

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6364095号
(P6364095)

(45) 発行日 平成30年7月25日(2018.7.25)

(24) 登録日 平成30年7月6日(2018.7.6)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 H
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 R
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/06
A 6 1 B 5/0456 (2006.01)	

請求項の数 20 (全 26 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-565222 (P2016-565222)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月29日 (2015.4.29)
 (65) 公表番号 特表2017-515559 (P2017-515559A)
 (43) 公表日 平成29年6月15日 (2017.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/028206
 (87) 国際公開番号 W02015/171393
 (87) 国際公開日 平成27年11月12日 (2015.11.12)
 審査請求日 平成29年1月6日 (2017.1.6)
 (31) 優先権主張番号 61/988, 553
 (32) 優先日 平成26年5月5日 (2014.5.5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 511177374
 セント・ジュード・メディカル、カーディオ
 オロジー・ディヴィジョン、インコーポレ
 イテッド
 アメリカ合衆国ミネソタ州55117-9
 913、セント・ポール、カウンティ・ロ
 ード・ビー・イースト 177
 (74) 代理人 110000110
 特許業務法人快友国際特許事務所
 (72) 発明者 オルソン エリック エス.
 アメリカ合衆国、55119、ミネソ
 タ州、メイプルウッド、リンデン サ
 ークル サウス 751

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 拍動する心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムの作動方法であって、
 心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信することと、
 前記心周期を増分位相に分割することと、
 前記心臓壁運動に関連する前記位置データを前記増分位相に割り当てることと、
 コンピューティング・デバイスを用いて、前記増分位相の各々について基準座標ペアを
 決定することであって、前記基準座標ペアは、中間心位相に関する位置データと参照心位
 相に関する位置データとを含む、前記決定することと、
 前記増分位相の各々についての前記基準座標ペアから、基準ループを構築することと、
 前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された心臓マッピングを前記基準ループ
 を用いて決定することと
 を備える、作動方法。

【請求項2】

前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された前記心臓マッピングを決定するこ
 とは、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算することを含む、請求項1に記載
 の方法。

【請求項3】

前記心臓の表面モデルを受信することをさらに備え、
 前記心臓の前記表面モデルは、前記参照心位相に対応する、請求項1又は2に記載の方

法。

【請求項 4】

前記心臓の前記表面モデルに関連する座標を、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを用いてシフトさせることをさらに備える、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記心臓の前記表面モデルに関連する前記座標をシフトさせることは、心位相を前記位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリに関連付けることで決定される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された前記心臓マッピングを決定することは、前記増分位相の少なくとも 1 つについて前記心臓のジオメトリを計算することを含む、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項 7】

獲得された前記心臓マッピングと現在の心位相とを用いて、現在の心臓マッピングを決定することをさらに備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記現在の心位相は、以前の心位相に基づいて決定される、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記現在の心位相は、以前の心周期の長さに関連する時間と、現在の心周期が開始してからの時間との比に基づいて決定される、請求項 7 又は 8 に記載の方法。

20

【請求項 10】

心臓の運動モデルをレンダリングするための命令を記憶した非一時的なコンピュータ可読媒体であって、

機械により実行可能な前記命令は、前記機械に、

心周期の拡張末期部に対応する前記心臓の表面モデルを受信させ、

前記心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信させ、

前記心周期を増分位相に分割させ、

前記位置データに関連する対応する心位相データに基づいて、前記心臓壁運動に関連する前記位置データを前記増分位相に割り当てさせ、

前記増分位相の各々に割り当てられた前記位置データの平均を決定させ、

30

前記平均化された位置データから、前記増分位相の各々について基準座標ペアを決定させ、

前記増分位相の各々の前記基準座標ペアから、基準ループを構築させ、

前記基準ループに基づいて、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算させ、

前記ルックアップ・テーブルと前記心周期の現在の心位相とに基づいて、前記表面モデルの座標のシフトを決定させる、

非一時的なコンピュータ可読媒体。

【請求項 11】

前記ルックアップ・テーブルを用いて、前記心周期の前記現在の心位相に基づいて、前記心臓のジオメトリを表示するように実行可能な命令をさらに備える、請求項 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

40

【請求項 12】

前記ルックアップ・テーブルを用いて、前記心周期の前記現在の心位相に基づいて、前記心周期中の前記心臓の前記ジオメトリの変化のアニメーションを表示するように実行可能な命令をさらに備える、請求項 11 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 13】

前記心臓の前記表面モデルを受信するように実行可能な前記命令は、画像システムから得られるセグメント化されたモデルを受信するように実行可能な命令を含む、請求項 10 から 12 のいずれか一項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 14】

50

前記現在の心位相が隣接する増分位相の間にあることに応答して、前記基準座標ペアを補間するように実行可能な命令をさらに備える、請求項 10 から 13 のいずれか一項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 15】

前記基準座標ペアは、前記心臓の前記表面モデルに関連する座標からのオフセットである、請求項 10 から 14 のいずれか一項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 16】

前記基準座標ペアは、前記心臓の前記表面モデルに関連する前記座標の絶対位置である、請求項 10 から 15 のいずれか一項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 17】

心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムであって、
処理リソースと、
メモリ・リソースと、
を備えるコンピューティング・デバイスを備え、
前記メモリ・リソースは、コンピュータ可読指示を記憶し、
前記コンピュータ可読指示は、前記処理リソースにより実行されるとき、前記処理リソースに、

カテテルに動作可能に接続されたセンサから心周期中の心臓壁運動に関連する運動サンプルであって、前記心臓壁運動に関連する位置データと、前記位置データに関連する心位相データと含む前記運動サンプルを受信させ、

前記心周期を増分位相に分割させ、

前記位置データを前記増分位相に、前記対応する前記心位相データに基づいて割り当てさせ、

前記割り当てられた位置データに基づいて、前記増分位相の各々について基準座標ペアを決定させ、

前記増分位相の各々についての前記基準座標ペアから、基準ループを構築させ、

位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを含む、前記心周期の獲得された心臓マッピングを決定させ、

前記位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと現在の心位相とに基づいて、現在の心周期のアニメーションを表示させる、システム。

【請求項 18】

前記基準座標ペアが、中間心位相についての位置データと、最終心位相についての位置データとを含む、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

最終心位相に対応する心臓の表面モデルを受信し、

前記位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと前記現在の心位相とを用いて、前記表面モデルの座標をシフトさせる、前記処理リソースにより実行可能な命令をさらに備える、請求項 17 又は 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記現在の心周期の前記アニメーションが、前記心周期の各増分位相にわたって前記表面モデルの前記座標をシフトさせることで提供される、請求項 19 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2014年5月5日に出願された「SYSTEM AND METHOD FOR RENDERING A MOTION MODEL OF A BEATING HEART」という発明名称の米国特許仮出願第61/988,553号に基づく優先権を主張する。また、本出願は、2014年5月5日に出願された「METHOD AND SYSTEM FOR DISPLAYING A THREE DIMENSI

10

20

30

40

50

ONAL VISUALIZATION OF CARDIAC MOTION」という発明名称の米国特許出願第14/270,176号にも関連する。

【0002】

本開示は心臓マッピングの決定、詳細には、拍動する心臓の運動モデルのレンダリングに関する。

【背景技術】

【0003】

電気生理学 (EP: Electrophysiology) カテーテルは、増え続ける多くの処置に使用されてきている。たとえば、ほんの数例を挙げると、カテーテルは、診断、治療、マッピングおよびアブレーション処置に使用されている。典型的には、カテーテルは患者の脈管構造を通して対象部位まで、たとえば患者の心臓内の部位まで操作され、1つまたは複数の電極を携行する。これらの電極は、マッピング、アブレーション、診断、または他の処置に使用され得る。

【0004】

カテーテルに携行される1つまたは複数の電極により受信されるマッピング・データを用いて心臓または心室のレンダリングを提供するための種々の技術が採用されてきた。たとえば、Hauckらに発行され、本明細書に完全に記載されているかのように参照として組み込まれる、米国特許第7,263,397号に記載された、カテーテル・ナビゲーションおよびマッピング・システムを提供することが知られている。Hauckらは、概して、体内での電極の位置を見つけ、表示するための医療システムを開示している。Hauckらは、さらに、心臓が拍動している間にロービング電極を心室内にわたって掃引させ、多数の電極位置 (たとえば、データ点) を受信することを開示している。そのようなデータ点は、心拍の全ての段階において、心位相とは関係なく取得される。心臓は収縮中に形状を変化させるので、最大の心臓容積を表すデータ点は少数のみである。さらに、Hauckらは、心臓またはその心室の、最大サイズでの形状 (たとえば、ジオメトリ、容積) を表すシェル (shell) を生成するために、最も外側のデータ点を選択することを教示している。シェルが構築されると、続いて、受信されたEPデータはシェル上にマッピングされ、ユーザに対して表示され得る。

