

(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2008-302220

(P2008-302220A)

(43) 公開日 平成20年12月18日(2008.12.18)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-145705 (P2008-145705)  
 (22) 出願日 平成20年6月3日 (2008.6.3)  
 (31) 優先権主張番号 60/941,778  
 (32) 優先日 平成19年6月4日 (2007.6.4)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 12/126,032  
 (32) 優先日 平成20年5月23日 (2008.5.23)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 508080229  
 バイオセンス・ウェブスター・インコーポ  
 レーテッド  
 アメリカ合衆国カリフォルニア州 9176  
 5ダイアモンドバー・ダイアモンドキヤニ  
 オンロード 3333  
 (74) 代理人 100088605  
 弁理士 加藤 公延  
 (74) 代理人 100101890  
 弁理士 押野 宏  
 (74) 代理人 100157288  
 弁理士 藤田 千恵  
 (72) 発明者 アサフ・ゴバリ  
 イスラエル国、34400 ハイファ、ビ  
 ッツオ 1

最終頁に続く

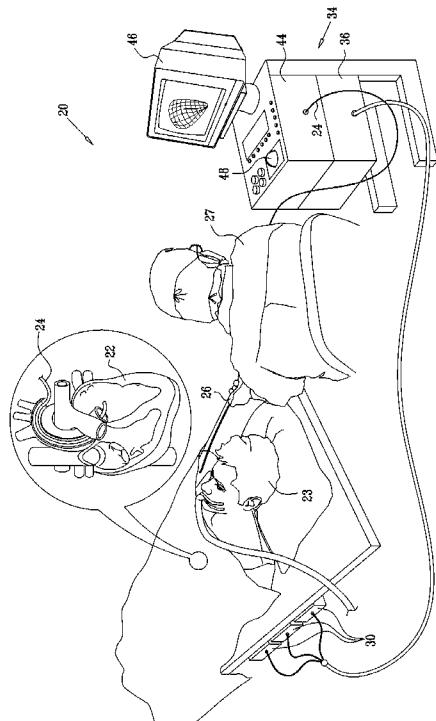
(54) 【発明の名称】超音波を用いた心臓の力学的評価

## (57) 【要約】

【課題】心臓などの運動器官の機能を超音波で評価するシステムおよび方法を提供すること。

【解決手段】診断方法は、患者の体内の運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するステップを含む。運動器官の少なくとも1つの輪郭を、シーケンスにおける一連のイメージにおいて特定し、経時的な器官の運動を示す出力を生成するように処理する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

診断のための方法において、  
患者の体内の運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するステップと、  
前記シーケンスの一連の前記イメージにおいて、前記器官の少なくとも1つの輪郭を特定するステップと、  
特定された前記少なくとも1つの輪郭を処理して、経時的な前記器官の運動を示す出力を生成するステップと、  
を含む、方法。

**【請求項 2】**

診断装置において、  
患者の体内の運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するように構成された音響トランスデューサと、  
前記シーケンスの一連のイメージにおいて前記器官の少なくとも1つの輪郭を特定し、  
特定された前記少なくとも1つの輪郭を処理して、経時的な前記器官の運動を示す出力を生成するように構成されたイメージプロセッサと、  
を含む、装置。

**【請求項 3】**

請求項2に記載の装置において、  
前記イメージプロセッサは、前記器官の周期的な運動の期間に亘る前記輪郭の変位、前記輪郭の1または複数のセグメントの速度ベクトル、および前記輪郭の長さの変化に応答した前記器官の歪みからなるパラメータ群から選択される少なくとも1つのパラメータを計算するように構成されている、装置。

**【請求項 4】**

請求項2に記載の装置において、  
前記運動器官は、前記患者の心臓であり、  
前記イメージプロセッサは、前記心臓の1または複数の拍動サイクルに亘って前記心臓の少なくとも1つの心腔の壁部の運動を解析するように構成されている、装置。

**【請求項 5】**

請求項4に記載の装置において、  
前記音響トランスデューサおよびポジションセンサを備えたカテーテル、  
をさらに含み、  
前記カテーテルは、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランスデューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するために、  
前記心臓に挿入されるように構成されている、装置。

**【請求項 6】**

請求項4に記載の装置において、  
前記イメージプロセッサは、前記運動に応答して前記壁部の瘢痕組織の位置を示すように構成されている、装置。

**【請求項 7】**

請求項4に記載の装置において、  
前記イメージプロセッサは、前記心臓の2つ以上の心腔の運動の不適切な同期を示すように、前記心臓の2つ以上の心腔の前記運動を表示するように構成されている、装置。

**【請求項 8】**

請求項2に記載の装置において、  
前記音響トランスデューサは、音響トランスデューサの複数の異なるポジションからイメージを取得するように操作することができ、  
前記イメージプロセッサは、前記2次元超音波イメージに基づいて前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを再構築するように構成されている、装置。

**【請求項 9】**

10

20

30

40

50

診断装置において、

患者の体内の運動器官の複数の超音波入力イメージを捕捉するように構成された音響トランステューサと、

前記運動器官の表面の各位置における生理学的パラメータの各局所値を示すデータを収集するように構成された侵襲性プローブと、

前記入力イメージおよび収集された前記データに応答して、前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを生成するように構成されたイメージプロセッサであって、前記器官が前記シーケンスの前記3次元イメージにおいて運動する際に、前記3次元イメージの表面に前記局所値の変化の表示を重ね合せる、イメージプロセッサと、

を含む、診断装置。

10

#### 【請求項10】

請求項9に記載の装置において、

前記超音波入力イメージは、前記音響トランステューサの複数の異なるポジションから捕捉された2次元超音波イメージを含み、

前記イメージプロセッサは、前記複数の異なるポジションにおける前記音響トランステューサの位置および向きの座標を受け取るように、かつ前記3次元イメージを再構築するため前記位置および向きの座標を用いて前記2次元超音波イメージを組み合わせるように連結されている、装置。

#### 【請求項11】

20

請求項10に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記器官の運動のサイクルにおける注釈点に対する前記2次元超音波イメージの各捕捉時間を記録するように、かつ前記サイクルの各時間に対応する前記3次元イメージを生成するために前記各捕捉時間に従って前記2次元超音波イメージをグループ分けするように構成されている、装置。

#### 【請求項12】

請求項11に記載の装置において、

前記運動器官は、患者の心臓であり、

前記装置は、

前記音響トランステューサおよびポジションセンサを含むカテーテル、  
を含み、

30

前記カテーテルは、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランステューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するために、前記心臓内に挿入されるように構成されている、装置。

#### 【請求項13】

請求項12に記載の装置において、

前記カテーテルは、侵襲性プローブであり、前記心臓の内面からデータを収集するように構成されている、装置。

#### 【請求項14】

請求項9に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記生理学的パラメータの値に応答して前記3次元イメージにおける前記運動器官の前記表面を色付けするように構成されている、装置。

40

#### 【請求項15】

請求項14に記載の装置において、

前記運動器官は、患者の心臓であり、

前記データは、電気的データを含み、

前記イメージプロセッサは、1または複数の心臓の拍動サイクルに亘って前記心臓の心腔の領域における前記心臓の電気活性の変動を表示するために、前記表面を色付けするように構成されている、装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【開示の内容】

