明者 辻野 弘行
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の
 1 株式会社東芝 那須工場内
 (72) 発明者 西浦 正英
 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株
 式会社東芝 研究開発センター内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の情報を表した画像データを求める画像処理手段と、
 前記画像データに基づいて、複数の特徴点を抽出する抽出手段と、
 前記特徴点の移動を追跡する追跡手段と、
 前記画像データにおける周囲心筋上に周期的な形状の複数の関心領域を設定する関心領
 域設定手段と、

前記関心領域それぞれに含まれている特徴点の前記追跡手段による追跡結果に基づいて
 、特定の物理パラメータを算出する物理パラメータ算出手段と、
 を含むことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記関心領域設定手段は、心臓又は心筋領域の輪郭を抽出し、この抽出結果に基づいて
 前記関心領域を前記画像上に設定するものであることを特徴とする請求項1に記載の画像
 処理装置。

【請求項 3】

前記抽出手段及び前記追跡手段は、前記関心領域として設定された領域についてのみ特
 徴点の抽出及び追跡を行うように構成されたことを特徴とする請求項2に記載の画像処理
 装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域内または空間的近傍における複数の前記特徴点

20

の移動情報に基づいて、前記関心領域の位置を移動するように構成されたことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項5】

複数の関心領域を周期的な格子状に設定し、この格子状の関心領域を前記追跡結果に基づいて変形する関心領域設定手段を有し、

前記物理パラメータ算出手段は、前記関心領域の変形に係る物理パラメータを算出するものであることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記物理パラメータ算出手段は、前記関心領域の変形から求めた変形テンソルを、対称部分と非対称分とにわけて回転成分と歪み成分とを分離するようにして演算処理することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

10

【請求項7】

前記物理パラメータは、その主軸の方向を、抽出された心筋の内膜面あるいは外膜面の法線方向、接線方向にとることを特徴とする請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記物理パラメータは、格子状の関心領域の変形より算出される変位、歪あるいは歪速度であることを特徴とする請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項9】

前記抽出手段は、前記画像に対してコーナー検出により前記特徴点を抽出することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

20

【請求項10】

被検体内の情報を表した画像データを求める画像処理手段と、

前記画像データに含まれる複数の特徴点の位置の移動を追跡する追跡手段と、

前記画像データにおける周囲心筋上に周期的な形状の複数の関心領域を設定するものであって、複数の前記特徴点の情報に基づいて関心領域の位置を順次変更する関心領域設定手段と、

を含むことを特徴とする画像処理装置。

【請求項11】

前記関心領域の移動情報に基づいて、物理パラメータを求めることを特徴とする請求項10に記載の画像処理装置。

30

【請求項12】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域内の複数の前記特徴点の統計的分布に基づいて、前記関心領域の位置を補正する補正手段を含むことを特徴とする請求項11に記載の画像処理装置。

【請求項13】

前記画像データは、3次元画像データであることを特徴とする請求項1乃至請求項12のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項14】

請求項1乃至請求項13のいずれか1項に記載の画像処理装置を装置本体内に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、画像処理装置及び超音波診断装置に関し、特に、生体画像上で得られる特徴点（Tag）についての動きを追跡し、これを元に組織の種々の局所機能情報を推定し出力することで臨床上有用な情報を提供することが可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

心臓などの局所の動き（収縮・拡張能）を定量的に評価することは、その機能を知る上で非常に重要である。例えば虚血性心疾患などにおいては冠動脈から供給される血流の不足

50

に応じて、局所の壁運動変化が生じることがよく知られている。

【0003】

これら局所壁運動の定量評価方法については、従来から数多くの方法が提案されており、例えば、特開平7-184877号に開示された「MRIタギング（磁気標識）法」、「Bモード画像による2次元移動ベクトル検出」、「組織ドブラ法」等が挙げられる。

【0004】

「MRIタギング（磁気標識）法」は、MRI（核磁気共鳴断層法）特有の方法であり、MRI画像上に電磁波による磁気標識＜目印（Tag）＞を格子状に付加し、これの経時的な変化を定量化することにより、生体の動きを画像化したり、歪みを可視化する手法である。この「MRIタギング法」は、例えば、心筋上にタグ（Tag）とよばれる磁気的
10
な目印である格子点に着目して運動を検出し、その格子が歪んでいく様子を表示する手法であり、物理学（連続体力学）的にはラグランジュ法とよばれる解析法に相当する。すなわち、ラグランジュ法によれば、着目した点を時間的に追跡（トラッキング）することで、心筋などの伸び縮みなどをテンソル量として直接計算可能である。

【0005】

「Bモード画像による2次元移動ベクトル検出」によるものとしては、超音波ビームと直交する方向の動きを検出する方法としては従来から2D相互相関係数のピーク位置から移動ベクトルを推定する方法や、画像の濃度勾配を利用したオプティカルフローなどの方法がある。推定表示する情報量としては移動ベクトル、軌跡、相互相関値などがある。
20

【0006】

「組織ドブラ法」は、超音波パルスドブラ法あるいはカラードブラ法を用いて組織の動きを検出する方法で、基本的には超音波ビーム方向の成分のみを検出する。動きの方向を仮定することで、2次元的な運動成分を求める方法なども提案されている。推定表示する情報量としては、2点間の速度差や、これを積分した歪みなどがある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、「MRIタギング法」では、従来検出が難しかった心筋のねじれや歪の解析が可能であるが、MRI装置は、装置そのものが高価であるばかりでなく、タギングによる画像収集も実時間でを行うことはできないという問題点があった。

【0008】

従って、得られたMRI画像は通常複数の心拍の平均的な画像となり、心拍毎の壁運動評価は不可能であった。特に、拡張能評価には非常に時間分解能が要求されることが知られており、MRIの時間分解能（50ms～100ms）では、十分な解析を行うことが難しかった。
30

【0009】

また、「超音波Bモードによる2D移動ベクトル検出」は、心内膜や弁輪など輪郭のはっきりした比較的大きな構造物を対象とするか、あるいはスペックルパターンとよばれるランダムな超音波散乱による干渉パターンについてトラッキングすることはできたが、追跡可能な特徴点を判別することが難しかった。

【0010】

そのため、MRIにおけるタギング法のように、心筋内の任意の格子点について時間的にトラッキングすることはできなかった。
40

【0011】

仮にやるとすれば、トラッキング可能な特徴点について、これらの時間的な変化（軌跡など）を表示するのみであった。さらに、追跡のアルゴリズム自体についても種々の改善法、例えば、単純な相互相関演算に複合処理を加える手法等が提案されているが、精度が悪く、臨床には普及していない。精度良くトラッキングするためには、トラッキングに適した点を指定する必要がある。
50

【0012】

一方、「組織ドブラ法」を用いる場合には、ドブラ用の相関演算回路を持つ必要があるた

めに装置が高価となるという問題がある。

【0013】

また、「組織ドブラ法」によって検出される位相変化（半波長以内の距離変化）は、心筋局所の移動量（1～10mm程度）に比べて小さいために、巨視的に心筋がどれだけ動作したのかを知るためには、検出された瞬時の位相（速度）を時間積分することにより心筋の変位を求める必要が生じる。

【0014】

このため、速度情報を時間積分することによる蓄積誤差が問題となり、ある一点に目印（Tag）を付加して、その移動を直接的に追従する必要があるラグランジェ解析を行う場合の問題となる。（特に時間空間分解能が不十分な場合には、移動量を算出するためにデータの内挿処理が必要となり、その精度がまた最終的な計測精度にも影響を与える。）

10

また、前記いずれの手法であっても、現状では心筋内の任意の部位についてトラッキングが行えるわけではなく、マニュアルでトラッキングすべき初期位置あるいは領域を指定することが必要であり、煩雑である。つまり、ある点上にポインタ等を置けば、当該点をトラッキングすることはできるが、何もない所に点をおいてトラッキングを行なおうとすると、上手く追従できないので、場所を変えて置きなおさなければならず、マニュアル操作で1つ1つトラッキング可能な点を選んで見つけ出す作業が大変であり、装置使用者に負担となっていた。

【0015】

さらに、解析方法で問題となるのは、角度依存性の問題である。例えば同じ心筋であっても繊維方向とそれに直交する方向では伸縮が混在しており、解析方向によって異なる結果が得られるために誤診にもつながる問題である。つまり、「組織ドブラ法」では、基本的に組織を1次元で解析し、ビーム方向の速度を計測するが、1次元情報になっているので、法線方向の射影成分等により他の動きの方向を仮定（推定）しなければならないという問題点があった。また、前記他の方向ではトラッキングは採りづらい。

20

【0016】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、マニュアル操作により追跡（トラッキング）すべき初期位置あるいは領域を指定することを要せず、特徴点を簡便に抽出でき、安価に心臓等の収縮、拡張能等の解析を簡便にかつ精度良く行い得る画像処理装置及び超音波診断装置を提供することにある。

30

【0017】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体内の情報を表した画像データを求める画像処理手段と、前記画像データに基づいて、複数の特徴点を抽出する抽出手段と、前記特徴点の移動を追跡する追跡手段と、前記画像データにおける周囲心筋上に周期的な形状の複数の関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域それぞれに含まれている特徴点の前記追跡手段による追跡結果に基づいて、特定の物理パラメータを算出する物理パラメータ算出手段と、を含むことを特徴としている。

【0018】

また、請求項10に記載の発明は、被検体内の情報を表した画像データを求める画像処理手段と、前記画像データに含まれる複数の特徴点の位置の移動を追跡する追跡手段と、前記画像データにおける周囲心筋上に周期的な形状の複数の関心領域を設定するものである、複数の前記特徴点の情報に基づいて関心領域の位置を順次変更する関心領域設定手段と、を含むことを特徴としている。

40

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態の一例について、図面を参照して具体的に説明する。

【0020】

〔第1の実施の形態〕

先ず、本実施の形態の特徴は、超音波画像上で多数の追跡（トラッキング）可能な特徴点

50

を全て同時に自動的に抽出して表示させることで、簡便に特徴点の選択を行えるようにするものである。

【0021】

また、当該特徴点について追跡（トラッキング）を行った複数のトラッキング点での移動量の代表値から、任意の場所（格子点）での移動量を推定することで、複数の特徴点を使うことによる精度向上を図り、加えて、格子点に対応させることで歪みなどの演算が簡便、直感的把握が可能であり、タギングによる心機能情報を得ることが出来るシステムを、安価で時間分解能の良い超音波診断装置により構築したものである。