【0005】

本明細書に完全に記載されているかのように参照として組み込まれるByrdら (米国特許出願第12/347,216号、2008年12月31日出願) では、位置決めシステムにより複数のセンサ位置 (たとえば、データ点) を収集し、その複数のセンサ位置は、各データ点が取得された期間またはその時の心位相の表示を含む。シェルはこれらのデータ点から構築され、データ点を患者のリアルタイム測定された心電図 (ECG: electrocardiogram) に従って再生して、各データ点またはデータ点の組ごとに指定される特定の心位相中の心室のそれぞれのジオメトリを生成することができる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

様々な実施形態において、心臓の運動モデルをレンダリングするための方法が提供される。その方法は、心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信することを含むことができる。心周期を増分位相 (incremental phase) に分割することができ、心臓壁運動に関連する位置データを増分位相に割り当てることができる。その方法は、増分位相の各々について基準座標ペアを決定することを含むことができる。いくつかの実施形態では、基準座標ペアは、中間心位相に関する位置データと参照心位相に関する位置データとを含む。いくつかの実施形態では、参照心位相と中間心位相との間で獲得された心臓マッピングは、少なくとも1つの増分位相についての心臓のジオメトリを計算することを含むことができる。その方法は、増分位相の各々についての基準座標ペアから基準ループを構築することを含むことができる。その方法は、基準ループを用いて、参照心位相と中間心位相との間で獲得された心臓マッピングを決定することを含むことができる。参

10

20

30

40

50

照心位相と中間心位相との間で獲得された心臓マッピングを決定することが、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算することを含むことができる。いくつかの実施形態では、その方法は、参照心位相に対応する心臓の表面モデルを受信することを含むことができる。心臓の表面モデルに関連する座標を、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを用いてシフトさせることができる。心臓の表面モデルに関連する座標をシフトさせることが、心位相を位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリに関連付けることで決定され得る。いくつかの実施形態では、その方法は、獲得された心臓マッピングと現在の心位相とを用いて、現在の心臓マッピングを決定することを含むことができる。いくつかの実施形態では、現在の心位相が先の心位相に基づいて決定され得る。たとえば、現在の心位相が、先の心周期の長さに関連する時間と、現在の心周期が開始してからの時間との比に基づいて決定され得る。

10

【 0 0 0 7 】

様々な実施形態では、心臓の運動モデルをレンダリングするための指令が、処理リソースにより実行可能である。心周期の拡張末期部に対応する心臓の表面モデルを受信することができる。心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信することができる。いくつかの実施形態では、心臓壁運動に関連する位置データを、心臓に挿入されるセンサから受信することができる。いくつかの実施形態では、心周期を増分位相に分割することができる。位置データに関連する対応する心位相に基づいて、心臓壁運動に関連する位置データを増分位相に割り当てることができる。いくつかの実施形態では、増分位相の各々に割り当てられた位置データの平均を決定することができる。平均化された位置データから、増分位相の各々について基準座標ペアを決定することができる。現在の心位相が隣接する増分位相の間にあることに応答して、基準座標ペアを補間することができる。増分位相の各々についての基準座標ペアから、基準ループを構築することができる。いくつかの実施形態では、基準ループに基づいて、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算することができ、ルックアップ・テーブルと心周期の現在の心位相とに基づいて、表面モデルの座標のシフトを決定することができる。いくつかの実施形態では、基準座標ペアが、心臓の表面モデルに関連する座標からのオフセットであり得る。いくつかの実施形態では、基準座標ペアが、心臓の表面モデルに関連する座標の絶対位置であり得る。いくつかの実施形態では、ルックアップ・テーブルを用いて、心周期の現在の心位相に基づいて、心臓のジオメトリを表示することができる。ルックアップ・テーブルを用いて、心周期の現在の心位相に基づいて、心周期中に心臓のジオメトリの変化のアニメーションを表示することができる。

20

30

【 0 0 0 8 】

様々な実施形態において、カテーテルに動作可能に接続されたセンサから心周期中の心臓壁運動に関連する運動サンプルを受信するために心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムが提供される。運動サンプルが、心臓壁運動に関連する位置データと、位置データに関連する心位相とを含むことができる。いくつかの実施形態では、心周期を増分位相に分割することができ、対応する心位相データに基づいて、位置データを増分位相に割り当てることができる。割り当てられた位置データに基づいて、増分位相の各々について基準座標ペアを決定することができ、増分位相の各々についての基準座標ペアから、基準ループを構築することができる。基準座標ペアは、中間心位相についての位置データと、最終心位相についての位置データとを含むことができる。いくつかの実施形態では、心周期についての獲得された心臓マッピングが決定され、獲得された心臓マッピングは位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを含み得る。位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと現在の心位相とに基づいて、現在の心周期のアニメーションを表示することができる。いくつかの実施形態では、最終心位相に対応する心臓の表面モデルを受信することができる。位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと現在の心位相とを用いて、表面モデルの座標をシフトさせることができる。一例では、現在の心周期のアニメーションが、心周期の各増分位相にわたって表面モデルの座標をシフトさせることで提供され得る。

40

【 図面の簡単な説明 】

50

【0009】

【図1】本開示の実施形態による、心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムの図である。

【0010】

【図2】本開示の実施形態による、電極付きカテーテルの図である。

【0011】

【図3A】本開示の実施形態による、心周期に関連する運動サンプルおよび平均化された運動サンプルの図である。

【0012】

【図3B】本開示の実施形態による、位置データ・テーブルの図である。

10

【0013】

【図4】本開示の実施形態による、心臓の運動モデルをレンダリングするための方法の一例のブロック図である。

【0014】

【図5】本開示の実施形態による、コンピューティング・デバイスの処理リソースと通信可能なコンピュータ可読媒体の一例のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

ここで、種々の図における同一の構成要素を識別するために同様の参照符号が使用される図面を参照すると、図1は、本発明が実施され得るカテーテル・システムの図式概要である。システムは、当技術分野で知られている様々な視覚化、マッピングおよびナビゲーションのコンポーネントを備えることができ、これらは、とりわけ、たとえば、St. Jude Medical社から市販されているEnSite(商標)Velocity(商標)心臓マッピングおよび視覚化システムを含み、または、本発明の共通の譲受人により所有され、本明細書に引用によりその全体が組み込まれている、Hauckらによる「METHOD AND APPARATUS FOR CATHETER NAVIGATION AND LOCATION AND MAPPING IN THE HEART」という名称の米国特許第7,263,397号を参照して概して閲覧できるものである。加えて、システムは、2014年5月5日に出願された本発明の共通の譲受人により所有され、本明細書に引用によりその全体が組み込まれている、「METHOD AND SYSTEM FOR DISPLAYING A THREE DIMENSIONAL VISUALIZATION OF CARDIAC MOTION」という名称の米国特許出願第14/270,176号を参照して概して閲覧できるコンポーネントを含むことができる。システムは様々な医療処置、たとえば心臓のマッピングおよび/または心臓アブレーション処置と関連して、またはこれらのために使用され得る。心臓の心臓マッピングに言及されるが、本開示の1つまたは複数の態様は、他の解剖学的構造に適用され得る。本発明による実施形態は、簡潔に見やすくするために、本明細書では図示または説明されていない他の特徴を含むことがあり、通常含むことになることを理解されたい。たとえば、アブレーション・カテーテルに関連して使用される場合、そのようなアブレーション・カテーテルは、典型的には、様々な電極および対応する導線、温度センサおよび対応する導線、ならびに当技術分野で知られている他の特徴を含むことができる。

20

30

40

【0016】

いくつかの画像システムは、4次元画像データをキャプチャすることができ、映写ループ(cinematographic loop)を提供するために画像データを順次再生することができる。これらの動画像は、拍動する心臓を視覚化するための能力を提供することができる。本明細書で開示された実施形態とは対照的に、4次元映写ループは、時間をかけて収集された画像データに基づき得るのに対して、本開示の実施形態は、EnSite(商標)Velocity(商標)システムなどの電気生理学的定位システムにより測定されたローピング・カテーテルを介してキャプチャされた運動に基づき得る。加えて、4次元映写ループは、画像データの再生に基づき得るのに対して、本開示の実施形態