50

**【 0 0 0 1 】**

〔関連出願への相互参照〕

本願は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる2007年6月4日出願の米国仮特許出願第60/941,778号の恩典を請求するものである。

**【 0 0 0 2 】**

〔発明の分野〕

本発明は概して、医学的診断のシステムおよび方法に関し、詳細には、心臓などの運動器官の機能の評価のためのシステムおよび方法に関する。

**【 0 0 0 3 】**

〔発明の背景〕

心内膜（すなわち、心臓の内側の表面）の3次元（3D）マッピングの方法は、当分野で周知である。例えば、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第5,738,096号に、心臓の地図を作成するための方法が記載されている。侵襲性プローブは、心臓壁の複数の位置に接触させられる。侵襲性プローブのポジションを、各位置について決定し、これらのポジションを組み合わせて、心臓の少なくとも一部の構造地図を形成する。

**【 0 0 0 4 】**

上記した米国特許第5,738,096号に記載されているようなある種のシステムでは、別の生理学的特性および心臓表面の局所電気活性をカテーテルによって取得する。対応する地図は、取得した局所情報を含む。

**【 0 0 0 5 】**

ある種のシステムは、超音波イメージング、ポジション検出、および電気検出を含むハイブリッドカテーテルを用いている。例えば、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第6,690,963号に、超音波イメージングヘッドおよび電極を含むことができる侵襲性医療器具の位置および向きを決定するための位置確認システム（locating system）が記載されている。

**【 0 0 0 6 】**

音響トランスデューサを備えたカテーテルを、心内膜の非接触イメージングに用いることができる。例えば、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第6,716,166号および同第6,773,402号に、体腔、特に心臓の3Dマッピングおよび幾何学的再構築のためのシステムが記載されている。

**【 0 0 0 7 】**

別の例として、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、米国特許第5,876,345号に、2次元（2D）イメージングまたは3D再構築のための超音波カテーテルが記載されている。超音波カテーテルは、近距離場および遠距離場の良好な解像度（near and far field resolutions）を有する少なくとも2つの超音波アレイを含む。超音波カテーテルは、このカテーテルによって得たイメージの解釈を助けるために、心腔の輪郭を提供する。

**【 0 0 0 8 】**

心臓内の超音波イメージングを用いた心内膜表面の非接触再構築のためのいくつかの方法が、当分野で周知である。例えば、参照して開示内容を本明細書に組み入れる国際公開第WO 00/19908号に、心臓内超音波イメージングのための操舵可能なトランスデューサアレイが記載されている。このアレイは、アクティブ開口（active aperture）によって所望の方向に案内できる超音波ビームを形成する。参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第6,004,269号に、カテーテルに組み込まれた超音波装置に基づいた音響イメージングシステムが記載されている。超音波装置は、超音波信号を心臓内の内部構造に向けて超音波イメージを生成する。

**【 0 0 0 9 】**

参照して開示内容を本明細書に組み入れる国際公開第WO 99/55233号に、患者の心臓の3D表面の輪郭を描くための方法が記載されている。3Dメッシュモデルが、

患者の心臓の母集団の原型の形状として役立つように、トレーニングデータを用いて開発される。患者の心臓の複数の超音波イメージが、異なる像平面で取得される。解剖学的位置は、各イメージにおいて手動で特定される。3Dメッシュモデルは、所定の解剖学的位置に対してイメージと確実に整合される。

【0010】

超音波イメージを用いた輪郭の抽出および3Dモデリングの他の方法が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる欧洲特許出願第E P 0 9 6 1 1 3 5号に記載されている。別の例として、参照して開示内容を本明細書に組み入れる国際公開第W O 9 8 / 4 6 1 3 9号に、被変調非線形マッピング機能を用いて、ドップラー超音波イメージング信号およびBモード超音波イメージング信号を1つのイメージに組み合わせるための方法が記載されている。10

【0011】

参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許出願公開第2 0 0 6 / 0 2 4 1 4 4 5号に、解剖学的構造のモデリングのための方法が記載されている。解剖学的構造の複数の超音波イメージを、超音波センサを用いて超音波センサの複数の各空間ポジションで取得する。超音波センサの位置および向きの座標は、複数の各空間ポジションで測定する。解剖学的構造の特徴に関する目的の輪郭を、超音波イメージのうち1つまたは複数にマークする。解剖学的構造の3次元(3D)モデルを、目的の輪郭、ならびに測定した位置および向きの座標に基づいて構築する。

【0012】

本発明に関連のある他の特許および特許出願は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第6,139,500号、米国特許出願公開第2 0 0 5 / 0 2 8 3 0 7 5号、米国特許第6,447,453号、同第6,447,454号、米国特許出願公開第2 0 0 5 / 0 1 4 3 7 7号、同第2 0 0 5 / 0 1 3 7 6 6 1号、および米国特許第6,556,695号を含む。20

【0013】

〔発明の概要〕

後述する本発明の実施形態は、体内の器官、特に心臓の運動をモデリングおよび解析するための改善された方法を提供する。

【0014】

これらの実施形態のうちいくつかでは、心臓内の超音波カテーテルなどの音響イメージングプローブが、心臓の鼓動として2Dイメージのシーケンス(sequence of 2-D images)を捕捉する。2Dイメージのうち1つにおいて、心腔の輪郭を、自動的に、または手動で特定する。次に、イメージプロセッサが、シーケンスの他のイメージにおいて、これらの輪郭を自動的に特定する。イメージプロセッサは、局所速度および歪みなどの心臓壁の運動のパラメータを決定するために、心臓の拍動サイクルの際に、輪郭の変化を解析することができる。30

【0015】

別法として、またはこれに加えて、イメージプロセッサは、イメージの分割、および心臓の運動を示す、心臓の「4D」イメージすなわち時間と共に変化する3D解剖学的イメージの再構築に、輪郭を用いることができる。動くイメージ(moving image)は、例えば、心臓内のカテーテルによって測定された局所電気パラメータなどの他の生理学的パラメータの経時的な変化を示すために擬似カラーを付して高めることができる。40

【0016】

したがって、本発明の実施形態に従って診断方法を提供する。この診断方法は、患者の体内の運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するステップと、このシーケンスの一連のイメージにおいて、運動器官の少なくとも1つの輪郭を特定するステップと、

特定された少なくとも1つの輪郭を処理して、経時的な運動器官の運動を示す出力を生成するステップと、を含む。50

**【 0 0 1 7 】**

特定された少なくとも 1 つの輪郭を処理するステップは、器官の周期的な運動の期間における輪郭の変位、輪郭の 1 もしくは複数のセグメントの速度ベクトル、または輪郭の長さの変化に応答した前記器官の歪みを計算するステップを含むことができる。