【0022】

このような特徴の説明に先立って、前提となる超音波診断装置の全体のハードウェアの概略構成について、図1を参照して説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

10

【0023】

本実施形態における超音波診断装置1のハードウェア構成は、図1に示すように、被検体との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ2と、この超音波プローブ12を駆動し且つ超音波プローブ12の受信信号を処理する装置本体10と、この装置本体10に接続され且つ操作者からの指示情報を装置本体10に入力可能な操作入力部3と、画像及び関心領域（ROI）並びに抽出された特徴点及び追跡（トラッキング）結果等を表示する表示部4と、を具備する。

【0024】

20

超音波プローブ2は、装置本体10から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体のスキャン領域内の所望方向に送信する一方で、被検体から反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

【0025】

操作入力部3には、関心領域（ROI）や関心時相を設定することの可能な、マウス、ボタン、キーボード、トラックボール等が含まれる。これらの操作デバイスは、操作者が患者情報、装置条件、関心領域（ROI）、関心時相、トラッキング開始の有無などを入力又は設定するために使用される他、必要な送受信条件、表示態様の選択情報、などを入力するために使用される。

【0026】

30

装置本体10は、コントローラ34を装置全体の制御中枢として、超音波プローブ2に接続された送信系11及び受信系12、被検体のBモード断層像を得るためのBモード処理部13、ドブラ処理部14、出力側に置かれたDSC（デジタルスキャンコンバータ）部21、イメージメモリ22、抽出された特徴点の追跡（トラッキング）を行うためのトラッキング演算部24、イメージメモリ22の画像情報に対して特徴点、格子状の関心領域などのグラフィックデータ等の画像合成などの処理を行うメモリ制御部25、前記特徴点や格子状の関心領域の表示態様（色や形状）などのグラフィックデータをコントローラ34の指示に応答して生成するデータ発生部26（カラーコーディング回路等を搭載する）、操作インターフェース31、装置制御プログラム・（本発明で主要な）特徴点を抽出するための演算プログラム、物理パラメータを算出するためのプログラム等の各種プログラムを記憶した記憶媒体32、その他のインターフェース33、操作入力部3からの操作信号を操作インターフェース31を介して受けるコントローラ34、を具備している。これらは集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。

40

【0027】

送信系11は、図示省略の、遅延回路及びパルサ回路といった送信回路から構成されており、また、受信系12は、A/D変換器、加算器といった受信回路からなり、パルス状の超音波を生成してプローブ2の振動素子に送り、被検体内の組織で散乱したエコー信号を再びプローブ2で受信することで受信信号を得る。

【0028】

50

受信系12からの出力は、Bモード処理部13に送られる。ここで、エコー信号は、種々のフィルタリング処理、対数増幅、包絡線検波処理などが施され、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータとなる。ドプラ処理部14は、エコー信号から速度情報を周波数解析し、解析結果をDSC部21に送る。

【0029】

DSC部21では、超音波スキヤンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換される。また、データ発生部26などにて生成された種々の設定パラメータの文字情報や目盛、あるいは、関心領域を示すグラフィックデータ、トラッキング等を行う場合には、自動的に抽出された特徴点を示す種々のグラフィックデータ並びにトラッキング結果に基づいて算出された物理パラメータの計算結果を示すグラフ等のデータなどと共にイメージメモリ22及びメモリ制御部25を利用して画像合成され、当該合成画像が表示部4に出力する。かくして被検体組織形状を表す断層像が表示部4に表示される。

10

【0030】

また、イメージメモリ22に格納された画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっている。

【0031】

コントローラ34は、CPU及びメモリを備えた情報処理装置（計算機）の機能を持ち、予めプログラムされている手順に従って本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。

20

【0032】

この制御動作には、操作者が操作入力部3を介して指令した診断モード、送受信条件、関心領域等の表示態様などに対する処理が含まれ、送信系に対する送信制御（送信タイミング、送信遅延など）、受信系に対する受信制御（受信遅延など）、データ発生部に対する表示データ生成の指令の他、本発明の特徴点抽出、トラッキング等において必要なプログラムやデータを記憶媒体32から呼び出して実行し、トラッキング演算部24にトラッキング処理を行うよう指示したり、トラッキング結果に基づいて歪み等の物理パラメータを算出するプログラム等を実行するように促したり、ソフトウェアモジュールを統合的に制御する処理も含まれる。

【0033】

記憶媒体32は、前記診断画像の保存を行う他、前述の種々の特徴点抽出ソフトウェアプログラム、物理パラメータ算出プログラム等の各種プログラムを保管している。

30

【0034】

さらに、コントローラ34は、受信系12直後の出力信号、もしくはBモード処理部13通過後の画像輝度信号を読み込み、後述する本発明の特徴点抽出処理や追跡（トラッキング）処理、物理パラメータ算出処理等を行い、その結果をDSC部21を経由して表示部4に表示する、或いは画像ファイルとして記憶媒体32に保存する、若しくはその他のインターフェース33を経由して外部の情報処理装置（PC）、プリンタ、装置外部の記憶媒体、診断データベース、電子カルテシステム等に転送する。

【0035】

上述のようなハードウェア構成を有する超音波診断装置1において、概略以下のように作用する。

40

【0036】

いま、Bモードの診断が指令されているとすると、超音波プローブ22を介して受信系12で受信されたエコー信号は、Bモード処理部13によりビデオ信号に変換され、画像データとしてDSC部21に入力される。DSC部21に送られた画像データは、スムージングなどのポスト処理に付された後、ビデオフォーマットのBモードの画像データにスキヤン変換される。このBモードの画像データは更に表示部4にリアルタイムに送られる。この際、必要なグラフィックデータが重畳された状態でBモード像として表示部4に表示される。

50

【0037】

一方、DSC部21により、スキャン中に発生する、スキャン変換前の超音波スキャンに係る画像データ及びスキャン変換後のビデオフォーマットの画像データのうち、少なくとも一方が、例えば複数フレーム分、イメージメモリ22に記憶される。

【0038】

このイメージメモリ22に記憶された画像データは、スキャン後（つまり、リアルタイムな診断後）に操作者が読み出して表示などに再利用可能であり、例えば、複数フレーム分の読み出し画像データを動画再生することができる。

【0039】

このとき、イメージメモリ22から読み出される画像は、フレームレートを変更できるようになっており、スロー再生、コマ送り再生、静止像表示等が可能となっている。通常は、エンドレス再生となっており、例えば10心拍分の画像が表示されると、再度、1心拍目の画像から再生されるようになっている。

10

【0040】

操作者は、計測を行うための「関心時相（関心期間範囲）」を操作入力部3内の関心時相設定手段により設定する。これにより、イメージメモリ22のうち所定の部分が関心時相範囲として指定される。関心時相の設定が終了し、操作者により再生開始が指示されることにより、関心時相範囲のみの画像がループ再生される。例えば、関心時相をある心拍の収縮期に設定すれば、この収縮期についてのみの表示が行えることになる。

【0041】

20

このような、関心時相範囲を設定したのち、この関心時相範囲内の画像上において特徴点抽出用の関心領域（ROI）を操作入力部3によって設定する。特徴点抽出用の関心領域（ROI）は、メモリ制御部25及びDSC部21からの制御により、生体画像上に重畳表示されるものとする。

【0042】

ここで、操作者が、トラッキング可能な特徴点を自動表示させるためのモードに移行することにより、イメージメモリ22に記憶された画像データに基づいて、特徴点抽出プログラムによる特徴点抽出処理が行われ、前記関心時相の関心領域についての前記特徴点の表示が行われる。そして、当該特徴点に基づいてトラッキング演算部24により時間的に追跡（トラッキング）演算が行われ、この結果に基づいて、物理パラメータ算出プログラムは、歪み等の種々の物理パラメータを算出する。演算結果は表示部4上に表示される。

30

【0043】

本実施形態では、画像情報をイメージメモリ22において一旦記憶し、その画像上において抽出された特徴点を重畳表示できるようになっており、必要な特徴点に対して時間的にトラッキングを行い、トラッキング結果に基づいて歪み等の物理パラメータを算出が行われるものとなっている。ここで言う物理パラメータとは、組織の歪み、距離、速度、加速度等である。

【0044】

データ発生部26は、コントローラ34の指令に応答して特徴点や関心領域、物理パラメータ算出結果を示すグラフ等のグラフィックスデータを発生し、メモリ制御部25によりイメージメモリ22の画像データに対して画像合成等の各種処理が施される。

40

【0045】

上述の如く、メモリ制御部25では、送られてくるBモード像の画像データ、更には画像を補佐するデータとしてのグラフィックデータ、計算結果を表わすグラフ及び又は数値などのデータを受け、コントローラ34から指令される、画像と重なる又は並べるなどの適宜な表示態様の画像データに合成する。

【0046】

このようにして合成された最終の画像データは、表示部4に送られる。表示部4では、被検体の組織性状の像及び又は抽出された特徴点を含む画像として表示される。この画像においては、必要に応じて所望部位及び又はデータにカラーが付与される。

50

【0047】

以上のような構成の特徴点抽出等を行うためのさらに詳細なソフトウェア構成について以下に詳述する。

【0048】

(ソフトウェアモジュール構成)

本実施の形態では、設定した任意の関心領域内に含まれる特徴点について、簡便に精度良くトラッキングを行うため、下記のようなソフトウェア構成を有する。

【0049】

尚、本実施の形態では、格子状の関心領域を設定し、そこに含まれる多数の特徴点を追跡することで比較的局所(例えば5mm程度)の領域についての物理パラメータを演算・表示する場合について詳述する。

10

【0050】

本実施の形態の超音波診断装置におけるソフトウェアモジュール構成40は、図2に示すように、超音波画像取得手段41a、関心時相設定手段42a、第1の関心領域設定部42b、第2の関心領域設定部42c、画像処理手段41b、前処理手段43、特徴点抽出手段44、特徴点追跡手段45、代表値算出手段46a、その他各種演算処理46b、物理パラメータ算出手段47、各種処理48、表示処理手段49を含む。

【0051】

なお、本実施の形態の「特徴点抽出手段」は本発明にいう「抽出手段」に該当し、また、本実施の形態の「特徴点追跡手段」は本発明にいう「追跡手段」に該当する。加えて、本実施の形態の「第1の関心領域設定部」と「第2の関心領域設定部」とで、本発明にいう「関心領域設定手段」を構成し得、また、本実施の形態の「第2の関心領域設定部」には、本発明にいう「補正手段」が含まれる。すなわち、本発明の「関心領域設定手段」には、「補正手段」が含まれる。