50

は、OpenGL（商標）またはDirectX（商標）などの3次元レンダリング環境における表面モデルのアニメーションに基づく。

【0017】

背景技術において説明されたように、いくつかの視覚化/ナビゲーション・システムは、単一の静的なシェルを用いて、心臓またはその心室の表面ジオメトリおよびサイズ/容積を表現する。そのようなシェルを構築するための1つの従来の手法は、モデル化される心室の最大容積に対応する収集された電極位置を用いるものである。

【0018】

一例では、Byrdら（米国特許出願第12/347,216号、2008年12月31日出願）は、電気生理学的マッピング・システムにおいてローピング・カテーテルによって点群を収集することに依拠する。点群は、関連する心位相に基づいて、区分けされピン化される。複数のジオメトリを、ピン化されたジオメトリ点の各セットから再構築し、複数の表面モデルを生成するために使用することができる。マッピング・システムは、心電図（ECG）から心位相を決定し、決定された心位相に従って適切なジオメトリを表示する。しかしながら、心臓内の特定の領域は、全ての心位相にわたってサンプリングされた点を含まないことがあり、これは、心臓の実際の物理的な運動を表さない再構築されたジオメトリにつながる可能性がある。したがって、心臓運動のアニメーションを生成するために特定のジオメトリが連続して表示される場合に、心臓の一部が特定の位置へ動くように見えることがある。しかしながら、心臓壁（たとえば、心内膜壁、心外膜壁）が動いているためではなく、領域がアンダーサンプリングされたために、心臓の一部が動いているように見えることがある。

【0019】

加えて、ピン化された点群の異なるセットから再構築されたジオメトリ間を補間することは、各そのようなジオメトリが異なるメッシュ・トポロジを有することがあるので、困難であると分かる場合がある。そのようなトポロジ間の補間は、困難なタスクであり得る。各メッシュ・トポロジは、異なる数の小面/三角形を有することがある。したがって、これらのジオメトリ間を補間/遷移するためには三角形の追加/除去が必要となり、これは、本開示により提供される実施形態よりも計算集約的となり得る。

【0020】

本開示の実施形態は、単一のジオメトリを用いて表面モデルを生成することができ、表面モデルのジオメトリ（たとえば同一のトポロジを有するもの）をモーフィングして（たとえば、表面モデルに関連する座標をシフトして）、心臓の様々な心位相に関連する特定のジオメトリを形成し、拍動する心臓の運動モデルをレンダリングする際に使用するための獲得された心臓マッピングを作り出すことができる。本明細書で使用される場合、獲得された心臓マッピングは、特定の心位相および/または期間に関連する心臓の特定のジオメトリのマッピングを含むことができる。単一のジオメトリを用いて表面モデルを生成するので、心臓の実際の物理的な運動を表していない場合がある複数のジオメトリの再構築を回避することができる。

【0021】

いくつかの実施形態では、関数回帰（たとえば、薄板スプライン・モデル）を用いて、心室を表す静的に収集された表面モデル上の点を、心臓の特定の位置が異なる心位相においてどこに配置されるかに基づいて、異なる点にマッピングすることができる。たとえば、全ての心位相にわたって収集された点群は、拡張末期のジオメトリを表し得る。心臓の表面上の特定の位置（たとえば心臓壁）にカテーテルを配置し、その位置を異なる心位相、たとえば収縮期などにおいて観察することにより、拡張期から収縮期までの表面位置のオフセットを表す基準点を収集することができる。いくつかの実施形態では、これは、拡張期および収縮期以外に対して行うことができる。たとえば、複数の心位相、たとえば10%ごとの位相を表す基準点を収集することができる。

【0022】

図1を再度参照すると、カテーテル・システムは、患者11の心臓10の図式描写を含

10

20

30

40

50

む。システムは、カテーテルの遠位端が心室の方々または内部で掃引 (swept) されたとき、複数のカテーテル位置を受信する能力を含む。この目的のために、図 1 に、1 つまたは複数のカテーテル電極の位置を決定するために使用される外部から印加される直交電場に基づくタイプの例示的なカテーテル定位システムを示す。そのようなシステムは当技術分野で一般に知られている (たとえば、EnSite NAVX (商標) ナビゲーションおよび視覚化システム)。しかしながら、この実施形態は単に例示的なものであり、決して限定的なものではないことを理解されたい。カテーテルの 3D 空間における位置を決定するための他の技術、たとえば MediGuide (商標) システムを、本発明を実施する際に使用することができ、これにはたとえば、Biosense Webster 社の CARTO ナビゲーションおよび位置システム、または Northern Digital 社の AURORA (登録商標) システムが含まれ、これらの両方は電場でなく磁場を利用する。したがって、本明細書で使用されるように、センサが、カテーテル位置情報を示す信号を生成するために設けられ、たとえばインピーダンス・ベースの定位システムの場合、1 つまたは複数の電極を含むことができる。いくつかの実施形態では、センサは、たとえば磁場ベースの定位システムの場合、磁場の 1 つまたは複数の特性を検出するように構成された 1 つまたは複数のコイル (たとえばワイヤ巻線) を含むことができる。

【0023】

いくつかの定位システムでは、1 つまたは複数の電極が集合的にセンサを定義し得ることをさらに理解されたい。1 つまたは複数の電極は、カテーテルの遠位端に設けることができ、定位システムは、電極のうちの 1 つまたは複数から位置情報を取得するように構成することができる。定位システムは、受信された位置情報だけでなく、位置情報を提供する 1 つまたは複数の電極とカテーテルの遠位位置との間の幾何学的関係も用いて、カテーテルの遠位位置を計算することができる (たとえば、1 つの幾何学的情報は、リング電極から先端までの距離でもよい)。最後に、定位システムは、計算された位置を、直接収集されたかのように使用することができる。同様に、磁場ベースの定位の実施形態では、カテーテルの先端および磁気コイルは、それらの間に幾何学的関係を有することができる、定位システムが、計算された先端位置 (すなわち、磁気コイル信号と、コイルおよび先端の間の幾何学的関係の事前定義された知識とに基づいて計算されたもの) を、そのような位置が直接収集されたかのように使用するように構成される。もちろん、他の変形例も可能である。

【0024】

図 1 を引き続き参照すると、例示されたインピーダンス・ベースの定位システムの実施形態では、表面電極の 3 つのセット (たとえば、パッチを介して適用されるもの)、すなわち、X 軸電極 12、14、Y 軸電極 18、19、および Z 軸電極 16、22 が示されている。加えて、追加の表面電極 21 (たとえば、「腹部」パッチを介して適用されるもの) を用いることができる。表面電極は全て、スイッチ 24 に接続される。代表的なカテーテル 13 が示されており、これは単一の遠位電極 17 を有しており、遠位電極 17 は本明細書では「ローピング」または「測定」電極と呼ばれ得る。電極 17 は、この実施形態では位置センサを定義し得るが、上記で示唆されたように、多数の変形例が可能である。また、図 1 に、固定の基準電極 31 を有する第 2 の別個のカテーテル 29 を示し、基準電極 31 は校正の目的で心臓 10 上に固定され得る。

【0025】

さらに、図 1 に、コンピュータ・システム 20、信号発生器 25、アナログ・ツー・デジタル変換器 26 およびローパス・フィルタ 27 を示す。コンピュータ・システム 20 は、本明細書に記載のいくつかの機能を実行するためのソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、および/またはロジックを利用することができる。計算システム 20 は、情報を共有するためのハードウェアおよび命令の組み合わせとすることができる。ハードウェアは、たとえば、処理リソース 32 および/またはメモリ・リソース 33 (たとえば、非一時的コンピュータ可読媒体 (CRM: computer-readable medium) データベースなど) を含むことができる。処理リソース 32 は、本明細書で使用

10

20

30

40

50

される場合、メモリ・リソース 33 により記憶される命令を実行可能ないくつかのプロセッサを含むことができる。処理リソース 32 は、単一のデバイスに統合することができ、または複数のデバイスに分散させることができる。命令（たとえば、コンピュータ可読命令（CRI: computer-readable instruction）は、メモリ・リソース 33 に記憶された、心臓 10 の運動モデルをレンダリングするために処理リソース 32 により実行可能な命令を含むことができる。コンピュータ・システム 20 は、図 5 に関連してさらに論じられる。