**【 0 0 1 8 】**

開示する実施形態では、運動器官は、患者の心臓であり、特定された少なくとも 1 つの輪郭を処理するステップは、心臓の 1 または複数の拍動サイクルに亘って前記心臓の少なくとも 1 つの心腔の壁部の運動を解析するステップを含む。通常は、2 次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するステップは、音響トランスデューサおよびポジションセンサを含むカテーテルを心臓内に挿入するステップ、ならびに、ポジションセンサを用いてカテーテルの座標をトラッキングしながらトランスデューサを用いて 2 次元超音波イメージを捕捉するステップを含む。一実施形態では、壁部の運動を解析するステップは、運動に応答して壁部の瘢痕組織の位置を見つけるステップを含む。別の実施形態では、壁部の運動を解析するステップは、心臓の 2 つ以上の心腔の運動の不適切な同期を検出するために、心臓の 2 つ以上の心腔の運動を比較するステップを含む。

10

**【 0 0 1 9 】**

また、本発明の実施形態に従って、診断方法を提供する。この診断方法は、患者の体内的運動器官の複数の超音波入力イメージを捕捉するステップと、運動器官の表面の各位置における生理学的パラメータの各局所値を示すデータを収集するステップと、

20

入力イメージおよび収集されたデータに応答して、器官の運動を示す 3 次元イメージのシーケンスを生成する一方で、器官がシーケンスの 3 次元イメージにおいて運動する際に、3 次元イメージの表面に局所値の変化の表示を重ねさせるステップと、を含む。

**【 0 0 2 0 】**

ある実施形態では、複数の超音波入力イメージを捕捉するステップは、音響トランスデューサの複数の異なるポジションから 2 次元超音波イメージを捕捉するステップと、それら複数の異なるポジションにおける音響トランスデューサの位置および向きの座標を記録するステップと、を含み、シーケンスを生成するステップは、位置および向きの座標を用いて 2 次元超音波イメージを組み合わせて 3 次元イメージを再構築するステップを含む。通常は、2 次元超音波イメージを捕捉するステップは、器官の運動のサイクルにおける注釈点 (annotation point) に対する 2 次元超音波イメージの各捕捉時間を記録するステップを含み、2 次元超音波イメージを組み合わせるステップは、サイクルの各時間に対応する 3 次元イメージを生成するために、各捕捉時間に従って 2 次元超音波イメージをグループ分けするステップを含む。開示する実施形態では、運動器官は、患者の心臓であり、2 次元超音波イメージを捕捉するステップは、音響トランスデューサおよびポジションセンサを含むカテーテルを心臓内に挿入するステップと、ポジションセンサを用いてカテーテルの座標をトラッキングしながらトランスデューサを用いて 2 次元超音波イメージを捕捉するステップと、を含む。

30

**【 0 0 2 1 】**

通常は、シーケンスを生成するステップは、生理学的パラメータの値に応答して 3 次元イメージにおいて運動器官の表面を色付けするステップを含む。開示する実施形態では、運動器官は、患者の心臓であり、データを収集するステップは、電気的データを収集するステップを含み、表面を色付けするステップは、1 または複数の心臓の拍動サイクルに亘って心臓の心腔の領域における心臓の電気活性の変動を表示するステップを含む。

40

**【 0 0 2 2 】**

さらに、本発明の実施形態に従って診断装置を提供する。この診断装置は、患者の体内的運動器官の 2 次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するように構成された音響トランスデューサと、

50

シーケンスの一連のイメージにおいて器官の少なくとも 1 つの輪郭を特定し、特定された少なくとも 1 つの輪郭を処理して、経時的な器官の運動を示す出力を生成するように構

成されたイメージプロセッサと、を含む。

【0023】

さらに、本発明の実施形態に従って診断装置を提供する。この診断装置は、患者の体内的運動器官の複数の超音波入力イメージを捕捉するように構成された音響トランスデューサと、

運動器官の表面の各位置における生理学的パラメータの各局所値を示すデータを収集するように構成された侵襲性プローブと、

入力イメージおよび収集されたデータに応答して、器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを生成するように構成されたイメージプロセッサであって、器官がシーケンスの3次元イメージにおいて運動する際に、3次元イメージの表面に局所値の変化の表示を重ね合せる、イメージプロセッサと、を含む。

10

【0024】

本発明は、図面を参照しながら後述する本発明の実施形態の詳細な説明を読めばよりよく理解できるであろう。

【0025】

〔実施形態の詳細な説明〕

〔システムの説明〕

まず図1および図2を参照されたい。これらは、本発明の実施形態に従った、患者23の心臓22をイメージングおよびマッピングするためのシステム20を模式的に例示している。このシステムは、医師27によって静脈または動脈を通して心腔内に挿入されたカテーテル24を含む。図1は、システム全体の絵画図であり、図2は、カテーテルの遠位端部の詳細を示している。

20

【0026】

カテーテル24は、後述するように、心臓内の超音波イメージを取得するために用いられ、ある実施形態では、電気生理学的データなどの他の局所生理学的データも取得することができる。カテーテル24は、通常は、医師がカテーテルを操作するためのハンドル26を含む。ハンドルの適当な制御部(不図示)により、医師は、所望に応じて、カテーテルの遠位端部を操舵し、位置付け、かつ方向付けることができる。別法では、本発明の原理は、経食道プローブまたは非侵襲性経胸郭プローブなどの他のタイプの超音波プローブによって得られるイメージを用いて実行することができる。

30

【0027】

システム20は、カテーテル24の位置および向きの座標を測定するポジショニングサブシステムを含む。(本特許出願全体にわたって、および特許請求の範囲において、語「位置(location)」は、カテーテルの空間座標を指し、語「向き(orientation)」は、カテーテルの角度座標を指す。また、語「ポジション(position)」は、位置および向きの座標の両方を含むカテーテルの全てのポジション情報を指す。)

【0028】

一実施形態では、ポジショニングサブシステムは、カテーテル24の位置および向きを決定する磁気ポジショントラッキングシステムを含む。ポジショニングサブシステムは、その近傍の所定の作動空間内に磁界を生成し、これらの磁界をカテーテルにおいて検出する。このために、ポジショニングサブシステムは、通常は、患者の外部の固定された既知のポジションに位置する、心臓22の近傍に電磁界を生成する磁界生成コイル30などの一組の外部放射器を含む。生成される磁界は、カテーテル24内のポジションセンサ32によって検出される。代替の実施形態では、カテーテル内のコイルなどの放射器は、電磁界を生成し、この電磁界が、患者の体外にあるセンサによって受け取られる。

40

【0029】

ポジションセンサ32は、検出した磁界に応答して、ポジションに関連した電気信号を、カテーテルを通ってコンソール34まで伸びたケーブル42を介して送信する。別法では、ポジションセンサは、無線リンクを介してコンソールに信号を送信することができる。コンソールは、ポジショニングプロセッサ36を含む。ポジショニングプロセッサ36

50

は、コイル 30 を制御し、ポジションセンサ 32 によって送信された信号に基づいてカテーテル 24 の遠位端部の位置および向きを計算する。ポジショニングプロセッサ 36 は、通常は、カテーテル 24 からの信号を受信し、増幅し、ろ波し (filters) 、デジタル化し、かつ別の方で処理する。