20

【0052】

超音波画像(Bモード)取得手段41aは、超音波のBモード画像取得を実施するものであり、概略次のような機能を有する。乃ち、超音波プローブから送信された超音波は、生体からの反射信号として再び超音波プローブにて受信される。受信回路に整相加算されたエコー信号はBモード演算部において対数増幅、包絡線検波を受けて振幅情報が輝度情報として出力され、画像としてDSC部にて再構成表示される。ここでは、通常の2次元断層像を得る超音波診断装置について詳述するが、3次元画像再構成手段を用いることで、3次元的な心機能解析に拡張可能である。

30

【0053】

関心時相設定手段42aは、心臓など動きのある動画像に対して、解析のための時相(解析範囲)を設定する機能を有する。関心時相の設定は、心電図などにより自動的にN心拍あるいは収縮期又は拡張期のみなど特定の時間範囲をとりだしても良いし、あるいは、操作者がマニュアルにて指定しても良い。(ストレスエコーなどでは、心拍数に応じて収縮期の長さを指定するテーブルが用意されている)なお、解析範囲の指定などはイメージメモリ上に一旦保存された画像上にて指定されることが好ましい。

【0054】

第1の関心領域設定部42bは、被検体内の情報を表した画像データ上に、追跡用の関心領域を設定するものであり、例えば、図6に示すように、点線により略格子状に表示形成された追跡用の関心領域ROI1を設定するものである。

40

【0055】

第2の関心領域設定部42cは、被検体内の情報を表した画像データに、例えば、図6に示すように、実線により周期的な格子状に表示形成された関心領域ROI2を設定するためのものである。そして、第2の関心領域設定部42cは、前記追跡用の関心領域ROI1内または空間的近傍における複数の特徴点TPの移動情報に基づいて、格子点KPを移動させるようにして関心領域ROI2の位置を順次変更移動させる。

【0056】

50

このため、追跡用の関心領域ROI1内の複数の特徴点TPがトラッキングにより移動するのに伴い、関心領域ROI2の形状も形状変化し、この格子状の関心領域ROI2の移動量から、後述する物理パラメータ（歪み量、回転量、ズレ量等）の算出を行うことができる。

【0057】

より具体的には、例えば、図4に示すように、Bモード組織画像に対して2次元的な格子状の関心領域（ROI）を設定する。本関心領域は、操作者がマニュアルにて設定するか、あるいはあらかじめBモード画像に重畳表示されるように設定してもよい。格子の間隔は数mm程度が好適である。後述するように、格子の大きさ（空間分解能）と測定精度（安定性）は相反する関係にあるので、測定対象の特性に応じて自動的に大きさを決めることも可能である。

10

【0058】

なお、格子状の関心領域を、例えば心臓では心筋部分に対応した領域についてのみ設定することが好ましい。これにより、必要な領域を制限することで後述する特徴点の追跡演算のための演算時間を短縮するだけでなく、心腔内などの不要な結果を表示しないで済むという利点がある。

【0059】

また、心臓又は心筋部分の輪郭を取り出す手法としては、例えば特開平7-320068号公報等に代表されるような自動輪郭抽出処理を行うことが好ましい。この自動輪郭抽出処理は、心内膜を画像の統計的性質を利用して抽出するものである。心筋の領域を抽出するためには、さらに外膜側を知ることが必要であるが、外膜は通常非常に不明瞭であり、抽出が難しい場合も多い。このような場合には、自動輪郭抽出で求められた内膜から所定の距離、例えば15mm等の外側に外膜側を設定し、これらに挟まれる領域を簡易的に心筋領域とすることで、比較的精度良く簡便に演算領域を制限可能である。

20

【0060】

さらに、心筋部分を取り出す他の手法としては、画像輝度値による領域分割による手法を用いても良い。超音波画像においては、心筋部分は心腔部分よりも輝度値が高く映像化されるのが一般的であるので、適切に設定されたしきい値よりも高い輝度値をもつ領域を抽出することで心筋部分を取り出すことができる。

【0061】

画像処理手段41bは、関心時相設定手段42aにて設定された超音波画像上に、関心領域設定手段42bにて設定された関心領域を形成できるように画像処理する。

30

【0062】

前処理手段43は、特徴点追跡手段45での追跡処理の前に、（ダイナミックレンジを狭める処理、2値化処理等）の各種前処理を行なうものであり、これにより、後段の追跡（トラッキング）を行なうことを容易にして精度を向上させることができる。つまり、患者に応じて多様な状態で収集された画像が取得されることが予想されるが、如何なる入力画像であったとしても、精度良く後工程のトラッキングアルゴリズムが上手く働きやすいように、種々の処理を行うことにより、追跡処理における再現性を高めることができる。

【0063】

例えば、患者によって違う結果にならないように、入力画像に対して例えば2値化処理を行って、トラッキングし易い状態を作るのである。あるいは、ダイナミックレンジを狭める処理を行う場合も同様の効果がある。さらに、高周波の送信を設定する等、画像処理だけでなく送受信条件までも含めて制御し、トラッキングアルゴリズムが働き易いような最適な条件を設定するようにしてもよい。

40

【0064】

特徴点抽出手段44は、（追跡可能な）特徴点（タグ：Tag）を抽出するものである。ここに、MRIにおいては、生体に高周波電磁場を印加することで、画像上で追跡（トラッキング）可能な格子状の標識（タグ）が付加され、時間とともにこの正方格子が歪んでいく様子が観察可能である。しかし、従来超音波においてはこのような標識を付加することが

50

不可能であった。

【0065】

そこで、以下のような特徴点（超音波 T a g）を定義する。乃ち、特徴点は、時間的にその位置を追跡するために用いるため、後述する所定のアルゴリズムにより追跡可能な点である必要がある。本実施の形態においては、構造物を抽出するための手法として、例えばコーナー点を検出するコーナー検出等を用いるものとする。

【0066】

コーナー（角点）は、画像の x 方向、y 方向それぞれについて輝度値が大きく変化する点と言える。このため、コーナーを検出して特徴点とすることにより、向かう方向の判別ができる。このコーナー検出には種々の方法があるが、例えば次式に示すヘッセ行列の行列式を用いる手法を用いることができる。

10

【0067】

【式1】

$$H = \begin{vmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{xy} & I_{yy} \end{vmatrix}$$

【0068】

ここで、 I_{xx} と I_{yy} はそれぞれ輝度値 $I(x, y)$ の x 方向、y 方向の 2 次微分であり、 I_{xy} は輝度値 $I(x, y)$ の x 方向と y 方向の 2 次微分である。

20

【0069】

超音波画像の場合には、ノイズの影響を減少させるために平滑化後に各点の $|H|$ を計算し、その極大点をコーナー点として検出する。

【0070】

コーナー検出の他の手法としては、例えば S U S A N オペレータ等を用いることが好ましい。S U S A N オペレータは、円形のマスク領域を考え、円形マスクの中心点における輝度値に近い輝度値をもつ画素の画素数を円形マスク領域内でカウントする。マスクの中心がコーナーにある場合にカウント値は極小となる性質がある。従って、各点における S U S A N オペレータのカウント値を算出し、その極小点をコーナー点として検出する。

30

【0071】

このように、ヘッセの行列式では、X 方向、Y 方向にも輝度の変化があるものに適用できる反面、ノイズの影響を受けてしまうが、S U S A N オペレータでは、ノイズの影響を受けずにコーナー点の検出を行うことができるのでより好ましい。

【0072】

また、特徴点を検出するための手法には、コーナー検出以外にも種々の手法が考えられ、どれを用いても良い。例えば、最も単純にはコーナー検出の例としては、画像の x 方向、y 方向それぞれについての 1 次微分、 $\Delta x(i, j) = f(i, j) - f(i-1, j)$ 、 $\Delta y(i, j) = f(i, j) - f(i, j-1)$ の値が所定の値以上を持つ点として定義できる。ここで、 $f(i, j)$ は、デジタル画像上の (i, j) 座標上における画素（輝度）値である。

40

【0073】

コーナー検出により定義された特徴点は、図 3 に示すように、通常、不等間隔であるが、後述するように追跡結果を格子点と対応付けすることが可能である。

【0074】

特徴点追跡手段 45 は、関心領域内についての特徴点（T a g）を時間的に追跡するものである。B モード画像上の特徴点を追跡する手法（パターンマッチング）としては、例えば相互相関法や濃度勾配法（O p t i c a l F l o w 法）等を基本として種々の手法を用いてよい。抽出された個々の特徴点は、通常のパターンマッチング法によりフレーム毎

50

に追跡可能であるが、一般に1点のみによる追跡では精度が不十分であり安定した計測家結果が得られにくい。例えば心臓領域においては従来から輪郭や弁輪など大きな構造物のトラッキングは成功しているが、心筋内部の多数の特徴点をトラッキングすることは難しい。

【0075】

しかしながら、例えば以下に示すように、近接する心筋部位は同様の運動をするという物理的制約に基づき、近接する複数の特徴点の追跡（トラッキング）結果から関心領域における代表点の移動量を推定することで、トラッキング精度と安定性の向上が図れる。

【0076】

代表値算出手段46aは、関心領域内局所（格子内）に含まれる複数の特徴点の追跡結果からそれらの代表値を算出する機能を有する。図3に示したように、検出された特徴点は、一般に不等間隔に分布しており、前述の格子状の関心領域との対応が難しい。最も単純には、格子点に最も近い1点のトラッキング結果を、格子点の追跡結果として出力することが可能であるが、望ましくは、複数点の特徴点を追跡（トラッキング）してその代表値を出力することで、安定性の向上が可能である。例えば、所定の格子間隔（例えば5mm）について複数個の特徴点（例えば5個）が含まれるような領域について、各々のトラッキング結果の平均値をその格子点の代表値として出力する。

【0077】

あるいは、前記代表値算出手段46aによる算出に代えて、その他各種演算処理46bを行うことも可能である。例えば、図5に示すように、互いに近接した複数個の特徴点で検出された移動量の分布（統計的分布）を用い、当該分布から大きく外れた特徴点を除外するような除外処理を行うことが好ましい。これにより、信頼度を向上させることができる。