【0026】

コンピュータ・システム 20 は、所定の戦略に従って表面電極の種々のペアを選択的に活性化しよう信号発生器 25 を制御するように構成される。動作においては、コンピュータ・システム 20 は、フィルタ 27 および A-D 変換器 26 を介して生のパッチ・データ（すなわち電圧読取値）を取得し、この生のパッチ・データを用いて、心臓 10 またはその心室の中に配置されたカテーテル電極（たとえば、上述のローピング電極 17）の 3 次元空間（X, Y, Z）における生の電極位置座標を決定するように構成される。いくつかの実施形態では、患者 11 の心周期の位相は、そのような電極位置座標が受信された場合に、測定するあるいは決定することができる。この目的のために、一実施形態では、体表面電極に接続され、参照符号 15 によりまとめて指定される従来の 12 本の ECG 導線のほとんどまたは全ては、患者 11 の心電図（ECG）の取得をサポートするために設けられている。

【0027】

あるいは、心臓 10 内の固定位置に配置された基準電極、たとえば固定基準電極 31 は、心周期における心臓 10 の心位相を決定するために分析され得る比較的安定した信号を提供するために使用され得る（たとえば、冠状静脈洞に配置される）。より一般的には、可動カテーテルまたはローピング・カテーテル以外の電極を有する他のカテーテルを、心臓 10 に対して一定に位置に配置し維持して、心位相を示す比較的安定した信号を取得することができる。図示されたように、ECG 導線 15 は、コンピュータ・システム 20 に直接接続され、取得および後続の処理が行われて、心周期における心臓 10 の位相が取得される。ECG 導線 15 は、他のシステム（図示せず）に対して提供されてもよい。

【0028】

コンピュータ・システム 20 は、ECG 導線 15 のうちの 1 つまたは複数に現れる信号のフィルタリングを採用することができ、これにより所定量の遅延が導入され得ることに留意されたい。たとえば、1200 サンプル/秒で動作する一実施形態では、12 タップのデジタル・フィルタを ECG 提供信号（ECG-provided signal）に対して使用することができ、これは対応する 12 タイム・ステップの遅延をコンピュータ・システム 20 における決定された心位相の可用性（availability）に導入する効果を有する場合がある。一般的には、心位相情報の可用性における比較的短い待ち時間は、心臓マッピングの生成の精度と、心臓マッピングから生成される心臓運動のアニメーションのその後の「再生」とに軽微な影響を有するものと考えられ得る。

【0029】

一例では、定位データ（たとえば NAVX（商標）データ）から得られた心臓マッピングは、（たとえばフィルタの結果として）減衰し、ラグを含むことがある。したがって、カテーテルの動きは、心臓マッピングから生成される心臓運動のアニメーションと一致していることがある。しかしながら、カテーテルの動きは、含まれるラグによって、蛍光透視法によって生成されるデータ、および/または心臓 10 の生理的運動と一致していないことがある。

【0030】

図 2 に、図 1 の例示的なカテーテル 13 の一実施形態をより詳細に示す。カテーテル 13 は、たとえば、心臓 10 の左心室 38 にのみ配置されているように示された、従来の EP カテーテルとすることができる。また、EP カテーテル 13 は、電極 17 に加えて、追加のリング電極 39、40 および 41 を含むことができ、これらはまとめてセンサを定義

10

20

30

40

50

する。カテーテル13がさらに他の電極を含むことができ、EPまたはRFアブレーションの実施形態などの他の実施形態では、1つまたは複数の他の電極が任意数の診断目的および/または治療目的で使用され得ることを理解されたい。たとえば、そのような電極、したがってそのようなカテーテルを、アブレーション処置、心臓マッピング、EP研究および他の処置を行うために用いることができる。本発明は、カテーテルまたはカテーテル・ベースのシステムまたは処置の任意の種類に限定されない。加えて、上述のように、位置センサは、記載のインピーダンス・ベースの定位の実施形態では、カテーテル先端電極およびリング電極のうちの1つまたは複数を用意することができる。全ての位置情報は、心臓10の運動モデルをレンダリングする際に使用するための位置データ点の決定を改良するために使用することができる。

10

【0031】

いくつかの実施形態では、位置データおよび心位相データは、心周期中の心臓壁運動に関連する運動サンプルとして受信することができる。一例では、センサ(たとえば電極17、39、40、41)を、ある期間の間に心臓壁に対して特定の位置に保持して、位置データを収集しつつ、同時に心位相データを収集することができる。したがって、心臓壁が動いた場合、心臓壁運動を表すいくつかの点を受信することができる。心臓壁の位置が、位置データが受信された特定の心位相とペアにされ得るように、これらの点を心位相データに関連付けることができる。

【0032】

いくつかの例では、センサを10秒の期間の間、心臓壁上の特定の位置に保持することができ、これにより心臓壁運動に関連する十分な運動サンプルを提供することができる。詳細には、EnSite(商標)NavX(商標)などの心臓マッピング・システムを用いる場合、センサは、およそ10から15秒の期間の間、特定の位置に保持され得る。MediGuide(商標)などの心臓マッピング・システムを用いる場合、十分なサンプル期間は、およそ5秒まで削減することができる。データがこの期間にわたって平均化(たとえばアンサンプル平均化)され得るように、サンプル時間の持続時間は、1つまたは複数の呼吸周期に及ぶ場合がある。十分なアルゴリズムが与えられた場合、期間は1から3心周期にさらに削減することができ、これはおよそ1から3秒であり得る。EnSite(商標)Velocity(商標)およびMediGuide(商標)心臓マッピング・システムは両方とも、信号フィルタを用いて位置データから呼吸アーティファクトを除去することが可能な呼吸補償アルゴリズムを組み込んでいる。

20

30

【0033】

いくつかの実施形態では、位置データおよび心位相データは、一般的には、一様なサンプル・レートで収集されないことがある。EnSite(商標)Velocity(商標)心臓マッピング・システムを用いる場合、心位相データのサンプル・レートは2キロヘルツである場合があり、位置データのサンプル・レートは98ヘルツである場合がある。処理を簡単化するため、心位相データおよび位置データは、データをサンプル・レートに調整するために再サンプリングされ得る。再サンプリングすることで、位置データおよび心位相データが時間的に整列するように、位置データおよび心位相データのサンプル・レートを適合させることができる。一例では、各位置データ点が収集される時間は、各心位相データ点が取得される時間と一致し得る。

40

【0034】

再サンプリングは、いくつかの方法で行うことができ、位置データを心位相データのより高いレートにアップ・サンプリングすることができ、または心位相データを位置データのサンプル・レートに間引きすることができる。いずれの方法も可能であるが、位置データを心位相データにアップ・サンプリングすることは、いかなる利益も与えない場合があり、処理リソース32に関連する計算負荷を増加させる場合がある。一例では、位置データのサンプル・レートは増加させることはできるが、それにより運ばれる情報は増えない場合があり、その理由は、より高いサンプル・レートまでデータを埋める補間ステップは、補間ステップの隣接する位置データの情報を伝達するのみであるためである。

50

【 0 0 3 5 】

いくつかの実施形態では、ECG検出モデルを用いて、心位相データ（たとえばECGデータ）から患者11の心臓10の心周期のQRS群におけるR波の時点を決めることができる。本明細書に完全に記載されているかのように本明細書に引用により組み込まれる以下の論文では、ECG検出モデルがさらに詳細に説明されている。

【 0 0 3 6 】

Chesnokov, D., Individually adaptable Automatic QT Detector, Computers in Cardiology, 2006年、33:337-341頁。

【 0 0 3 7 】

いくつかの実施形態では、EnSite（商標）Velocity（商標）などの心臓マッピング・システムが使用される場合、システムはECG検出モデルを組み込むことができる。心周期のQRS群におけるR波の時点を決めることにより、心位相を各時点に割り当てることが可能となる。一例では、隣接するR波間の均一な補間により、位相を各時点に割り当てて、心周期を増分位相に分割することができる。一例では、心周期は、10から100までの範囲のいくつかの増分位相に分割することができる。たとえば、心周期は10位相に分割することができ（たとえば10%、20%、30%、など）、または心周期は100位相に分割することができる（たとえば1%、2%、3%、など）。しかしながら、いくつかの実施形態では、心周期は、10より少ないまたは100より多いいくつかの増分位相に分割することができる。