#### 【0030】

この目的に使用することができるある種のポジショントラッキングシステムが、例えば、米国特許第 6,690,963 号、同第 6,618,612 号、および同第 6,332,089 号、ならびに、米国特許出願公開第 2002/0065455 A1 号、同第 2004/0147920 A1 号、および同第 2004/0068178 A1 号に記載されており、これらの開示内容はすべて参照により本明細書に組み込まれる。図 1 に示されているポジショニングサブシステムは、磁界を用いるが、後述する方法は、電気インピーダンス、音響または超音波の測定値に基づくシステムなどのあらゆる他の適当なポジショニングサブシステムを用いて同様に実行することができる。10

#### 【0031】

システム 20 により、医師 27 は、2 次元 (2D) 超音波イメージの表示および解析、ならびにこの 2D 超音波イメージに基づいた、心腔などの目的の構造の 3 次元 (3D) イメージの再構築を含む様々なマッピングおよびイメージング処理を行うことができる。このシステムは、超音波イメージ上に電気生理学的情報地図または電気解剖学的地図などのパラメトリック地図を位置合わせし、重ね合せ、かつ表示することができ、さらに、コンピュータ断層撮影法 (CT) または磁気共鳴映像法 (MRI) のシステムなどの外部システムから取得した 3D イメージと超音波イメージを位置合わせすることもできる。システム 20 のこれらの特徴のいくつかは、上記した米国特許出願公開第 2006/0241445 号に記載されており、他の新規の特徴を後述する。20

#### 【0032】

図 2 に示されているように、カテーテル 24 の遠位端部は、通常は圧電トランステューサなどの超音波トランステューサ 40 のアレイを含む超音波イメージングセンサ 38 を含む。トランステューサ 40 は、フェイズドアレイとして動作し、共同で音響ビームを送信する。(これらのトランステューサは、線形アレイ構造に配列されて示されているが、円形または凸状の構造などの他のアレイ構造を用いることもできる。) 一実施形態では、このアレイは、ショートバースト (short burst) の超音波エネルギーを送信し、次に、周囲組織から反射される超音波信号を受け取るために受信モードに切り替わる。30

#### 【0033】

通常は、トランステューサ 40 は、所望の方向に超音波ビームを案内するために、制御下で個別に駆動される。トランステューサの適切なタイミングを取って、トランステューサアレイから所定の距離でビームが集束するように、センサ 38 によって生成される超音波ビームは同心円状に湾曲した波面を受け取ることができる。したがって、システム 20 は、2D 超音波イメージを生成するために、トランステューサアレイをフェイズドアレイとして用い、超音波ビームの案内および集束を可能にする送信 / 受信スキヤニング機構を実装する。

#### 【0034】

反射された超音波エコーを受け取ると、トランステューサ 40 は、この反射されたエコーに基づいた電気信号を、カテーテル 24 を通じてコンソール 34 のイメージプロセッサ 44 まで伸びたケーブル 42 を介して送信する。イメージプロセッサは、これらの信号を、通常は扇型の 2D 超音波イメージに変換する。イメージプロセッサ 44 は、通常は、詳細を後述するように、ポジショニングプロセッサ 36 からのカテーテルのポジション情報を計算または受信し、イメージの再構築および分析機能の実行にこの情報を用いる。ある実施形態では、イメージプロセッサは、超音波イメージおよびポジション情報を用いて、目的の構造の 3D イメージまたは 4D イメージシーケンスを生成し、これが、ディスプレイ 46 上に 2D 投射として医師に示される。医師は、一般的にはトラックボールまたは他の指示装置 (pointing device) などのユーザーインターフェイス装置 48 によって、表4050

示されたイメージおよびコンソール 3 4 とやり取りすることができる。

【 0 0 3 5 】

ある実施形態では、カテーテル 2 4 の遠位端部は、電気生理学的マッピングおよび／または高周波（ R F ）アブレーションなどの診断および／または治療機能を果たすために少なくとも 1 つの電極 4 9 も含む。一実施形態では、電極 4 9 は、局所電位を検出するために用いられる。電極 4 9 によって測定した局所電位は、心内膜表面における局所電気活性のマッピングに用いることができる。電極 4 9 が、心臓の内面のある点に接触または近接すると、電極はその点における局所電位を測定する。測定された電位は、電気信号に変換され、処理および表示のためにカテーテルを介してイメージプロセッサに送られる。他の実施形態では、局所電位は、コンソール 3 4 に接続された適当な電極およびポジションセンサを含む第 2 のカテーテル（不図示）などの別のプローブから取得する。

10

【 0 0 3 6 】

代替の実施形態では、カテーテル 2 4 は、他の構造のセンサを含むことができる。例えば、電極 4 9 は、1 つのリング電極として示されているが、カテーテルは、任意の数の電極を任意の形態で含むことができる。別法として、またはこれに加えて、カテーテルは、様々な組織の特性、温度、および／または血流などの他の生理学的パラメータを検出することができる。

【 0 0 3 7 】

ポジションセンサ 3 2 は、通常は、電極 4 9 およびトランスデューサ 4 0 に近接してカテーテル 2 4 の遠位端部内に位置している。通常は、ポジションセンサと電極とトランスデューサとの間の相互の位置および向きのオフセットは一定である。これらのオフセットは、ポジショニングプロセッサ 3 6 により用いられて、ポジションセンサ 3 2 の測定されたポジションがあるとすれば、超音波センサ 3 8 および電極 4 9 の座標を導出する。ポジションセンサのさらなる特徴およびその使用方法は、上記の米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 2 4 1 4 4 5 号に記載されている。

20

【 0 0 3 8 】

通常は、超音波イメージおよびポジション測定値の両方を、体表の心電図（ E C G ）信号または心臓内心電図に対するイメージキャプチャおよびゲート信号によって、心臓の拍動サイクルに同期させる。心臓の周期的な収縮および弛緩の際に、心臓の特質が、その形状およびポジションを変化させるため、コンソール 3 4 は、心臓の拍動サイクルにおける注釈点（ E C G の Q R S ピークなど）および対応するポジション測定値に対してセンサ 3 8 によって捕捉される各イメージのタイミングを記録する。したがって、イメージは、これらのイメージが捕捉された心臓の拍動サイクルにおける異なる点に従ってグループ分けすることができる。ある実施形態では、電気的特性および他の組織の特性の測定値などの、カテーテルによって取得される別の測定値も、 E C G 信号および対応するポジション測定値に対して同期させる。次に、これらの追加の測定値の結果を、詳細を後述するように、再構築した 3 D 超音波イメージに重ねることができる。

30

【 0 0 3 9 】

通常は、ポジショニングプロセッサ 3 6 およびイメージプロセッサ 4 4 は、上記した機能を実行するためにソフトウェアにプログラムされた 1 または複数の汎用コンピュータプロセッサを含む。このソフトウェアは、例えば、ネットワークを介して電子形態でコンピュータにダウンロードするか、その代わりに、または、さらに加えて、光学メディア、磁気メディア、電子メモリメディアなどの有形メディアに保存することができる。ポジショニングプロセッサおよびイメージプロセッサは、別個のコンピュータまたは 1 つのコンピュータを用いて実装するか、またはシステム 2 0 の他の演算機能に組み込むことができる。別法として、またはこれに加えて、ポジショニング機能およびイメージ処理機能の少なくとも一部を、専用のハードウェアを用いて実施することができる。