【0078】

統計的分布は、例えば図5に示すように、1個だけノイズ等の理由で、違ったトラッキング結果を示してしまうような場合、通常の処理では、当該1個のトラッキング結果の特徴点を加味した平均値を算出してしまうが、除外処理なる除外専用のプログラムを利用することにより、当該1個の特徴点を除外して平均値等の算出を行うようにする。これにより、精度の低い特徴点を除外して、より高精度の算出結果を得ることができる。

【0079】

なお、ここに、統計的分布としては、例えば、分散、標準偏差等に基づく分布であることが好ましく、このような分布において、例えば1個の点のみが信頼区間の外にあるような場合、当該点を除外するような処理を行うことを意味する。

【0080】

このように、ある領域内に隣接するトラッキング点に関して、統計的分布にて信頼区間外に生じたトラッキング点を除外する処理を行うことにより、上述の各トラッキング点の代表値、平均値等を算出する際の精度を向上させることができる。

【0081】

また、その他各種演算処理46bとしては、少なくともN個の特徴点が含まれるように、(仮想的な)格子間隔を自動的に調整する格子間隔調整処理（手段）を行ってもよい。なお、格子間隔が大きいほど含まれる特徴点も多くなり安定性が向上するが、計測の空間分解能は犠牲になる。そこで、X方向Y方向について要求される空間分解能が異なる場合にはXY方向で異なる大きさの（仮想的な）格子を作成し、格子に含まれる特徴点の数を増大させることにより、必要な分解能を損なわずに安定性良く特徴点を追跡可能である。

【0082】

ここで、超音波診断装置の空間分解能が既知であれば、格子状の関心領域の間隔の程度を定量化できる。つまり、格子間隔の過大あるいは過小の程度の範囲を規定できる。例えば、心筋の厚さは、略10mmから略15mm程度である場合に、当該心筋の領域内に格子が複数個含まれる必要があり、また、空間分解能を高くして各格子間隔を小さくすると、格子の中に数多くの複数点を含めることができない。一方、各格子間隔を大きくすると、

10

20

30

40

50

空間分解能が低下する。従って、格子間隔は、空間分解能が低下せず、かつ、複数点を含めることができる例えば、略5mm程度とするのが好ましい。なお、各格子間隔内に特徴点がない場合には、特徴点がない旨を表示すればよいので問題ない。

【0083】

その際、例えば、1つの格子に含まれる特徴点の数が多いほど、当該各特徴点の追跡結果による代表値の精度が高くなることから、格子に含まれる特徴点の数に応じて精度の信頼性示す指標を、例えば異なる色で表示したりすることも可能である。

【0084】

なお、本発明は、ここで例示した追跡（トラッキング）手法に限るものではなく他の追跡（トラッキング）手法を用いても良い。

10

【0085】

そして、追跡（トラッキング）された複数の特徴点の移動情報に基づいて、第2の関心領域設定部42cは、関心領域の各格子点を移動させる。これにより、画像上の関心領域は変形する。この際、前記特徴点のトラッキング結果に対して、その他各種演算処理46bにより、特徴点を統計的分布などを用いて補正等の処理がなされた場合には、関心領域の（各格子点の）位置は、補正処理された前記特徴点の移動情報に基づいて変更処理されることとなる。

【0086】

なお、第2の関心領域設定部42cが、関心領域内の複数の特徴点の統計的分布に基づいて、関心領域の位置を補正する補正手段を含むように構成することが好ましい。これにより、前記統計的分布に基づく関心領域の位置の補正処理を行うことができる。

20

【0087】

物理パラメータ算出手段47は、前記関心領域それぞれに含まれている複数の前記特徴点の情報、あるいは追跡結果の代表値に基づいて特定の物理パラメータ（変位・速度・加速度・歪など）を算出する機能を有する。また、前記物理パラメータ算出手段47は、前記関心領域の変形、関心領域の移動情報に基づいて物理パラメータを算出するものである。上述の追跡法により、各特徴点（図6に示すTP）あるいは格子点（図6に示すKP）の時間的な位置変化を計測可能となる。

【0088】

そして、これら格子点の追跡結果から臨床的に重要な物理パラメータを算出する。本実施の形態においては、例えば変位・速度・加速度・歪・収縮開始時相について、心臓での解析を例に詳述する。

30

【0089】

「変位」は、解析開始時相を拡張末期として、その時相での格子点の位置からの格子点の位置変化の（2次元のあるいは3次元の）距離を算出することで求められる。一般に、変位が大きいほど、収縮能は保たれているとされる。

【0090】

「速度」は、上記変位の1次微分値を格子点に対応した組織の運動速度として算出する。この速度は、ベクトル量（大きさおよび方向）として計算しても良いし、スカラー量（変位の大きさについての微分値）として定義しても良い。一般に、収縮速度・拡張速度の大きさや血流速度との比などが心機能を反映するとされる。

40

【0091】

「加速度」は、上記変位の2次微分値を格子点に対応した組織の運動加速度として算出する。各格子点での加速度を表示することで、収縮や拡張開始のタイミングなどを知る手がかりとなる。

【0092】

「歪み」では、最も簡単な例である1次元歪みを考えると、格子間隔（あるいは特徴点間隔）の初期値を L_0 として、ある時間（ t ）での格子間隔が $L(t)$ になったとしたとき、1次元歪みは $(L(t) - L_0) / L_0$ （無次元）で定義され、収縮・伸張に応じて異なる値を持ち、パーセントで表示される。

50

【0093】

また、2次元歪みあるいは3次元歪みについては、変形テンソル D_{ij} を、対称部分 E_{ij} と反対称部分 F_{ij} とに分けることで、伸縮歪みとずれ歪みとからなる歪み成分と、回転成分とを分離して得ることが可能である。

【0094】

特に、心内膜と沿う方向、およびそれと直交する方向に座標軸をとることで、臨床的に重要とされる壁厚変化と心筋の長軸方向の伸縮と同時に評価可能となる。これにより、従来大きな問題であった解析の方向依存性を取り除くことが可能である。

【0095】

心臓の内膜に沿う座標形を簡便に設定するためには、自動輪郭抽出技術と組み合わせて使用するのが望ましい。これによれば、各時相での心内膜を自動的に抽出することが可能であり、その方向に沿ったあるいは直交した歪み成分を、格子点により求めた変形テンソルから算出可能となる。簡易的には各方向についての1次元歪みを求めても良いが、この場合には回転成分を分離することはできない。

10

【0096】

超音波診断では、医師は、組織の歪みや歪み速度など、組織変形の諸性質を測定に使用することが多いが、例えば筋肉組織に関連した歪みは、規定時間間隔中の筋肉組織の長さの変化と、筋肉組織の最初の長さとの比に対応している。なお、歪みの変化率（歪み率や歪み速度など）を、変化が様々な歪み速度に対応している着色画像として視覚的に表示してもよい。

20

【0097】

歪み速度は、心筋が収縮および弛緩する能力についての直接的かつ量的な尺度を与え、心筋に沿って撮像することにより、心臓の長軸に沿った局所的な歪み速度成分を測定することができ、さらには、局所的な歪み速度成分を測定することにより、心臓壁の局所的な収縮および伸びについての情報を得ることができ、傍胸骨撮影で撮像することにより、心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることもできる。心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることにより、局所的な筋肉の肥厚についての情報を得ることができ、歪み速度画像は、潜在的にいくつかの心臓の診断の助けとなる。

【0098】

また、心筋内の速度変化は、心臓移植後の拒絶反応の診断や、例えば心腔中の機械的運動の活性化状態やなどに利用でき、他の物理パラメータも心臓壁の肥厚の測定、心房から心室への異常伝導経路の位置決定（患者をカテーテル法で処置すべきか外科手術で処置すべきかを決定するため経路の心筋内の深さ等）などに利用することができる。

30

【0099】

各種処理48では、前記物理パラメータ算出手段47により計算された種々の物理パラメータに対して、時空間でのフィッティングあるいは補間処理又はフィルタリング処理を行うことが好ましい。これにより、物理パラメータに関してノイズ等の影響を除去することが可能である。

【0100】

特に、心筋などの周期的な運動であれば、時間方向にフーリエフィッティングなどを利用してある上限の周波数までの成分のみを取り出すことでノイズに影響されないデータを得ることが可能である。なお、この他、時間情報を利用した移動平均、ローパスフィルタによるフィルタリング、平滑化処理等種々のノイズを減らす処理であってもよい。このように、時間情報を使って精度を上げることができる。

40

【0101】

表示処理手段49は、前記物理パラメータ算出手段47により算出された種々の物理パラメータを表示部に表示するように表示処理（表示制御）する。

【0102】

この際、ASEの壁運動評価に対応した16分画についての平均値などを表示してもよい。あるいは、臨床的に重要とされる内外膜での物理パラメータの違い（一般に内膜側の方

50

が収縮拡張運動は大きい、虚血などにより内膜側の運動が低下し、代償的に外膜側が増大することが知られている）を知るために、内膜側と外膜側とに分けて結果を演算してもよい。また、これら物理パラメータの値をカラーコーディングして画像に重畳して表示することで、より直感的に心機能の状態が把握可能である。

【0103】

図7（A）は、追跡（トラッキング）後の物理パラメータの算出結果を表示した一例を示す説明図である。操作者が操作入力部を操作することで、所定の画面が起動され、表示部上に当該算出結果が表示される。

【0104】

図7（A）の例では、内膜Q及び外膜Rに囲まれた心筋領域が表示された超音波画像上に、複数の特徴点Pが表示されている。この際、例えば、予め関心領域は、心筋領域に設定されているので、心筋領域外の特徴点は算出表示されない。

10

【0105】

物理パラメータの種類としては、変位・速度・加速度・歪等が一例として挙げられるが、例えば、参照すべき物理パラメータ、すなわち時間変化に伴う歪みの変化等がグラフGhに示すような形式で表示される。つまり、時間的に連続した動画像に対して物理パラメータの算出を行ったような場合は、当該算出結果をグラフ表示することで、物理パラメータの変化を知ることができ、物理パラメータの経時変化を知るための指標として有用である。このような物理パラメータの算出結果は、例えば記憶媒体に記憶される。

【0106】

なお、表示される種々の項目（パラメータを含む）の追加又は取り消しは、操作者が自由に行えるようにすることが望ましい。また、指定された物理パラメータの項目のみを表示することで、画面上の情報量を適当に調節することができ、操作者にとって見やすい画面構成にすることができる。