【 0 0 3 8 】

割り当てられる位相は線形ランプ関数とすることができ、ここでR波の先頭に0%位相が割り当てられ、次のR波に100%位相が割り当てられる。R波は0%位相および100%位相が同時に割り当てられ、その理由は、これらが心臓位置およびECGの観点で等価であるためである。

【 0 0 3 9 】

いくつかの実施形態では、各位置に、ECG検出モデルによって決定された心位相を割り当てることができる。一例では、位置データおよび心位相データに関する時間を用いて、心位相を位置データに割り当てることができる。そして、位置データを増分位相に割り当てることができる。たとえば、10個の増分位相が選択された場合、ある位置を、その位置に関連する心位相に基づいて、10個の増分位相の1つに割り当てることができる。あるいは、100個の増分位相が選択された場合、位置に関連する心位相に基づいて、位置を、100個の増分位相の1つに割り当てることができる。

【 0 0 4 0 】

増分位相の数が多い場合、心臓10の運動モデルに含まれるジオメトリの間の遷移に関する平滑度がより大きくなり得る。たとえば、心周期を心臓10に関連する10個の離散ジオメトリに分割すると、1つのジオメトリから次のジオメトリへの遷移が大きくなり得る。あるいは、心周期を心臓10に関連する100個の離散ジオメトリに分割すると、1つのジオメトリから次のジオメトリへの遷移が小さくなり得、したがって1つのジオメトリから次のジオメトリへの遷移がより滑らかとなる。しかしながら、心周期をより多数の増分位相に分割すると、各増分位相における位置データ点が減少する場合があります、これは運動モデルの精度に影響し得る。

【 0 0 4 1 】

いくつかの実施形態では、各増分位相は、ある範囲の心位相を含むことができる。たとえば、増分位相が10%増分に分割されるように10個の増分位相が選択された場合、20%増分位相 \pm 5%に入る心位相は、20%増分位相に含めることができる。あるいは、増分位相が1%増分に分割されるように100個の増分位相が選択された場合、20%増分位相 \pm 0.5%に入る心位相は、20%増分位相に含めることができる。

【 0 0 4 2 】

いくつかの実施形態では、複数の位置データ点を、各増分位相に含めることができる。

10

20

30

40

50

たとえば、心位相に関連する複数の位置データ点が、特定の増分位相に関連するある範囲の心位相に含まれる場合、複数の位置データ点を特定の増分位相に含めることができる。加えて、位置データ点が複数の心周期にわたって収集される場合、複数の位置データ点を特定の増分位相に含めることができる。たとえば、位置データが3心周期にわたって収集される場合、各増分位相は、各心周期から位置データ点を1つずつ、3つの位置データ点を含むことができる。

【0043】

いくつかの実施形態では、各増分位相に含まれる位置データ点の平均を計算することができる。いくつかの例では、各増分位相に含まれる位置データ点の平均を計算するために、アンサンブル平均を用いることができる。各増分位相に関して受信される位置データ点の数が増えるにつれて、位置データ点の平均は、よりロバストになり、位置データ点から生成される心臓10の運動モデルに関する精度がより高くなり得る。

【0044】

いくつかの実施形態では、各増分位相に含まれる位置データ点について統計量を計算することができる。一例では、各増分位相に含まれる位置データ点について標準偏差および/または分散を計算することができる。各増分位相に含まれる位置データ点から計算される平均位置が信頼できることを確保して、運動サンプルを収集するのに必要な時間の長さを決定するために統計量を用いることができる。

【0045】

図3Aに、本開示の実施形態による、心周期に関連する運動サンプルおよび平均化された運動サンプルを示す。心臓壁運動に関する第1の運動サンプル45および第2の運動サンプル46は、いくつかのデータ位置点を含み得るものであるが、カテーテル13に取り付けられたセンサから受信され得る。一例では、第1の運動サンプル45は、第1の心周期に関連する位置データ点を含むことができ、第2の運動サンプル46は、第2の心周期に関連する位置データ点を含むことができる。図3Aに示されるように、第1の運動サンプル45（たとえば位置データ点）の大部分は、第2の運動サンプル46と重ならない。平均位置47-0、47-1、...、47-9を第1の運動サンプル45および第2の運動サンプル46から計算して、平均化された運動サンプルを生成することができる。平均位置47-0、47-1、...、47-9は各々、増分位相に関連付けることができる。たとえば、平均位置47-0を0%位相に関連付けることができ、平均位置47-1を10%位相に関連付けることができ、平均位置47-2を20%位相に関連付けることができ、平均位置47-3を30%位相に関連付けることができ、平均位置47-4を40%位相に関連付けることができ、平均位置47-5を50%位相に関連付けることができ、平均位置平均位置47-6を60%位相に関連付けることができ、平均位置47-7を70%位相に関連付けることができ、平均位置47-8を80%位相に関連付けることができ、平均位置47-9を90%位相に関連付けることができる。一例では、アンサンブル平均運動サンプルは、第1の運動サンプル45および第2の運動サンプル46のアンサンブル平均を介して得ることができ、平均位置47-0、47-1、...、47-9を含むことができる。

【0046】

一例では、およそ70%および80%の間の増分位相は、心臓10の拡張末期位相に関連付けることができ、これは本開示の実施形態において参照心位相として使用され得る。一例では、本開示の目的のための参照心位相は、QRS群からのオフセットとして計算することができる。およそ70%から80%の間の増分位相に対応し得る。心臓10の心周期は、現在の拡張末期位相および以前の拡張末期位相により定義することができる。中間心位相（たとえば90%位相、0%位相、10%位相、20%位相、30%位相、40%位相、50%位相、60%位相）は、拡張末期位相の間の心周期の位相とすることができる。たとえば、心臓の心周期は、QRS群の間の期間（たとえば収縮期）として定義することができる。

【0047】

図3Bに、本開示の実施形態による、位置データ・テーブルを示す。位置データ・テーブル53は、時間T0からT9を含む時間の列を含み、これらは位相の列49にリスト化された位相0%から90%に対応する。図示されたように、位置データ・テーブルは、0%心位相から90%心位相までの範囲の10個の増分位相に割り当てられた位置データを含む。参照心位相位置は、基準の列50において位相ごとに定義することができる。たとえば、参照心位相位置P70は、70%の位相に関連する位置データ点（たとえば座標）に対応することができ、これは心周期の拡張末期位相に対応する（たとえば、参照心位相）。心位相位置の列51は、位相の列49にリスト化された各心位相に関連する位置データ点を含むことができる。たとえば、心位相位置P0は0%位相についての位置データ点に対応することができ、心位相位置P10は10%位相についての位置データ点に対応することができ、などである。心位相位置P70は70%位相についての位置データ点に対応することができ、これは、参照心位相位置と同じ位置データ点であり得る。

10

【0048】

基準座標ペアを、各位相に対する割り当てられた位置データに基づいて、増分位相の各々（たとえば、0%、10%、20%など）に対して決定することができる。一例では、心位相オフセットを位相ごとに決定することができる。心位相オフセットは、参照心位相位置（たとえば最終心位相）および中間心位相位置の間の位置の変化に関連するベクトルとすることができる。たとえば、70%が参照心位相位置として使用されているので、70%位相における心位相位置（たとえばP70）が参照心位相位置（たとえばP70）と同じであり、したがって、位置データ・テーブル53に示されるように、70%位相につ

20

【0049】

いくつかの実施形態では、参照心位相（たとえば拡張期位置）に対応する心臓10の表面モデルを受信することができる。いくつかの実施形態では、位置センサを備えたカテーテルを、心臓に挿入することができ、心臓内で動かして点群を取得することができる。点群を用いて、心臓10の表面モデルを構築することができる。いくつかの実施形態では、心臓10の表面モデルは、画像システムによって取得することができる。たとえば、セグメント化されたモデルを画像システムから得ることができる。いくつかの実施形態では、セグメント化されたモデルは、画像システム、たとえばコンピュータ断層撮影（CT：computed tomography）システム、磁気共鳴画像（MRI：magnetic resonance imaging）システム、および/または心腔内心エコー図法（ICE：intra-cardiac echocardiography）システムなどからインポートすることができ、マッピング・システム、たとえばEnSite（商標）Fusion（商標）を用いて登録することができる。セグメント化されたモデルは融合させることができ、基準ジオメトリとしての役割を果たす、心臓10の表面モデルとして、点群から構築される表面モデルとほぼ同様に使用することができる。心臓10の表面モデルは最終心位相にあるので、最終心位相（たとえば70%位相）にある心位相位置は、心臓10の表面モデル上の位置に関連付けることができる。表面モデルの座標が位相ごとに変化して心臓10の運動を反映するように、心位相オフセットを用いて表面モデルの座標をシフトさせることができる。たとえば、点群から構築される表面モデルの座標ならびに/あるいはCTおよび/またはMRIから取得される表面モデルの座標をシフトさせて、心臓10の運動を反映することができる。