40

【 0 0 4 0 】

〔輪郭のトラッキングおよび解析〕

ここで、図 3 ~ 図 5 を参照されたい。これらの図面は、本発明の実施形態に従った超音

50

波イメージに基づいた心組織の特徴付けの方法を模式的に例示している。図3および図4は、この方法に用いる心臓22の2D超音波イメージ50および52をそれぞれ示している。図5は、この方法のステップを表すフローチャートである。イメージ50および52は、輪郭54を特定するため、およびこのような輪郭に基づいて、後述する他の機能を果たすために、イメージプロセッサ44によって処理される。上記したように、この種の処理のためのイメージは、超音波カテーテルだけではなく、当分野で周知の任意の他の適当なタイプの音響イメージングシステムを用いて取得することもできる。

#### 【0041】

イメージ50および52を取得するために、使用者（医師27など）は、図3および図4に示されている視野などの所望の視野点（point of view）が得られるまで、カテーテル24を、心臓内で移動させる。次に、使用者は、システム20を操作して、イメージ捕捉ステップ60で、「クリップ」、すなわち所望のポジションにおける2D超音波イメージのシーケンスを捕捉する。これらのイメージは、1または複数の心臓の拍動サイクルに亘る複数の時点での心腔および周囲組織の特定の「スライス」を示している。（通常は、クリップは、約2.5秒の長さである。）

10

#### 【0042】

使用者は、輪郭特定ステップ62で、シーケンスの超音波イメージを止め（freezes）、2Dイメージに輪郭54を描く。別法として、またはこれに加えて、プロセッサ44は、輪郭の位置を突き止めるために、自動エッジ検出を適用することができる。イメージに、そのイメージを捕捉した心臓の拍動サイクルにおける点をマークする。通常は、上記したように、イメージのタイミングは、皮膚表面電極および適当なモニタ（不図示）を用いて捕捉される心電図（ECG）信号における注釈点に対してマークされるが、別法として、注釈点を特定するためのあらゆる他の適当な手段を用いることもできる。図3および図4は、1つの心腔の輪郭を示しているが、本明細書に記載する方法は、複数の心腔の複数の輪郭にも同様に用いることができる。

20

#### 【0043】

輪郭54は、初めに、通常は（必ずしも必要ではないが）注釈点で捕捉されたイメージであるシーケンスのイメージのうち1つに対して描く。例示のために、イメージ50を、輪郭を初めに描く注釈イメージと考えることにする。輪郭54をイメージ50に描いた後、輪郭伝達ステップ64で、イメージプロセッサ44が、この輪郭を用いて、連続した注釈点の間のイメージシーケンスの他のイメージの全てにおいて、対応する輪郭を探し出す。したがって、イメージ50における輪郭54に基づいて、イメージプロセッサが、イメージ52における対応する輪郭を探し出す。ビデオシーケンスにおけるフレームレートは、通常は、30フレーム/秒であるが、最大100フレーム/秒のフレームレートは、組織特性のより良好な推定を可能にする。

30

#### 【0044】

輪郭を検出するのに加えて、イメージプロセッサ44は、速度計算ステップ66で、シーケンスの際の1または複数の輪郭の動きに一致する速度ベクトルを計算することができる。輪郭のセグメント56の局所速度を決定するために、例えば、イメージプロセッサは、連続したイメージフレームにおける選択した輪郭に対して長方形の窓をスイープする。任意の適切な窓のサイズ、例えば、 $5 \times 10$ ピクセルを用いることができる。プロセッサは、窓間の変位の関数として連続したフレームから窓間の相関関数を計算する。相関関数を最大にするx方向およびy方向における運動により、窓の輪郭がx方向およびy方向に局所変位する。連続したフレーム間の時間差、および変位を知ることにより、変位を時間差で除した商として、局所速度を計算することができる。速度ベクトルは、x方向およびy方向における速度成分の合成である。

40

#### 【0045】

図3および図4を参照すると、輪郭54の中心部分のセグメントが、主に上方の速度成分を有することが分かるであろう。

#### 【0046】

50

イメージプロセッサは、局所歪み計算ステップ 6 8 で、歪み解析を行うこともできる。輪郭 5 4 に沿った歪みを計算するために、輪郭は、既知の長さの複数のセグメント 5 6 に分割されている。次のイメージフレームにおいて、同じ輪郭を特定して、同じ数のセグメントに分割する。第 1 のフレームのセグメントの長さによって除した、2 つのフレームからの対応する 2 つのセグメントの長さの差によって、セグメントの歪みが得られる。

#### 【 0 0 4 7 】

この種の歪みの計算についてのさらなる情報は、参照して本明細書に組み入れるストイレン (Stoylen) による論文：名称「超音波による左心室の歪み速度イメージング (Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound)」、ノルウェー・ユニバーシティ・オブ・サイエンス・アンド・テクノロジー (Norwegian University of Science and Technology)、(2001 年) に示されており、この論文は [http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/thesis\\_AS.pdf](http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/thesis_AS.pdf) にて入手可能である。

10

#### 【 0 0 4 8 】

特定された運動する輪郭に対して別の計算を行うこともできる。例えば、心臓の拍動サイクルの際の輪郭の変位および輪郭のセグメントを計算することができる。

#### 【 0 0 4 9 】

イメージプロセッサ 4 4 は、出力ステップ 7 0 で、通常は、2 D または 3 D のイメージをディスプレイ 4 6 に示して計算結果を出力する。これらの結果を、例えば、特定した輪郭および計算したパラメータ（速度ベクトルや歪みなど）を示す、ビデオシーケンスの実際の超音波イメージに表示することができる。セグメント 5 6 に対する目的のパラメータの大きさは、セグメントを適宜色分けして示すことができる。

20

#### 【 0 0 5 0 】

このように導出され出力されるパラメータは、プロセッサ 4 4 によって自動的に、またはシステム 2 0 の使用者によって視覚的に、組織を特徴付ける際に用いることができる。特定の輪郭のセグメントの速度および / または変位の異常を、例えば、瘢痕組織の特定のために用いることができる（特に、MRI などの他のイメージング方式によって得られる情報と組み合わせて）。別の例として、心臓の異なる部分（異なる心腔など）における輪郭間の瞬間速度における差を用いて、心腔壁間の同期、および心臓の機械的機能の他の診断指標を評価することができる。これらの指標のいくつかは、カテーテル 2 4 または心臓内の別のマッピングカテーテルによって取得できる電気生理学的な診断情報と組み合わせることができる。例えば、上記した米国特許第 5,738,096 号に記載されている心臓の機械的および電気機械的診断のためのいくつかの方法は、上記したように超音波イメージで検出される運動する輪郭によって与えられる診断情報を用いて、必要な変更を加えて用いることができる。