20

【0107】

（処理手順について）

本実施の形態の超音波診断装置のソフトウェア構成は、上記のようであり、以下のように作用する。

【0108】

超音波画像取得手段41aにて取得された超音波画像上において、関心時相設定手段42aにより関心時相が設定され、また、第1の関心領域設定部42b、第2の関心領域設定部42cにより関心領域が設定されると（自動輪郭抽出処理にて設定してもよい）、画像処理手段41bでは、前記超音波画像上に当該関心領域に対応する部分が明確となる処理を行う。

30

【0109】

なお、関心時相設定手段42a、第1の関心領域設定部42b、第2の関心領域設定部42cにおいて設定を行わない処理としてもよく、当該設定が行われない場合には、超音波画像が画像処理手段41bから出力される。

【0110】

そして、いかなる種類の前記超音波画像が入力されたとしても、後段の追跡（トラッキング）処理が精度良く上手く行われるように、前記超音波画像に対して、前処理手段43は、（ダイナミックレンジを狭める、2値化など）等前処理を行なう。

40

【0111】

しかる後、特徴点抽出手段44は、コーナー検出等により前記超音波画像の中から時間的に追跡（トラッキング）することの可能な（言い換えればトラッキング失敗のない）特定の複数の特徴点を抽出する。もちろん、前記第1の関心領域設定手段42bにおいて追跡用の関心領域ROI1が設定されている場合には、当該設定された追跡用の関心領域ROI1の範囲内についてのみ複数の特徴点の抽出処理を行うこととなる。

【0112】

このようにして抽出された特徴点は、表示処理手段49により前記超音波画像上に視覚的

50

に視認可能な表示態様、例えば、カラーの点等により合成表示されるように表示処理される（図3）。なお、格子状の関心領域が設定されている場合には、図4のようになる。また、特徴点の表示はなく、格子状の関心領域のみを表示するようにしてもよく、このようにする方がより見やすくなる。

【0113】

次に、トラッキング可能な特徴点が表示された場合において、追跡（トラッキング）指示がなされると、特徴点追跡手段45は、当該抽出された特徴点に対して時間的に追跡（トラッキング）処理を行うこととなる。

【0114】

続いて、例えば、複数の特徴点について代表値を算出する場合には、代表値算出手段46aは、代表値を算出する。

10

【0115】

一方、トラッキング結果の点に対して統計的分布の信頼区間外の特定の特徴点を除外する補正処理、格子間隔を自動的に調整する等の各種処理を行う場合には、各種演算処理46bにより各々の処理がなされる。

【0116】

そして、第2の関心領域設定部42cは、予め特徴点を格子点に対応させておき、トラッキングされた前記特徴点の移動情報に基づいて、関心領域ROI2の各格子点KPを変更移動させ、この結果、関心領域ROI2の形状が変形することとなる。

【0117】

20

さらに、このような処理がなされた追跡結果、すなわち、関心領域の変形量や格子点の移動量などに基づいて、物理パラメータ算出手段47は、各種物理パラメータ、例えば、歪み等の算出を行うこととなる。

【0118】

これらの算出結果に対しては、例えばフィルタリング等を各種処理48を行った後に、表示処理手段49により必要に応じてカラーコーディング等を施され、表示部に表示されるように表示処理される（図7（A））。

【0119】

以上のように、超音波画像上で時間的に追跡（トラッキング）可能な特徴点を自動的に特徴点抽出手段により抽出する。これにより、簡便にトラッキング可能な特徴点を抽出可能である。その抽出された特徴点についてトラッキングを行い、種々の物理パラメータを計算することで、計算時間の短縮がなされる。

30

【0120】

つまり、超音波画像上の全ての点において追跡できるわけではないので、追跡でき易い箇所を、例えば心筋を含む周辺領域の追跡（トラッキング）可能な特徴点を画面上に全て同時に自動的に表示させる。このため、従来のように、ある心筋内のいくつかの点を、1点、2点とマニュアル操作により操作して確認する必要はなく、心筋全体の領域について、トラッキング可能な複数の点を一度に抽出でき、操作者の負担を低減できる。

【0121】

また、複数の特徴点の追跡（トラッキング）結果から、任意の場所（例えば格子点）での移動量を推定する。つまり、特徴点は、不等間隔でランダムに出てきて表示されるが、それに対して等間隔の格子を対応させることで、精度を向上させることができる。

40

【0122】

さらに、格子点に対応させる際に、複数の点のトラッキングした結果の代表値を格子の点に対応させるようにする。これにより、不等間隔であった所を等間隔のデータに補間するのに加えて、代表値として局所での歪み、速度等に対応させて、精度を向上させることができる。

【0123】

ここで、従来、歪みを算出するには組織ドプラ法を用いており、一方の点と他方の点の2点間の速度差を出し（ $(V2 - V1) / L0$ ）、それを時間積分することで距離を算出し

50

ていた。つまり、ドプラ法により検出できる速度は、非常に小さい位相差、乃ち超音波の波長より小さい位相差（例えば1 mm、0.数mm等）であり、知りたい心臓の動きよりもはるかに小さい値であるため、巨視的にどれだけ動作したかを知るためには、速度を時間積分することが必要となり、蓄積誤差が発生していた。さらに、ドプラ法では、超音波ビーム方向の速度に基づいて、法線方向の射影成分等で、他の方向（ビーム方向と交差する方向）の動きを仮定し角度補正をして本来の動きを計算するが、前記動きの方向の仮定が必要であった。さらに、ドプラ法では、2次元の相互相関による種々の手法が提案されているが、前記他の方向（特にビーム方向と速度の補正方向とのなす角が90度に近い所定角度以上になる部分）では、トラッキングが採りにくいという難点があった。

【0124】

10

これに対し本実施の形態では、位相差を見ているのではなく画像ベースなので、前記他の方向（90度の方向）に動いたとしても、トラッキングを行い得、トラッキングする際に有利となり、精度も向上し、大きな誤差を含む可能性のある部分から誤診する危険性を回避できる。

【0125】

このように、設定した任意の関心領域内に含まれる特徴点について、簡便に精度良くトラッキングを行うことが可能であり、MRIに対しては時間分解能よく安価に、またドプラ法に対しては、大規模な回路や積分処理等を必要としないで安価にかつ精度よくラグランジュ歪などの物理パラメータを算出・表示することができる。

【0126】

20

特に、心臓領域においては、心臓の形状に応じた特定の方向の情報（収縮・進展など）を解析可能であり、心機能を簡便に精度良く、客観的に評価することが可能となる。また、心筋内の特徴点のトラッキングを可能とし、歪などの物理量を定量化することで診断に貢献できる。

【0127】

また、設定された関心領域内についてのみを追跡（トラッキング）することで、計算時間を短縮できる。

【0128】

さらに、前記生体画像上格子状の関心領域を設定し、前記特徴点のトラッキング結果から任意の場所（格子点上）での移動量を推定することで、不等間隔の特徴点データを格子点に対応させることができ、歪みなどの演算が簡便、直感的把握が可能である。加えて、前記関心領域は、周期的な格子点から構成されることが好ましい。（不等間隔の特徴点について得られた情報から、補間して等間隔の情報に直す）。これにより、格子点に周期性をもたせることで演算が簡便、直感的把握が可能となる。

30

【0129】

また、複数の特徴点のトラッキング結果からそれらの代表値（平均値あるいは信頼度の高いものだけを取り出す）を算出することで、安定性が向上する。さらに、関心領域内または空間的近傍における複数特徴点の移動情報の統計的分布からトラッキング結果を算出することで精度を高めることができる。加えて、時間軸方向にフィッティングあるいは補間、フィルタリングした結果を算出することにより、精度が向上し、特定の成分の抽出を行うことができる。

40

【0130】

さらに、前記トラッキング結果あるいは物理パラメータを、所定の領域についての代表値（平均値など）を計算して表示することが好ましい。これにより、結果の安定性を向上させることができる。

【0131】

さらに、前記変形テンソルを、対称部分と非対称分とにわけて回転成分と歪み成分とを分離して構成することにより、1次元歪みのみならず、2次元、3次元歪みについても把握でき、収縮拡張能を正確に評価することができる。

【0132】

50

また、物理パラメータは、その主軸の方向を抽出された内膜(面)あるいは外膜面の法線方向、接線方向にとることが好ましい。これにより、心筋の Shortening と thickening の影響を分離可能である。

【0133】

[第2の実施の形態]

次に、本発明にかかる第2の実施の形態について、図7(B)に基づいて説明する。上述の第1の実施の形態では、設定される関心領域を図4に示すような格子状のものにて形成したが、これ限らず、本実施の形態のように、例えば、ASE (American Society Echo) 等の学会で規定する壁運動評価を行う場合の6個のセグメントに分割した領域構成としてもよい。

10

【0134】

具体的には、図7(B)に示すように、各分割領域(セグメント)S1～S6のように、ある一つのセグメントの変位、他の一つのセグメントの変位等各々6ヶ所の変位が解るように構成される。この際、操作者は、壁運動の動きの大きさを目視で判定し、「正常」、「動きが低下している」等の壁運動のスコアリング(1、2、3、4、5)を各セグメント等をクリックすることで行う。そして、各セグメントの領域に対して、自動的にどれだけ歪んだのか、あるいは動いたのかに関する情報が、色等で識別して表示可能に構成すると、利便性が向上する。もちろん、関心領域が格子状に設定されている場合にも、このような手法を適用してもよい。

【0135】

20

なお、輪郭情報の表示方法としては、例えば、図7(B)に示すように、輪郭線Tを他の線に比して、太線により線幅を変えたり、色を変えたりするようにして良い。このような表示を行うことにより、輪郭部分を操作者が視覚的に、容易に理解できる。

【0136】

分割点の対応付けの表示は、図7(B)に示すように例えば、心壁を表示し、この心壁の内側において、右弁輪部から心尖部までの分割点と心尖部から左弁輪部までの分割点をさらにそれぞれ3つに分類し、各分類の区間毎にS1、S2、S3、S4、S5、S6に対応する色に輪郭線(心壁輪郭)を色分けして心臓断面画像上に重ねて表示する。

【0137】

前記3つの分類は、例えば、基部、中部、心尖部の3つといった具合に、診断時に有用な分類とすると良い。このように心壁を分類し、各分類の区間毎に輪郭線を色分けして表示することで、心壁領域を適切に分割し、画像上での心壁領域の位置を容易にかつ明確に把握することができるようになる。