30

40

【0050】

各位相に対する基準座標ペアは、位相ごとに参照心位相位置および心位相オフセットを含むことができる。一例では、基準ループは、全ての位相にわたる基準ペアの完全なセットを含むことができる。基準座標ペアは：

$$\{L_{ref}, L_p\}$$

と表すことができ、ここで L_{ref} は参照心位相における基準ループの絶対位置であり、 L_p は位相pにおける参照心位相位置からのオフセットである。同等に、基準座標ペアは、以下の絶対的ペア：

50

$\{L_{ref}, L_p\}$
 を用いて表すことができ、ここで L_{ref} は参照心位相における基準ループの絶対位置であり、 L_p は位相 p における基準ループの絶対位置である。一例では、オフセット（たとえば L_p ）を用いると、オフセットを表面モデルの座標に加算することになり得るのに対して、絶対的な基準ペアリングを用いると、新たな座標を表面モデルの座標に割り当てることになり得る。

【0051】

基準ループは、心臓壁の特定の点に対応し得、心周期にわたって心臓壁が動く場合にその点の運動を表し得る。また、基準ループは、心臓壁の他の点について生成することができ、したがって心臓10の表面モデルの座標をシフトして心臓10の運動モデルを生成することができる。各基準ループに対する基準ペアが決定されると、基準ペアを用いて、参照心位相（たとえば拡張期）を表す表面モデルから各特定の心位相への座標のシフトを決定することができる。座標のシフトは以下のように表すことができる：

$f: R_3 \rightarrow R_3$

座標のシフトは、一例では、関数回帰によって決定することができる。たとえば、St. Jude Medical社から市販されているEnSite（商標）Fusion（商標）モジュールで使用されており、または本明細書に完全に記載されているかのように本明細書に引用により組み込まれる2008年12月31日に出願された米国特許出願第12/347,216号を参照して概して閲覧できる、関数回帰法。関数回帰法は、薄板スプライン・モデル、放射基底ネットワーク・モデル、および/または平均値座標モデルの使用を含むことができる。

【0052】

いくつかの例では、これらの関数回帰法および/または他の関数回帰法を用いることができる。しかしながら、薄板スプラインの方法は、基準点間の過度の振動の制限、座標のシフトの際のマニホールド面の維持、およびソフトウェアでのその単純な実装を含むいくつかの要因によって好ましい場合がある。

【0053】

薄板スプライン・モデルの概要は以下に示され：

【0054】

【数1】

$$f(x) = Tx + \sum_{i=1}^I w_i g(x, x_i)$$

$$g(r) \begin{cases} c_0 r^{4-n} \ln(r), (n=2 \text{ 又は } n=4) \\ c_1 r^{4-n}, \text{ それ以外} \end{cases}$$

$$g(r) \begin{cases} c_0 \ln(r), (n=4) \\ c_1 r, (n=3) \end{cases}$$

ここで、重み (w) は、薄板スプライン・モデルの獲得フェーズから決定される。本明細書に完全に記載されているかのように本明細書に引用により組み込まれる以下の論文では、薄板スプライン・アルゴリズムがさらに詳細に説明されている：

【0055】

Bookstein, F. L., Principal Warps: Thin Plate Splines and the Decomposition of Deformations, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1989年、11: 567-585頁。

【0056】

Bookstein, F. L., Thin-Plate Splines and the Atlas Problem for Biomedical Images, Pr

10

20

30

40

50

ceedings of the 12th International Conference on Information Processing in Medical Imaging、1991年7月。

【0057】

座標のシフトが位相ごとに計算されると、現在の心臓マッピングは、ECGデータから取得された現在の心位相から決定することができる。現在の位相は、本明細書で先に論じられたようにECGデータから取得することができる。一例では、R波が検出され、R波間の期間（たとえば心周期を定義するもの）が計算される。瞬間的な時点における心位相は次のR波が到着するまで知ることができないので、以前のR-R間隔の期間を用いて、現在の心位相を予測する。以前のR-R間隔の期間がDであり、最後のR波からの時間がdである場合、以下のように、現在の時点が心位相に割り当てられる：

【0058】

【数2】

$$phase = \begin{cases} \left(\frac{d}{D}\right) * 100\%, d < D \\ 100\%, d \geq \end{cases}$$

したがって、現在の心位相は、以前の心位相に基づいて決定することができる。たとえば、現在の心位相は、以前の心周期の長さに関連する時間と、現在の心周期が開始してから時間との比に基づいて決定することができる。

【0059】

いくつかの例では、次のR波が以前のR-R間隔と比べて遅れて到着する場合、心周期において遅れて発生する中間心位相に関連する時点は各々100%位相が割り当てられ、最終心位相であるかのように見えることになる。これにより、一例では、心臓運動モデルの運動が一時停止し得る。あるいは、次のR波が以前のR-R間隔と比べて早く到着する場合、心周期において遅れて発生する中間心位相に関連する時点は100%位相に到達することはなく、ただちに元の0%に遷移する場合がある。これは、拍動する心臓のモデルの観察される運動に突然元の0%にジャンプさせる効果を有し得る。

【0060】

本開示のいくつかの実施形態は、リコール（recall）・モードとリアルタイム・モードとを含むことができる。リコール・モードでは、患者11の心臓10に関連するいくつかの心周期を記録することができる。したがって、心周期に関連するR-R間隔の実際の期間を記録し、R-R間隔の各々に対して心位相を割り当てるために後で使用することができる。リアルタイム・モードでは、本明細書で論じられるように、以前のR-R間隔の期間を用いて、現在のR-R間隔に関連する現在の心位相を予測することができる。

【0061】

リコール・モードでは、EnSite（商標）Velocity（商標）心臓マッピング・システムで利用可能なオフライン・レビュー・モードでユーザが操作している場合に、次のR波が早くおよび/または遅れて到着することにより生じる任意の問題は、いかなる問題ももたらさないことがあり、その理由は、次のR波の到着を事前に記憶することができ、これを利用して特定のR-R間隔ごとに心位相を割り当てることができるためである。リアルタイムでは、位相を決定する代替の方法を採用することができる。たとえば、値Dを、いくつかの以前の周期についての最小値または最大値として決定して、心臓10の運動モデルにおけるジャンプまたは一時停止を回避することができる。加えて、いくつかの例では、R-R間隔の平均値を用いて値Dを決定し、それによってジャンプおよび/または一時停止を回避することができるが、例はそのように限定されていない。

【0062】

いくつかの実施形態では、心周期の現在の位相（p）が決定された場合、心室のジオメトリを、心周期の現在の心位相に基づいて表示することができる。現在の心位相が増分心位相（たとえば10%位相）と一致する場合、心臓10の表面モデルの座標ごとにその心位相について回帰関数を計算することで、心室のジオメトリの決定を行うことができる。

一例では、オフセットを心臓 10 の表面モデルの座標に加算して座標をシフトするオフセット手法を用いることができ、以下のように表すことができる：

【 0 0 6 3 】

【 数 3 】

$$\vec{x}_p = f_p(\vec{x}_{ref}) + \vec{x}_{ref}$$

あるいは、表面モデルの座標の絶対位置が定義される絶対的な手法を用いることができ、以下のように表すことができる：

【 0 0 6 4 】

【 数 4 】

$$\vec{x}_p = f_p(\vec{x}_{ref})$$

10

【 0 0 6 5 】

いくつかの実施形態では、現在の心位相が増分心位相の 1 つ（たとえば 10 % 位相）、したがってその増分位相に関連する座標のシフトに分類されない場合、表面モデルの座標の位置は補間によって決定することができる。たとえば、現在の位相（たとえば 15 %）が 2 つの増分心位相（たとえば 10 %、20 %）の間にある場合、現在の位相に関連する座標は、以下のようにオフセット手法を用いて決定することができる：