30

#### 【 0 0 5 1 】

##### 〔輪郭マッピングに基づいた 4 D イメージシーケンス〕

図 6 は、本発明の実施形態に従った心臓イメージングのための方法を模式的に例示するフローチャートである。この方法では、超音波イメージのシーケンスによって与えられる運動する輪郭を、カリフォルニア州ダイアモンド・バー (Diamond Bar) に所在のバイオセンス社 (Biosense Inc.) の CARTO マッピングシステムによって生成されるタイプのデータなどの電気解剖学的マッピングデータと組み合わせる。

40

#### 【 0 0 5 2 】

医師 2 7 などの使用者が、カテーテル 2 4 を心臓 2 2 内で所望の方向に向けて、イメージ捕捉ステップ 7 2 で、2 D 超音波イメージのクリップを捕捉する。使用者は、クリップにおける全てのフレームで輪郭を特定するために、図 5 を参照して説明したようにシステムを操作する。次に、使用者は、カテーテルを移動させて、イメージの別のクリップを捕捉し、必要に応じて新しい輪郭を特定する。別法では、使用者は、カテーテルを連続的に移動させながらイメージを取得することができる。いずれの場合も、上記したように、各超音波イメージは、心臓の拍動サイクルの注釈点に対する特定の時点、およびイメージを記録したカテーテルのポジションに関連する。したがって、各イメージは、注釈点に対す

50

る取得時間、および取得時間におけるカテーテルのポジション座標でマークされる。

#### 【0053】

加えて、心臓の拍動サイクルにおける各時間スロットに対して、対応するCARTO地図を、マッピングステップ74で作成する。例えば、30フレーム/秒のフレームレートでは、33ミリ秒のタイムスロットで地図が得られる。このために、使用者は、カテーテル24の電極46（または別個のマッピングカテーテルの1または複数の電極）を1または複数の心腔の内面の点に接触させる。ステップ72および74は、図6に別個に連続的に行われるとして示されているが、これらのステップの順序は、電気マッピングデータの取得に対する超音波イメージの取得の順序に対するいかなる特定の制限もなしで、逆または交互にすることができる。

10

#### 【0054】

使用者が、全ての所望の輪郭のイメージング、マッピング、および特定を終了したら、イメージプロセッサ44は、イメージ出力ステップ76で、各タイムスロットの電気解剖的CARTO地図が重ねられた、心臓の運動するイメージを作成する。イメージプロセッサは、超音波イメージを同じ3D座標系のCARTOデータと整合させるために、カテーテル内のポジションセンサ32によって供給されるポジションデータを用いる。したがって、超音波イメージにおける各輪郭は、対応するタイムスロットのCARTO地図に関連している。CARTO地図の幾何学的形状は、例えば、参照して本明細書に組み入れる上記の米国特許出願公開第2006/0241445号および同第2007/0106146号に記載されているように、輪郭に従って更新することができる。

20

#### 【0055】

3Dイメージおよび4Dイメージを再構築するために、2D扇状イメージを、（心臓の拍動サイクルに対する）取得時間によってグループ分けする。通常は、イメージを、このように15～30の時間グループに分ける。次に、各グループのイメージを、位置および向きの座標を用いて組み合わせ、3D体積マトリックスにする。言い換えれば、イメージを、各タイムスロットの対応するマトリックスで、3Dマトリックスに保存する。システム20は、データ取得がいつ終了するかを使用者が知るために、各タイムスロットマトリックスで取得されたデータの量を使用者に知らせることができる。3Dイメージを分割するために、プロセッサ44は、分割すべき心腔内のシード点（seed point）を選択することができる。次に、プロセッサ44は、ステップ72で見つけ出された輪郭を用いて、心腔を分割するためにこのシード点から外側に向かって心腔の体積を拡張する。別法では、当分野で周知の他の方法を用いて、心腔の表面を再構築することができる。この段階の終了時に、各タイムスロットに対して、3D体積から生成された分割CT様イメージが得られる。

30

#### 【0056】

ステップ76の後、プロセッサ44は、3D体積レンダリング技術を用いて、心臓の内面における電気活性を示すために、数字または視覚的指示と共に、心臓の変動する体積（moving volumes）を表示することができる。これらの3Dイメージは、「4次元」（4D

3Dと時間）ディスプレイで心臓の運動および電気活性を示すクリップとして表示することができる。CARTO地図に電気活性を差し挟む（interpolation）ことにより、目的の電気パラメータを、心臓壁面全体にわたって差し挟むことができ、心臓の地図を、パラメータに従って色付けすることができる。各心臓の拍動サイクルの間に色が変化し移動するため、使用者は、心臓の電気的活動と機械的活動との間の相互作用を視覚化することができる。温度または化学パラメータなどの他のパラメータを、同様に4Dで表示することができる。別法では、使用者の命令を受けると、システム20は、運動する輪郭のみを表示することができ、オプションとして、上記した速度ベクトルおよび歪みなどの計算した機械的パラメータを表示することができる。体積の計算も、4Dイメージに行うことができる。

40

#### 【0057】

システム20の使用者は、診断ステップ78で、心組織の特性を特定するために動くイ

50

メージを見て分析する。例えば、使用者は、弱い電気パラメータおよび逸脱した機械的挙動に基づいて瘢痕組織の領域を特定することができる。別の例として、使用者は、心臓の拍動サイクルの間の機械的および/または電気的変動の異常なタイミングによって表される、異なる心腔間の不適切な協調を診断するために動くイメージを用いることができる。このような異常は、通常は、例えば、うっ血心不全で生じる。次に、使用者は、心臓再同期療法のため、または他の治療目的を達成するため、心臓のどこにペーシングのリード線を置くかを決定する際に、システム20によって提供される視覚情報を利用することができる。

#### 【0058】

上記した実施形態は、一例として記述したものであり、本発明が、上記に特に図示し、記載したことによる限りないことを理解されたい。むしろ、本発明の範囲は、上記した様々な特徴の組合せおよび部分的な組合せ、ならびに上記説明を読めば当業者であれば想到するが従来技術には開示されていない、上記した様々な特徴の変更形態および改良形態を含むものとする。

#### 【0059】

##### [実施の態様]

(1) 診断のための方法において、  
患者の体内的運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するステップと、  
前記シーケンスの一連の前記イメージにおいて、前記器官の少なくとも1つの輪郭を特定するステップと、  
特定された前記少なくとも1つの輪郭を処理して、経時的な前記器官の運動を示す出力を生成するステップと、  
を含む、方法。

(2) 実施態様(1)に記載の方法において、  
前記特定された少なくとも1つの輪郭を処理する前記ステップは、前記器官の周期的な運動の期間に亘る前記輪郭の変位を計算するステップを含む、方法。

(3) 実施態様(1)に記載の方法において、  
前記特定された少なくとも1つの輪郭を処理する前記ステップは、前記輪郭の1または複数のセグメントの速度ベクトルを計算するステップを含む、方法。

(4) 実施態様(1)に記載の方法において、  
前記特定された少なくとも1つの輪郭を処理する前記ステップは、前記輪郭の長さの変化に応答して前記器官の歪みを計算するステップを含む、方法。

(5) 実施態様(1)に記載の方法において、  
前記運動器官は、前記患者の心臓であり、  
前記特定された少なくとも1つの輪郭を処理する前記ステップは、前記心臓の1または複数の拍動サイクルに亘る前記心臓の少なくとも1つの心腔の壁部の運動を解析するステップを含む、方法。