30

【0138】

表示内容の詳細は次の如きである。一例として、左弁輪部から心尖部、心尖部から右弁輪部をそれぞれ3つの領域に分類する場合について説明する。

【0139】

まず、心壁輪郭に複数の分割点を配したが、これら複数の分割点を、心壁輪郭の所要の区間単位で領域分類する。例えば、心壁輪郭の左弁輪部から心尖部、心尖部から右弁輪部をそれぞれ、基部、中部、心尖部の3つの領域に分類する。

40

【0140】

また、心臓左室の長軸断層像上で、操作者がトラックボール等の操作入力部を使って所望の操作を行うと、心筋の輪郭、例えば内膜Qに相当する部分を自動抽出し、輪郭線Tとして強調表示してトレースする。この心筋の輪郭トレースは、種々の手法を用いて輝度勾配に基づいて心腔と心筋の境界を自動的に抽出するようにする。このトレースにより限定された領域は、関心領域として扱われる。

【0141】

この際、内膜Tの移動を追跡するような場合には、関心領域は、前記内膜Tの移動に伴って移動変形する。そして、その移動変形した関心領域内の特徴点の情報に基づいて、物理パラメータを算出し、その物理パラメータの値に応じて関心領域の色付けを行う。

50

【0142】

なお、図7（B）に示したように、関心領域を分割した場合に、ある分割領域にトラッキング不能領域が存在した場合には、その部分を除いた範囲の特徴点からその分割領域の物理パラメータを計算すれば良い。

【0143】

このように、例えば、超音波診断装置により時系列的に被検者の心臓断層像を得、これを元に心臓の輪郭抽出を行い、この抽出した輪郭像を心壁輪郭情報としてイメージメモリに記憶され、心壁輪郭情報をもとに、例えば、心壁輪郭から心尖部や弁輪部といった輪郭上の点を心壁輪郭の形状から輪郭の曲率等の情報を用いて自動的に検出する検出部（不図示）により検出し、点位置を基準にして心壁輪郭を輪郭分割部により分割し、分割された心壁輪郭を診断に有用な領域毎に分類し、数値表示、グラフ表示、心壁のカラー表示の少なくとも1つで表示する。なお、輪郭情報や分割点情報はイメージメモリに記憶することもできる。

10

【0144】

また、形状に明確な特徴を有する心臓の心尖部と弁輪部を特徴点として用いるようすることで、心尖部、弁輪部の位置を正確に対応付けることができる。さらには、心尖部、弁輪部を基準にして心壁輪郭の分割を行なうようにしたので、壁の対応付けが適切に行える。

【0145】

なお、物理パラメータを算出する際には、関心領域を格子状に設定したものとみなして、計算しておき、ユーザーインターフェースとして最終的に表示させる際には、図7（B）のような操作者にとって見やすい表示態様とするように構成してもよい。

20

【0146】

さらには、各点で歪み等を補間して、各ピクセル毎に物理パラメータ（歪み等）の変位を示す指標（色）を付け、滑らかに色が変化するような表示させるように構成してもよい。このように、種々のパラメータをカラーコーディングして表示することができる。

【0147】

因みに、前記関心領域の設定は、（心臓または心筋領域の）自動輪郭抽出の結果を利用して自動的に設定される。この際、前記輪郭抽出は心臓の内膜をトレースし、内膜から所定の距離（例えば1cm）外膜側までの間を心筋領域として抽出することが好ましい。これにより、簡便に領域の設定を行うことができる。なお、外膜のトレースは特になくてもよいが、前記関心領域が、心筋の内膜または外膜上に設定されると、内外膜の差（心筋に相当）に関する情報を得ることが可能である。

30

【0148】

また、内膜Tの線を自動輪郭抽出処理により抽出することで関心領域を設定する構成とすることで、関心領域を設定する際に、組織に関する必要な輪郭が自動的にトレースされ、組織の大きさ等を直感的に理解し、この情報を元にトラッキングを所望する領域のみの指定を感覚的に行うことができ、壁評価を効率良く行うことができる。

【0149】

もちろん、自動輪郭抽出処理においては、内膜のみならず、外膜に相当する領域の線をも自動表示されるように構成しても構わない。この場合には、内膜と外膜との間の心筋の領域についてのみ、特徴点を探し出して抽出する処理を行い、前記領域内についてトラッキングを行い、不要な部分での特徴点抽出処理にかかる処理を行わずに済む。

40

【0150】

これにより、心臓全体の領域において、全てのトラッキング可能な特徴点を抽出せずとも、関心領域を設定する際に必要な箇所、領域のみを設定することにより、不要な部分の演算をせず済み、効率の良く計算を行うことができる、処理負担の低減、処理速度の向上を図ることができる。

【0151】

なお、関心領域の設定時における自動輪郭抽出処理は、例えば、画像情報に基づいて輪郭を抽出する輪郭抽出部（不図示）により対象物の輪郭を抽出することが好ましい。この輪

50

郭抽出部は、幾つかの輪郭抽出手法を適用可能である。例えば、画像エネルギーや弾性エネルギーを定義した輪郭モデルに基づく手法、画像を2値化したのちに閉輪郭を抽出する手法、オペレータが入力した中心点から放射状にのびる走査線上の輪郭候補点を繋いで輪郭を抽出する手法等である。このようにして抽出された輪郭の座標情報は、記憶媒体に格納される。

【0152】

[第3の実施の形態]

次に、本発明にかかる第3の実施の形態について、図8～図10に基づいて説明する。なお、以下には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、異なる部分についてのみ述べる。図8は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示す機能ブロック図である。

10

【0153】

本実施の形態では、例えば乳頭筋や弁輪あるいは心筋内任意の代表的な部位についての追跡（トラッキング）を実施し、これをもとに例えば心臓のマクロな構造に関する臨床的に重要な情報を提供できるようにしている。

【0154】

具体的には、本実施の形態の超音波診断装置におけるソフトウェアモジュール構成100は、前記第1の実施の形態とほぼ同様の構成である超音波画像取得手段101a、関心時相設定手段102a、画像処理手段101b、前処理手段103、特徴点追跡手段105、各種処理108、表示処理手段109を含み、複数の関心領域を設定する関心領域設定手段102b、関心領域内の複数の特徴点のトラッキング結果の代表値を算出する代表値算出手段106、物理パラメータ算出手段107を有する。

20

【0155】

関心領域設定手段102bは、複数の関心領域を設定可能に形成される。図8は、乳頭筋と僧房弁輪部とに関心領域を設定した様子を示す。ここでは、ある所定の大きさの関心領域を操作者が任意の点に設定可能とする。

【0156】

代表値算出手段106は、関心領域内に含まれる複数の特徴点の追跡結果からそれらの代表値を算出するものである。前述したように、通常のパターンマッチング技術により、特徴的な構造物以外のものを時間的にトラッキングすることは困難である。

30

【0157】

そこで、第1の実施の形態同様、ここでは所定の大きな関心領域に含まれる複数の特徴点を追跡（トラッキング）することにより、その代表値を演算することで精度よくその関心領域内の構造物を追跡（トラッキング）可能とする。

【0158】

物理パラメータ算出手段107は、追跡結果の代表値に基づいて、特定の物理パラメータ（変位・速度・加速度・歪など）を算出するものである。虚血性の僧房弁逆流疾患では、乳頭筋の収縮不全により、弁輪との相対的位置関係に変化が生じて逆流を引き起こすことが知られている。

【0159】

本実施の形態では、これらの点の相対的な位置関係、すなわち、乳頭筋-弁輪間距離、乳頭筋と弁輪部との角度など、種々の情報についての時間変化を簡便に得ることが可能である。従来このような情報を得ようとすれば、マニュアルで時相毎に計測する必要がある、煩雑であった。

40

【0160】

表示処理手段109は、算出結果を表示するものである。上記複数の関心領域から得られる情報グラフとしても良いし、幾何的な変化として表示してもよい。

【0161】

上記のような構成において、まず、関心領域設定手段102bにより複数の関心領域を設定する。そして、特徴点追跡手段105は、各関心領域内の各特徴点について各々追跡（

50

トラッキング)する。

【0162】

また、物理パラメータ算出手段107により、各関心領域間の距離、角度などを算出し、当該算出結果は表示処理手段109を介して表示する。

【0163】

ここで、上記第1の実施の形態では、局所の歪んだ様子を表示するためのものであったが、本実施の形態では、タギングなどの心臓の筋肉の収縮等の情報を持つのではなく、心臓の構造を、左室の弁輪、乳頭筋、心尖というランドマーク（目印になるような領域）等の大きい領域がどれだけ構造変化したかを見ることができるように表示される。

【0164】

例えば、弁の大きさの変化を見る場合、心臓の動作により、1周期、1周期で弁がどのように広がるのか、あるいは、狭くなるのかを見るには、従来はマニュアル操作により、1枚1枚見ていく必要があり、非常に大変であるという問題があった。

【0165】

これに対して本実施の形態においては、複数の関心領域を設定することで、当該関心領域間の距離、例えば弁輪の動きの間隔、2点の移動した距離、をトラッキングできる。

【0166】

例えば、関心領域を設定する際の具体例としては、図10(A)に示すように、心尖TP1、左弁輪TP2、右弁輪TP3の3点を中心に複数の関心領域U1、U2、U3が設定されているものとする。ここで、心臓の伸縮、拡張に伴い、心尖TP1、左弁輪TP2、右弁輪TP2、及び各関心領域U1、U2、U3も連動して伸縮・拡張を行うこととなる。

【0167】

具体的には、心臓が収縮する際には、図10(B)に示すように、各関心領域U1、U2、U3間の距離が狭まり、各関心領域U1、U2、U3を結ぶ線からなる略三角形の幾何学形状W1が形成される。

【0168】

一方、心臓が拡張する際には、図10(C)に示すように、各関心領域U1、U2、U3間の距離が拡大し、各関心領域U1、U2、U3を結ぶ線からなる略三角形の（前記W2と異なる）幾何学形状W2が形成される。

【0169】

このような状況の下、3点の幾何学的な構造の中で、各関心領域間の距離の間隔あるいは角度がトラッキングされる。例えば、最初所定の三角形であったのが、トラッキング処理に応じて徐々に歪んで違う形になることで、視覚的に心臓の伸縮、拡張度合いを認識できる。なお、複数の関心領域を設定し追跡する際には、上述のような例の3点に限らず、2点であってもよいし、それ以上（4点、5点）であっても勿論よい。