【 0 0 6 6 】

【 数 5 】

$$\vec{x}_p = (1 - a)f_{p-}(\vec{x}_{ref}) + af_{p+}(\vec{x}_{ref}) + \vec{x}_{ref}$$

20

リコール・モードでは、表面モデルの座標のシフトが決定された各心位相は、表面モデルの座標ごとに事前に計算することができ、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルに記憶することができる。したがって、関数 f の計算を、それが必要な座標ごとに行う代わりに、表面モデルの座標のシフトを、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを参照して決定することができる。したがって、位相ジオメトリの事前計算されたルックアップ・テーブルがあれば、補間が、表面モデルの座標のシフトを決定するために行われる必要があり得る唯一の演算となり得る。あるいは、多数の位相（たとえば 100 個）を事前に計算し、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルに含めることができる。したがって、補間ステップは不要となり得る。あるいは、表面モデルの座標のシフトは、必要に応じて、表面モデルの座標ごとに計算することができる。たとえば、増分位相の各々に対する心臓のジオメトリは、事前に計算して位相ジオメトリのルックアップ・テーブルに記憶するのではなく、リアルタイムに計算することができる。

30

【 0 0 6 7 】

いくつかの実施形態では、回帰関数は、以下に示された位相の関数とすることができる：

$$f : R_4 \quad R_3$$

薄板スプライン・モデルは、4 つの変数、すなわち：

$$(x, y, z, p)$$

40

の関数となり得る。したがって、基準ループ内の基準ペアを心位相に従ってグループに分割して、いくつかの分割された位相の各々に対して 1 つずつ、表面モデルの座標のいくつかのシフトを生成するようにするのではなく、基準ループ内の基準ペアの完全なセットを用いて、単一の心臓マッピングを生成することができる。

【 0 0 6 8 】

したがって、リコール中に、オフセット手法を用いると、位相の補間はこのとき、以下のように暗黙的となり得る：

【 0 0 6 9 】

【数 6】

$$\vec{x}_p = f(\vec{x}_{ref}, p) + \vec{x}_{ref}$$

先に論じられたように、多数の位相を、表面モデルの座標ごとに事前に計算し、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルに記憶することができる。これにより、表面モデルの座標のシフトの決定に関する計算負荷を削減することができる。

【0070】

したがって、表面モデル（たとえば心室のジオメトリ）の座標のシフトは、位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリと心位相を関連付けることで決定することができる。いくつかの実施形態では、時間を、位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリと関連付けることができ、したがってその時間を位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリに関連付けることで、表面モデルの座標のシフトを決定することができる。位相ジオメトリのテーブルは、特定の位相および/またはその位相に関連する特定の時間における心臓10のジオメトリをモデル化できるような、心臓10の獲得された心臓マッピングを与えることができる。いくつかの実施形態では、各心位相および/または時間に関連する位相ジオメトリを順々にディスプレイ23によって表示させることで、現在の心周期のアニメーションを構築することができる。たとえば、現在の心周期のアニメーションは、心周期の各増分位相にわたって表面モデルの座標をシフトさせることで提供することができる。いくつかの実施形態では、いくつかの頂点が、表面モデルを形成することができ、心周期の各増分位相に従ってシフトして心周期のアニメーションを与えることができる。

10

20

【0071】

図4に、本開示の実施形態による、心臓の運動モデルをレンダリングするための方法の一例のブロック図を示す。いくつかの実施形態では、方法55は、コンピュータ・システム20により実行することができる。方法55は、ブロック56において、心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信することを含むことができる。位置データは、患者11の心臓10に挿入されるカテーテル13に接続された電極17を介して受信することができる。いくつかの実施形態では、心周期に関連する心位相データを、位置データと同時に受信することができる。心臓10の心周期は、現在の参照心位相と、以前の参照心位相とによって定義することができる。一例では、参照心位相は拡張末期位相とすることができる。したがって心周期は現在の拡張末期位相と以前の拡張末期位相とによって定義される。

30

【0072】

さらに、心周期は、現在の参照心位相および以前の参照心位相の間にあるいくつかの中間心位相により定義することができる。たとえば、本明細書で論じられるように、現在の参照心位相が現在の拡張末期位相であり、以前の参照心位相が以前の拡張末期位相である場合に、中間心位相は収縮期位相であり得る。

【0073】

いくつかの実施形態では、ブロック57において、方法55は、心周期を増分位相に分割することを含むことができる。たとえば、心周期は、1%位相、2%位相、5%位相、10%位相などに分割することができる。ブロック58において、心臓壁運動に関連する位置データを増分位相に割り当てることができる。一例では、心臓壁運動に関連する位置データは、位置データが受信された対応する心位相に基づいて増分位相の1つに割り当てることができる。たとえば、位置データは、それが受信された特定の心位相に関連付けることができ、それによって増分位相の1つに一致させることができる。

40

【0074】

方法55は、ブロック59において、増分位相の各々について基準座標ペアを決定することを含むことができる。一例では、基準座標ペアは、中間心位相に関する位置データと、参照心位相に関する位置データとを含む。したがって、基準座標ペアは、参照心位相と中間心位相との間の心臓壁の位置の変化に関する情報を提供することができる。

【0075】

50

いくつかの実施形態では、方法55は、ブロック60において、増分位相の各々についての基準座標ペアから基準ループを構築することを含むことができる。基準ループは、増分位相の各々についての基準座標ペアを含むことができ、したがって心周期全体にわたる心臓壁の位置の変化に関する情報を含むことができる。

【0076】

いくつかの実施形態では、参照心位相に対応する心臓10の表面モデルを受信することができる。一例では、基準ループ内の各基準座標ペアを用いて、心臓10の表面モデルに関連する座標のシフトを決定することができる。したがって、ブロック61において、基準ループを用いて参照心位相と中間心位相との間の獲得された心臓マッピングを決定することができる。獲得された心臓マッピングを用いて、現在の心位相に基づいて心臓10の現在の心臓マッピングを決定することができる。たとえば、獲得された心臓マッピングは、心位相および/または心位相に関連する時間についての心臓10のジオメトリ(たとえば表面モデルの座標のシフト)を含むことができる。

10

【0077】

いくつかの実施形態では、参照心位相と中間心位相との間の獲得された心臓マッピングを決定することは、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算することを含むことができる。たとえば、本明細書で論じられるように、多数の心位相と、心臓10の表面モデルに関連する座標の関連するシフトとを事前に計算し、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルに記憶することができる。現在の心位相および/または現在の心位相に関連する時間を用いて、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを用いることで表面モデルの座標の関連するシフトを決定することができる。したがって、心臓10の表面モデルに関連する座標は、現在の心位相および/または心位相に関連する時間を位相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリと関連付けることで、シフトさせることができる。

20

【0078】

いくつかの実施形態では、現在の心位相は、以前の心位相に基づいて決定することができる。たとえば、現在の心位相は、以前の心周期の長さに関する時間と、現在の心周期が開始してからの時間との比に基づいて決定することができる。たとえば、以前の心周期が1秒であり、現在の心周期からの時間が0.5秒である場合、以前の心周期の長さに関する時間と、現在の心周期が開始してからの時間との比は0.5であり得、50%位相を表す。

30

【0079】

図5に、本開示の実施形態による、コンピューティング・デバイスの処理リソースと通信可能なコンピュータ可読媒体の一例のブロック図を示す。コンピュータ・システム20は、図1に関して論じられたように、いくつかの機能を実施するためのソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、および/またはロジックを利用することができる。コンピュータ・システム20は、いくつかのリモートコンピューティング・デバイスを含むことができる。

【0080】

コンピュータ・システム20は、いくつかの機能を実施するように構成されたハードウェアおよびプログラム命令の組み合わせとすることができる。ハードウェアは、たとえば、1つまたは複数の処理リソース32、コンピュータ可読媒体(CRM: computer readable medium)65などを含むことができる。プログラム命令(たとえばコンピュータ可読命令(CRI: computer-readable instruction)66)は、CRM65に記憶され、所望の機能(たとえば、平均化された位置データから増分位相の各々について基準座標ペアを決定する、など)を実施するために処理リソース32により実行可能な命令を含むことができる。また、CRI66は、サーバにより管理されるリモート・メモリに記憶することもでき、ダウンロード、インストール、および実行が可能なインストール・パッケージを表すことができる。コンピュータ・システム20は、メモリ・リソース33を含むことができ、処理リソース32は、メモリ・リソース33に接続することができる。