#### 【0060】

(6) 実施態様(5)に記載の方法において、  
前記2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉する前記ステップは、音響トランステューサおよびポジションセンサを含むカテーテルを心臓内に挿入するステップ、ならびに、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランステューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するステップを含む、方法。

(7) 実施態様(5)に記載の方法において、  
前記壁部の運動を解析する前記ステップは、前記運動に応答して前記壁部の瘢痕組織の位置を見つけ出すステップを含む、方法。

(8) 実施態様(5)に記載の方法において、  
前記壁部の運動を解析する前記ステップは、前記心臓の2つ以上の心腔の運動の不適切な同期を検出するために、前記心臓の2つ以上の心腔の前記運動を比較するステップを含む、方法。

(9) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉する前記ステップは、音響トランスデューサの複数の異なるポジションから前記イメージを捕捉するステップを含み、

前記方法は、

前記2次元超音波イメージに基づいて前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを再構築するステップ、

を含む、方法。

(10) 診断のための方法において、

患者の体内的運動器官の複数の超音波入力イメージを捕捉するステップと、

前記運動器官の表面の各位置における生理学的パラメータの各局所値を示すデータを収集するステップと、

前記入力イメージおよび収集された前記データに応答して、前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを生成する一方で、前記器官が前記シーケンスの前記3次元イメージにおいて運動する際に、前記3次元イメージの表面に前記局所値の変化の表示を重ね合せるステップと、

を含む、方法。

#### 【0061】

(11) 実施態様(10)に記載の方法において、

前記複数の超音波入力イメージを捕捉する前記ステップは、音響トランスデューサの複数の異なるポジションから2次元超音波イメージを捕捉するステップと、前記複数の異なるポジションにおける前記音響トランスデューサの位置および向きの座標を記録するステップと、を含み、

前記シーケンスを生成する前記ステップは、前記位置および向きの座標を用いて前記2次元超音波イメージを組み合わせて前記3次元イメージを再構築するステップを含む、方法。

(12) 実施態様(11)に記載の方法において、

前記2次元超音波イメージを捕捉する前記ステップは、前記器官の運動のサイクルにおける注釈点に対する前記2次元超音波イメージの各捕捉時間を記録するステップを含み、

前記2次元超音波イメージを組み合わせる前記ステップは、前記サイクルの各時間に対応する3次元イメージを生成するために、前記各捕捉時間に従って前記2次元超音波イメージをグループ分けするステップを含む、方法。

(13) 実施態様(12)に記載の方法において、

前記運動器官は、患者の心臓であり、

前記2次元超音波イメージを捕捉する前記ステップは、前記音響トランスデューサおよびポジションセンサを含むカテーテルを前記心臓内に挿入するステップ、ならびに、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランスデューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するステップを含む、方法。

(14) 実施態様(10)に記載の方法において、

前記シーケンスを生成する前記ステップは、前記生理学的パラメータの値に応答して前記3次元イメージにおいて前記運動器官の表面を色付けするステップを含む、方法。

(15) 実施態様(14)に記載の方法において、

前記運動器官は、患者の心臓であり、

前記データを収集する前記ステップは、電気的データを収集するステップを含み、

前記表面を色付けする前記ステップは、1または複数の心臓の拍動サイクルに亘って前記心臓の心腔の領域における前記心臓の電気活性の変動を表示するステップを含む、方法。

#### 【0062】

(16) 診断装置において、

患者の体内的運動器官の2次元超音波イメージのシーケンスを捕捉するように構成された音響トランスデューサと、

10

20

30

40

50

前記シーケンスの一連のイメージにおいて前記器官の少なくとも1つの輪郭を特定し、特定された前記少なくとも1つの輪郭を処理して、経時的な前記器官の運動を示す出力を生成するように構成されたイメージプロセッサと、

を含む、装置。

(17) 実施態様(16)に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記器官の周期的な運動の期間に亘る前記輪郭の変位、前記輪郭の1または複数のセグメントの速度ベクトル、および前記輪郭の長さの変化に応答した前記器官の歪みからなるパラメータ群から選択される少なくとも1つのパラメータを計算するように構成されている、装置。

(18) 実施態様(16)に記載の装置において、

前記運動器官は、前記患者の心臓であり、

前記イメージプロセッサは、前記心臓の1または複数の拍動サイクルに亘って前記心臓の少なくとも1つの心腔の壁部の運動を解析するように構成されている、装置。

(19) 実施態様(18)に記載の装置において、

前記音響トランスデューサおよびポジションセンサを備えたカテーテル、  
をさらに含み、

前記カテーテルは、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランスデューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するために、前記心臓に挿入されるように構成されている、装置。

(20) 実施態様(18)に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記運動に応答して前記壁部の瘢痕組織の位置を示すように構成されている、装置。

#### 【0063】

(21) 実施態様(18)に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記心臓の2つ以上の心腔の運動の不適切な同期を示すように、前記心臓の2つ以上の心腔の前記運動を表示するように構成されている、装置。

(22) 実施態様(16)に記載の装置において、

前記音響トランスデューサは、音響トランスデューサの複数の異なるポジションからイメージを取得するように操作することができ、

前記イメージプロセッサは、前記2次元超音波イメージに基づいて前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを再構築するように構成されている、装置。

(23) 診断装置において、

患者の体内の運動器官の複数の超音波入力イメージを捕捉するように構成された音響トランスデューサと、

前記運動器官の表面の各位置における生理学的パラメータの各局所値を示すデータを収集するように構成された侵襲性プローブと、

前記入力イメージおよび収集された前記データに応答して、前記器官の運動を示す3次元イメージのシーケンスを生成するように構成されたイメージプロセッサであって、前記器官が前記シーケンスの前記3次元イメージにおいて運動する際に、前記3次元イメージの表面に前記局所値の変化の表示を重ね合せる、イメージプロセッサと、

を含む、診断装置。

(24) 実施態様(23)に記載の装置において、

前記超音波入力イメージは、前記音響トランスデューサの複数の異なるポジションから捕捉された2次元超音波イメージを含み、

前記イメージプロセッサは、前記複数の異なるポジションにおける前記音響トランスデューサの位置および向きの座標を受け取るように、かつ前記3次元イメージを再構築するため前記位置および向きの座標を用いて前記2次元超音波イメージを組み合わせるように連結されている、装置。

(25) 実施態様(24)に記載の装置において、

前記イメージプロセッサは、前記器官の運動のサイクルにおける注釈点に対する前記2

10

20

30

40

50

次元超音波イメージの各捕捉時間を記録するように、かつ前記サイクルの各時間に対応する前記3次元イメージを生成するために前記各捕捉時間に従って前記2次元超音波イメージをグループ分けするように構成されている、装置。

【0064】

(26) 実施態様(25)に記載の装置において、  
前記運動器官は、患者の心臓であり、  
前記装置は、  
前記音響トランスデューサおよびポジションセンサを含むカテーテル、  
を含み、  
前記カテーテルは、前記ポジションセンサを用いて前記カテーテルの座標をトラッキングしながら前記トランスデューサを用いて前記2次元超音波イメージを捕捉するために、  
前記心臓内に挿入されるように構成されている、装置。 10