【0170】

以上のように本実施の形態によれば、上記実施の形態と同様の作用効果を奏しながらも、弁や乳頭筋、心尖等のマクロな構造のパラメータの変化を出す場合に有用であり、心筋梗塞などによる心臓形状の特徴的变化などを精度良く計測可能となる。

【0171】

〔第4の実施の形態〕

次に、本発明にかかる第4の実施の形態について、図11に基づいて説明する。図11は、本発明に係る第4の実施の形態を示す機能ブロック図である。

【0172】

上述の各々の実施の形態では、通常の2次元画像を表示する超音波診断装置について詳述したが、近年ではリアルタイムで3次元画像が収集可能な超音波診断装置が提案されている。この場合、任意の断面を切り出して2次元像を構成し、これに前記各実施の形態を適用してもよいし、あるいは3次元のボクセルデータに対して3次元的な格子状関心領域を作成し、3次元のトラッキングを行うことで種々の3次元物理パラメータを演算表示可

10

20

30

40

50

能である。

【0173】

具体的には、図11に示すように、本実施の形態の3次元表示可能な超音波診断装置のソフトウェアモジュール構成110は、超音波画像取得手段111a、3次元画像再構成手段111b、関心時相設定手段112a、関心領域設定手段112b、画像処理手段(3D)111c、前処理手段(3D)113、特徴点抽出手段(3D)114、特徴点追跡手段(3D)115、代表値算出手段(3D)116a、その他各種演算処理116b、物理パラメータ算出手段117、各種処理118、表示処理手段119を含んで構成される。

【0174】

上記のような構成の超音波診断装置において、基本的な処理は前記第1の実施の形態と同様であるが、超音波画像取得手段111aにおいて取得された超音波画像は、3次元画像再構成手段111bにより3次元表示可能な3次元画像に構成される。

【0175】

そして、関心領域設定手段112bにより、関心領域は、3次元的に例えば立方体の格子状に設定されることとなる。次に、画像処理手段111cは、前記3次元画像上に3次元的に設定された関心領域を構成するように所定の処理を行い、前処理手段113による前処理を行った後、特徴点抽出手段114により特徴点の抽出を行う。この特徴点についても前記3次元画像上に3次元的な位置関係が把握できるように表示される。

【0176】

また、特徴点追跡手段115、代表値算出手段116aも3次元画像に対応するように各々処理され、前記第1の実施の形態同様に、その他各種演算116bによる演算処理、物理パラメータ算出手段117による算出、各種処理118、表示処理手段119による表示処理がなされる。

【0177】

以上のように本実施の形態によれば、上記実施の形態と同様の作用効果を奏しながらも、2次元では、ある面内での伸縮しか把握できないが、3次元では、xyzの立方体の格子がどのように歪んだのかというのを、3次元的な情報で把握できる。この際、リアルタイムで得られた3次元の情報に対して、上述の第1の実施の形態と同じ処理を1次元拡張して行うことにより、3次元的な歪みを算出して把握することができる。

【0178】

なお、本発明にかかる装置と方法は、そのいくつかの特定の実施の形態に従って説明してきたが、本発明の主旨および範囲から逸脱することなく本発明の本文に記述した実施の形態に対して種々の変形が可能である。

【0179】

また、上述の各実施の形態の超音波診断装置において処理される処理プログラム、例えば、特徴点抽出処理、や特徴点追跡処理、物理パラメータ算出処理などの図2、図8、図11で説明された処理は、当該処理の機能を装備したPCやワークステーションなどコンピュータ(画像処理装置)により、超音波診断装置とは切り離して行っても良い。

【0180】

また、この画像処理装置は、画像撮像手段(モダリティ)は超音波診断装置等の画像撮像手段(モダリティ)と一体であっても良いし、両者が分離された構成としても良い。この際、モダリティとしては超音波診断装置に限定されず、例えば画像取得部が画像のビデオ信号を入力する手段であっても良い。

【0181】

さらに、上記各実施の形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。つまり、上述の各実施の形態同士、あるいはそれらのいずれかと各変形例のいずれかとの組み合わせによる例をも含むことは言うまでもない。また、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た構成であってもよい。

【0182】

そして、これまでの記述は、本発明の実施の形態の一例のみを開示しており、所定の範囲内で適宜変形及び／又は変更が可能であるが、各実施の形態は例証するものであり、制限するものではない。

【0183】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、超音波画像上の全ての点の中から時間的に追跡（トラッキング）可能な複数の特徴点（追跡しやすい箇所）を全て同時に簡便に抽出できる。このため、従来のように、いくつかの点をマニュアル操作により操作して確認する必要はなく、組織全体の領域について、トラッキング可能な複数の点を一度に抽出でき、操作者の負担を低減できる。

10

【0184】

また、設定した任意の関心領域内に含まれる特徴点について、簡便に精度良く追跡（トラッキング）を行うことが可能であり、MRIに対しては時間分解能よく安価に、またドプラ法に対しては、大規模な回路や積分処理等を必要としないで安価にかつ精度よく物理パラメータを得ることができる。この際、関心領域内についてのみ抽出された特徴点について追跡を行い、種々の物理パラメータを計算することで、計算時間の短縮がなされる。

【0185】

特に、心臓領域においては、2次元あるいは3次的に、心臓の形状に応じた特定の方向の情報（収縮・進展など）を解析可能であり、心機能を簡便に精度良く、客観的に評価することが可能となる。

20

【0186】

また、複数の特徴点の追跡（トラッキング）結果から、任意の場所（例えば格子点）での移動量を推定することで、精度を向上させることができる。

【0187】

さらに、複数の関心領域を設定し、これら各関心領域間の距離などを追跡（トラッキング）することにより、マクロな構造についての定量情報が得られ、弁や乳頭筋、心尖等のマクロな構造のパラメータの変化を出す場合に有用であり、心筋梗塞などによる心臓形状の特徴的变化などを精度良く計測可能となる。

【図面の簡単な説明】

30

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置のソフトウェアモジュール構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図3】超音波診断装置において抽出された追跡可能な特徴点を画像上に表示した例を示す説明図である。

【図4】超音波診断装置において画像上に設定された格子状の関心領域の例を示す説明図である。

【図5】超音波診断装置において複数の特徴点からデータ抽出を行う場合の処理を概念的に説明するための説明図である。

【図6】本発明の超音波診断装置の関心領域の動きの一例を説明するための説明図である。

40

【図7】同図（A）（B）は、超音波診断装置の表示部に表示される表示態様の一例を説明するための説明図である。

【図8】本発明の他の実施の形態の超音波診断装置のソフトウェアモジュール構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図9】図8の超音波診断装置において、複数の関心領域を設定した場合の例を示す説明図である。

【図10】同図（A）～（C）は、複数の各関心領域の動きを説明するための説明図である。

【図11】本発明の他の実施の形態の超音波診断装置のソフトウェアモジュール構成の一

50

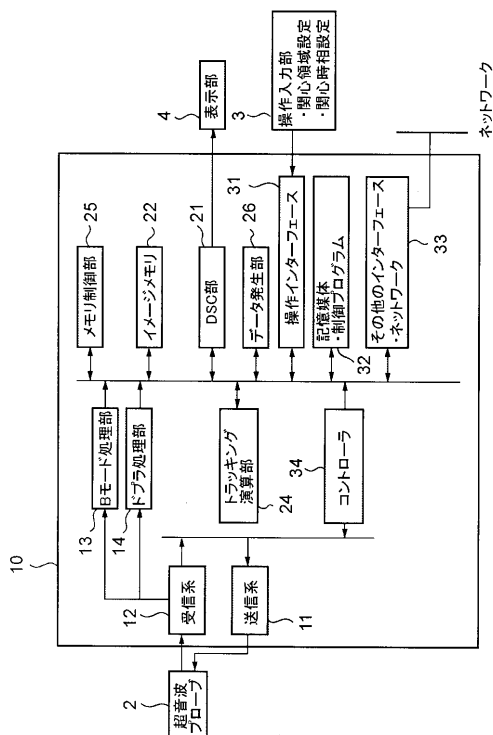
例を示す機能ブロック図である。

【符号の説明】

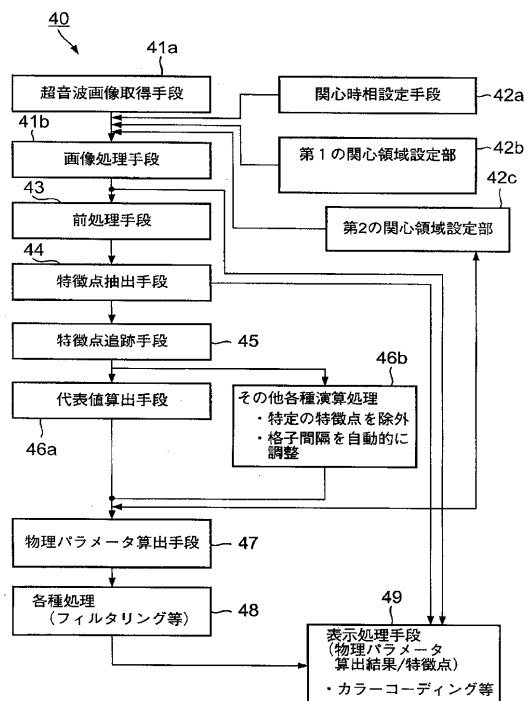
- 1 超音波診断装置
- 4 1 a 超音波画像取得手段
- 4 1 b 画像処理手段
- 4 2 a 関心時相設定手段
- 4 2 b 第1の関心領域設定部
- 4 2 c 第2の関心領域設定部
- 4 3 前処理手段
- 4 4 特徴点抽出手段
- 4 5 特徴点追跡手段
- 4 6 a 代表値算出手段
- 4 7 物理パラメータ算出手段
- 4 9 表示処理手段

10

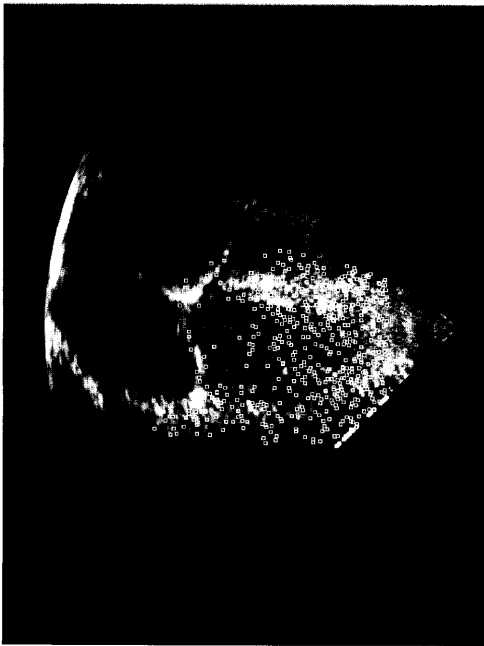
【図 1】



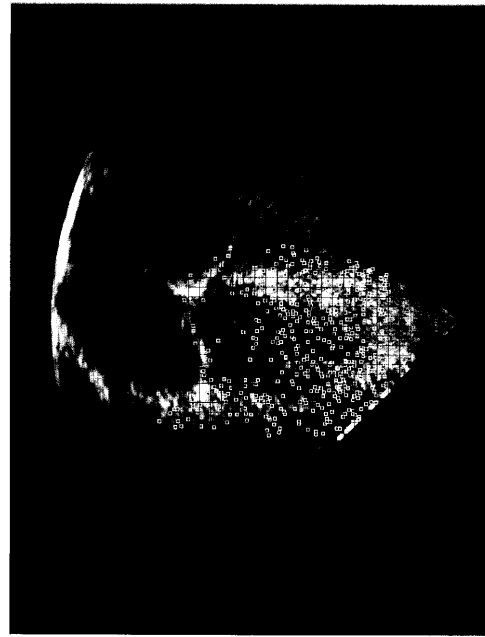
【図 2】



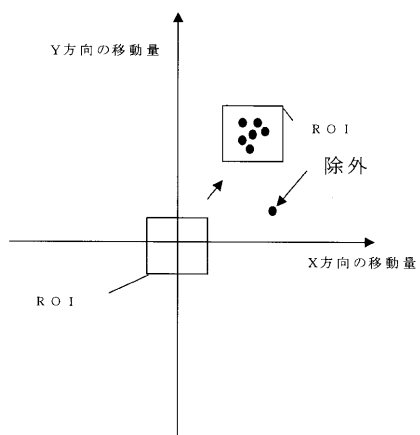
【図 3】



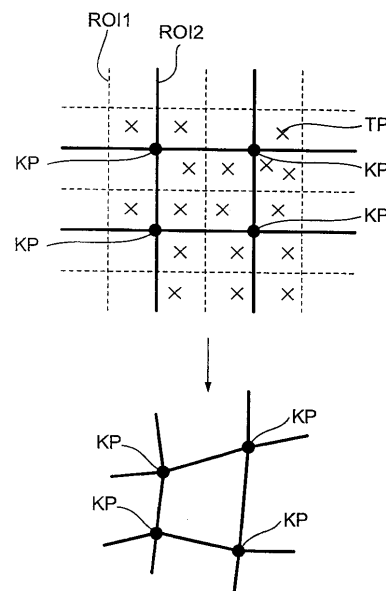
【図 4】



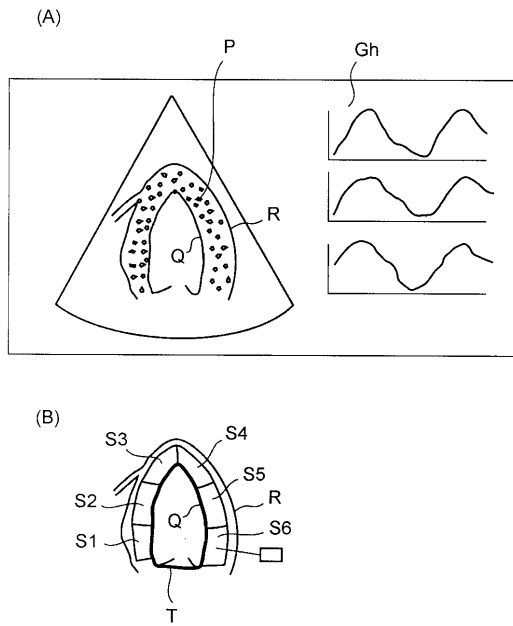
【図 5】



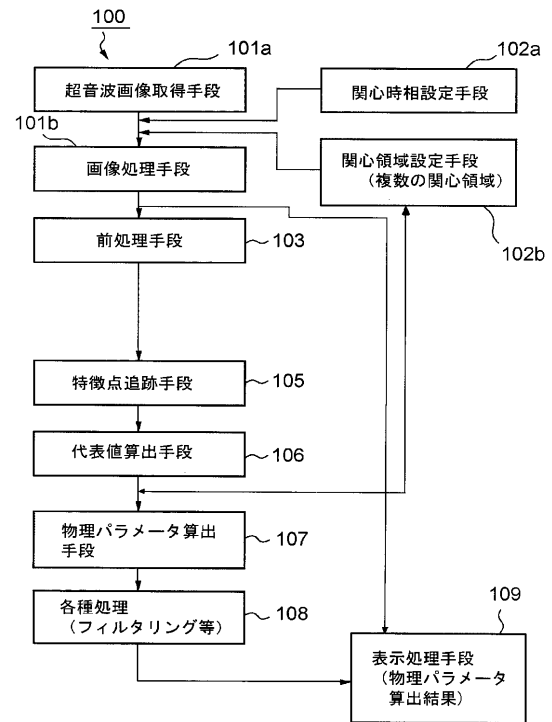
【図 6】



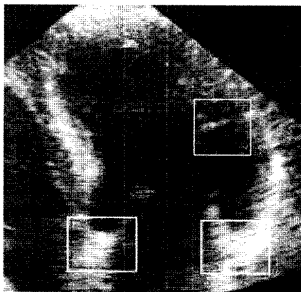
【図 7】



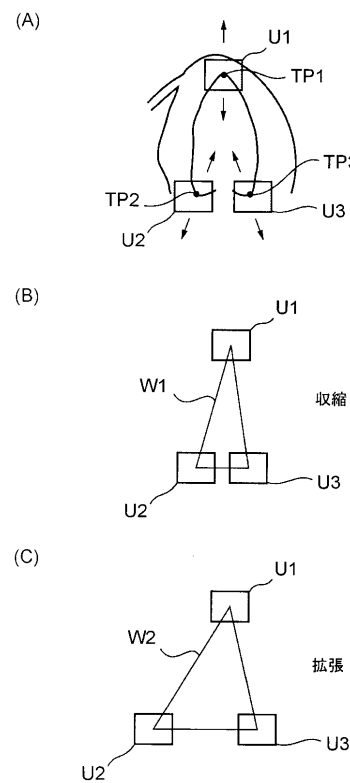
【図 8】



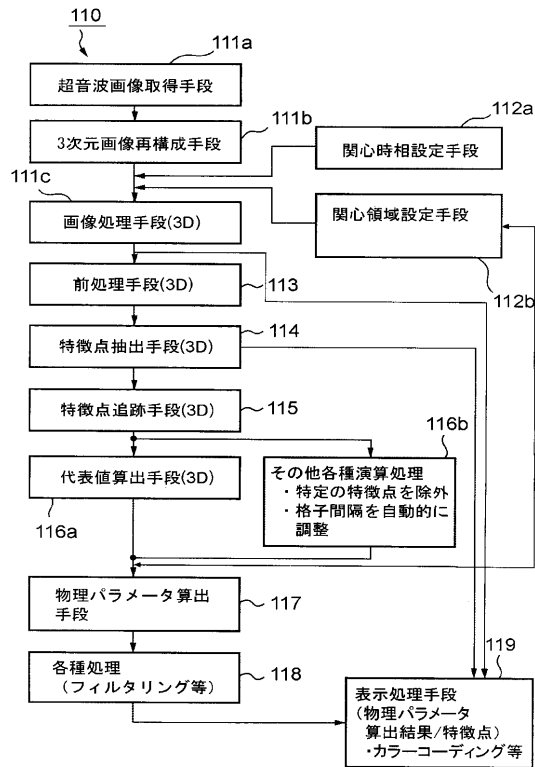
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平6-114059 (J P, A)
特開平6-285065 (J P, A)
特開平6-315541 (J P, A)
特開平8-84729 (J P, A)
特開平10-99334 (J P, A)
特開平10-151133 (J P, A)

Fai Yeunget al, Feature-Adaptive Motion Tracking of Ultrasound Image Sequences Using A Deformable Mesh, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 1998年12月, vol.17, no.6, 945-956

西浦正英 他, 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, 2000年 1月25日, vol.J83-D-II, no.1, 183-190

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

A61B 5/055

A61B 6/00

专利名称(译)	图像处理设备和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4060615B2	公开(公告)日	2008-03-12
申请号	JP2002059160	申请日	2002-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	辻野弘行 西浦正英		
发明人	辻野 弘行 西浦 正英		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00 G06T5/00 G06T7/20 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/14 G06T7/12 G06T7/246 G06T2207/10136 G06T2207/20132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612 G06T7/12 G06T7/20 G06T7/20.B G06T7/246 G06T7/60 G06T7/60.150.P G06T7/60.150.S G06T7/70.Z		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/EE17 4C301/FF28 4C301/HH31 4C301/HH52 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JC08 4C301/JC16 4C301/JC20 4C301/KK01 4C301/KK02 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK30 4C301/KK36 4C301/KK37 4C301/KK40 4C301/LL02 4C301/LL04 4C301/LL11 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/FF08 4C601/JB01 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK01 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK37 4C601/KK50 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL09 4C601/LL40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD11 5B057/CD12 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC05 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/FA06 5L096/FA09 5L096/FA12 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/FA70 5L096/HA02		
其他公开文献	JP2003250804A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理设备和超声波诊断设备，其能够简单地提取特征点而不指示要通过手动操作跟踪的初始位置或区域，并且能够简单且准确地执行收缩和扩展的分析。以低成本获得心脏的能力等。解决方案：构成图像处理设备以处理示出对象中的数据的图像数据。图像处理装置计算表示对象中的数据的图像数据。提取装置提取能够跟踪位置移动的多个特征点。此外，跟踪装置跟踪特征点的移动。物理参数计算装置根据跟踪装置产生的跟踪结果计算特定的物理参数（位移，速度，加速度，应变等）。通过这种结构，简单地提取特征点以执行廉价且准确的分析。Ž

$$H = \begin{vmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{xy} & I_{yy} \end{vmatrix}$$