(27) 実施態様(26)に記載の装置において、  
前記カテーテルは、侵襲性プローブであり、前記心臓の内面からデータを収集するよう  
に構成されている、装置。

(28) 実施態様(23)に記載の装置において、  
前記イメージプロセッサは、前記生理学的パラメータの値に応答して前記3次元イメージ  
における前記運動器官の前記表面を色付けするように構成されている、装置。

(29) 実施態様(28)に記載の装置において、  
前記運動器官は、患者の心臓であり、  
前記データは、電気的データを含み、  
前記イメージプロセッサは、1または複数の心臓の拍動サイクルに亘って前記心臓の心  
腔の領域における前記心臓の電気活性の変動を表示するために、前記表面を色付けするよ  
うに構成されている、装置。 20

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】本発明の実施形態に従った、心臓マッピングおよびイメージングのためのシステムの模式的な絵画図である。

【図2】本発明の実施形態に従ったカテーテルの遠位端部の模式的な側面図である。

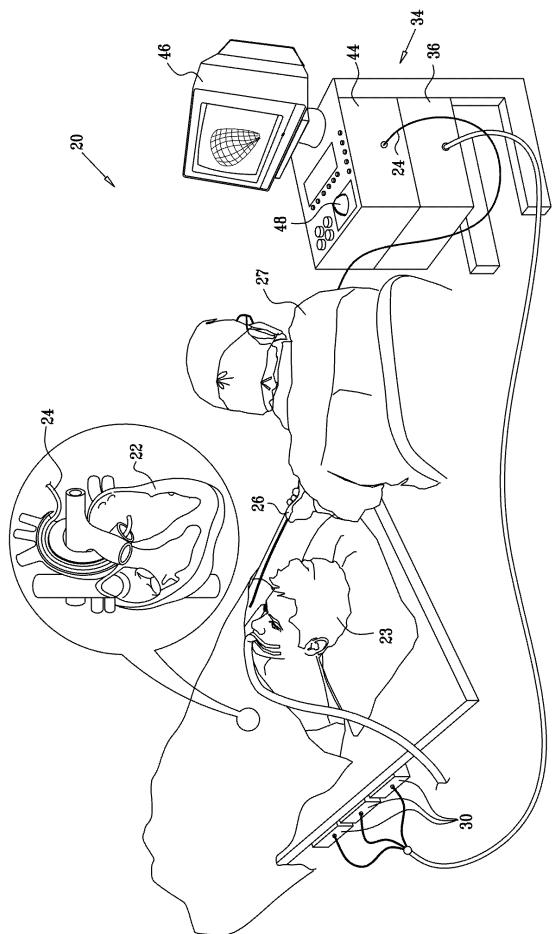
【図3】本発明の実施形態に従った、運動する心腔の輪郭を示す、心臓の拍動サイクルの  
ある時点における心腔の超音波イメージの模式的な表示を示す図である。 30

【図4】本発明の実施形態に従った、心腔の運動する輪郭を示す、心臓の拍動サイクルの、  
図3とは異なる時点における心腔の超音波イメージの模式的な表示を示す図である。

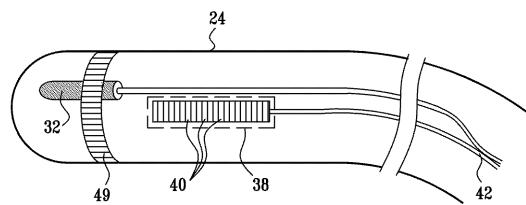
【図5】本発明の実施形態に従った、心組織を特徴づけるための方法を模式的に例示する  
フローチャートである。

【図6】本発明の実施形態に従った心臓イメージングのための方法を模式的に例示する  
フローチャートである。

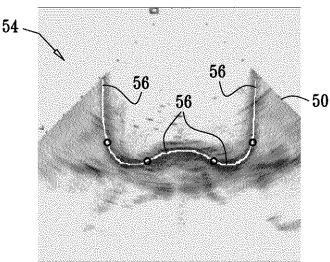
【図1】



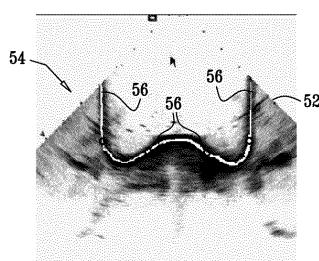
【図2】



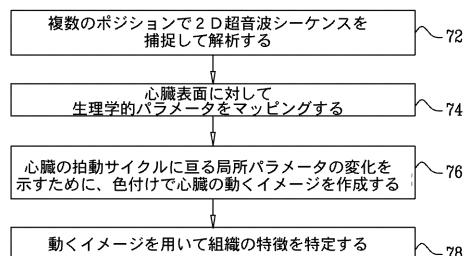
【図3】



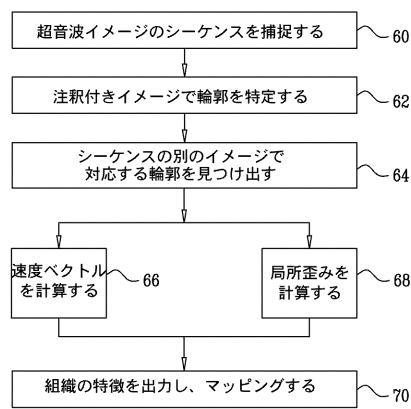
【図4】



【図6】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 アンドレス・クラウディオ・アルトマン  
イスラエル国、34614 ハイファ、シムション 13 / 9

(72)発明者 アレクサンダー・レビン  
イスラエル国、35590 ハイファ、ロダン・レーン 12 / 15  
F ターム(参考) 4C601 DD15 DD27 FE04 GB04 GC17 JC09 JC18 JC23 JC37

【外國語明細書】

2008302220000001.pdf

专利名称(译)	使用超声波对心脏进行机械评估		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008302220A</a>	公开(公告)日	2008-12-18
申请号	JP2008145705	申请日	2008-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特，Incorporated的Rete算法每次		
[标]发明人	アサフゴバリ アンドレスクラウディオアルトマン アレクサンダーレビン		
发明人	アサフ・ゴバリ アンドレス・クラウディオ・アルトマン アレクサンダー・レビン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B5/06 A61B5/061 A61B6/503 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/543 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/367 A61B2090/378 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8918 G01S15/8979 G06T7/0016 G06T7/12 G06T7/246 G06T2207/10076 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/FE04 4C601/GB04 4C601/GC17 4C601/JC09 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/JC37		
代理人(译)	忍野浩 藤田千绘		
优先权	60/941778 2007-06-04 US 12/126032 2008-05-23 US		
其他公开文献	JP5566580B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于超声评估心脏等运动器官功能的系统和方法。诊断方法包括捕获患者体内的运动器官的一系列二维超声图像。在序列中的图像序列中识别运动器官的至少一个轮廓，并对其进行处理以产生指示器官随时间的运动的输出。点域1