40

50

【 0 0 8 1 】

処理リソース 3 2 は、内部または外部の非一時的 C R M 6 5 に記憶可能な C R I 6 6 を実行することができる。処理リソース 3 2 は、C R I 6 6 を実行して、図 1 から図 4 に関して説明された機能を含む様々な機能を実施することができる。

【 0 0 8 2 】

いくつかのモジュール 6 7、6 8、6 9、7 0、7 1、7 2、7 3 は、サブ・モジュールまたは他のモジュールとすることができる。たとえば、分割モジュール 6 7 および割り当てモジュール 6 8 は、サブ・モジュールとすることができ、および/または単一のモジュールに含めることができる。さらに、いくつかのモジュール 6 7、6 8、6 9、7 0、7 1、7 2、7 3 は、互いに分離しており別個である個別のモジュールを備えることができる。

10

【 0 0 8 3 】

表面モデル受信モジュール 6 7 は、C R I 6 6 を備えることができ、心周期の拡張末期位相に対応する心臓 1 0 の表面モデルを受信するために処理リソース 3 2 により実行することができる。心臓 1 0 の表面モデルは、電極 1 7 から受信される位置データから形成することができる。参照心位相（たとえば拡張末期位相）に対応し得る。あるいは、心臓 1 0 の表面モデルは、事前の時間に生成し、コンピュータ・システム 2 0 を介して受信することができる。

【 0 0 8 4 】

位置データ受信モジュール 6 8 は、C R I 6 6 を備えることができ、心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信するために処理リソース 3 2 により実行することができる。本明細書で論じられたように、位置データは、心臓 1 0 に挿入されるカテーテル 1 3 に接続される電極 1 7 から受信することができる。一例では、電極 1 7 は、少なくとも 1 心周期の間に心臓 1 0 の壁に対して保持することができる。

20

【 0 0 8 5 】

分割モジュール 6 9 は、C R I 6 6 を備えることができ、心周期を増分位相に分割するために処理リソース 3 2 により実行することができる。いくつかの例では、心周期は、1 0 位相および 1 0 0 位相の間のある範囲の位相に分割することができる。たとえば、心周期は、1 0 % 位相、2 0 % 位相、3 0 % 位相などに分割することができる。あるいは、心周期は、1 % 位相、2 % 位相、3 % 位相などに分割することができる。

30

【 0 0 8 6 】

割り当てモジュール 7 0 は、C R I 6 6 を備えることができ、心臓壁運動に関連する位置データを増分位相に、位置データに関連する対応する心位相に基づいて割り当てるために、処理リソース 3 2 により実行することができる。たとえば、心周期が 1 0 0 位相に分割される場合、1 % 心位相に関連する位置データは 1 % 増分心位相に割り当てることができる。7 5 % 心位相に関連する位置データは 7 5 % 増分心位相に割り当てることができる。

【 0 0 8 7 】

平均決定モジュール 7 1 は、C R I 6 6 を備えることができ、増分位相の各々に割り当てられた位置データの平均を決定するために、処理リソース 3 2 により実行することができる。一例では、複数の位置に関連する位置データが増分位相の 1 つに含まれる場合、1 つの平均位置データ点を決定できるようにデータの平均を取得することができる。本明細書で論じられるように、いくつかの例では、位置データのアンサンブル平均を取得することができる。

40

【 0 0 8 8 】

基準ペア決定モジュール 7 2 は、C R I 6 6 を備えることができ、平均化された位置データから増分位相の各々に対して基準座標ペアを決定するために、処理リソース 3 2 により実行することができる。いくつかの例では、各位相に対する基準座標ペアは、位相ごとに、参照心位相位置と、心位相オフセットとを含むことができる。したがって、各位相に対する基準座標ペアは、心臓 1 0 の心臓壁の運動に関する情報を提供することができる。いくつかの実施形態では、基準座標ペアは、基準座標ペアが増分位相間にある心位相に関

50

連付けられたことに応答して、補間することができる。たとえば、基準ペアが10%位相および20%位相について決定されている場合、基準ペアを17%位相について補間することができる。

【0089】

いくつかの実施形態では、基準座標ペアは、心臓10の表面モデルに関連する座標からのオフセットとすることができる。たとえば、オフセット基準座標ペアを用いて、表面モデルの座標をオフセットにより示される位置にシフトすることができる。あるいは、基準座標ペアは、心臓10の表面モデルに関連する座標の絶対位置とすることができる。たとえば、基準の絶対座標ペアは、心臓10の表面モデルのシフトされた位置を定義することができる。

10

【0090】

構築モジュール73は、CRI66を備えることができ、増分位相の各々についての基準座標ペアから基準ループを構築するために、処理リソース32により実行することができる。一例では、基準ループは、増分位相の各々について基準座標ペアを含むことができ、したがって、心周期全体にわたる心臓壁の位置の変化に関する情報を含むことができる。一例では、基準ループ内の各基準座標ペアを用いて、心臓10の表面モデルに関連する座標のシフトを決定することができる。

【0091】

計算モジュール74は、CRI66を備えることができ、基準ループに基づいて位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算するために、処理リソース32により実行することができる。一例では、ルックアップ・テーブルは、表面モデルの座標のシフトと、心周期の関連する心位相および/または関連する時間とを含むことができる。したがって、ルックアップ・テーブルを用いて、現在の心周期の現在の心位相、および/または現在の心周期の現在の心位相に関連する時間に基づいて、表示すべき心臓10のジオメトリを決定することができる。

20

【0092】

シフト決定モジュール75は、CRI66を備えることができ、ルックアップ・テーブルと心周期の現在の心位相とに基づいて表面モデルの座標のシフトを決定するために、処理モジュール32により実行することができる。一例では、表面モデルの座標は、表面モデルが現在の心位相に関連する心臓10のジオメトリを反映するように、心位相の進行と共にシフトされ得る。たとえば、表面モデルの座標のシフトの決定は、ルックアップ・テーブル内の座標のシフトを調べるために、現在の心位相および/または現在の心位相に関連する時間を用いて行うことができる。いくつかの実施形態では、心周期中の心臓10のジオメトリの変化のアニメーションを、ルックアップ・テーブルを用いて心周期の現在の心位相に基づいて決定することができる。ジオメトリの変化のアニメーションは、ディスプレイ23によって表示することができる。

30

【0093】

様々な装置、システム、および/または方法の実施形態が本明細書で説明されている。本明細書で説明され添付の図面に図示された実施形態の全体構造、機能、製造、および使用の完全な理解を与えるために、多数の具体的な詳細が説明されている。しかしながら、そのような具体的な詳細がなくとも実施形態が実施され得ることは当業者には理解されよう。他の例では、本明細書に記載の実施形態を不明瞭にしないために、よく知られている動作、構成要素、および要素は詳細に説明されていない。本明細書で説明され図示された実施形態が非限定的な例であることを当業者は理解すると考えられ、したがって本明細書で開示された特定の構造的および機能的詳細が代表的なものである場合があり、必ずしも実施形態の範囲を限定するものではなく、その範囲はもっぱら添付の特許請求の範囲により定義されることは理解できよう。

40

【0094】

本明細書全体にわたる、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」または「ある実施形態」などへの言及は、実施形態に関連して説明される特定の特徵、

50

構造、または特性が、少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体にわたる所々の、「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、または「ある実施形態では」などの語句の出現は、必ずしも全てが同一の実施形態を指すわけではない。さらに、特定の特徵、構造、または特性は、1つまたは複数の実施形態において任意の適切な方法で組み合わせることができる。したがって、一実施形態に関連して図示または説明される特定の特徵、構造、または特性を、1つまたは複数の他の実施形態の特徵、構造、または特性と全体的または部分的に組み合わせることを、そのような組み合わせが不合理でも非機能的でもなければ、制限なく行うことができる。

【0095】

「近位」および「遠位」という用語が、本明細書全体を通して、患者を治療するために使用される器具の、臨床医が操作する一端を参照して使用され得ることは理解されよう。「近位」という用語は、臨床医に最も近い器具の部分の指し、「遠位」という用語は、臨床医から最も遠くに位置する部分の指す。簡潔に見やすくするために、「垂直」、「水平」、「上」、および「下」などの空間的な用語は、本明細書では図示された実施形態に関して使用され得ることはさらに理解されよう。しかしながら、手術器具は、多数の向きおよび位置で使用されることがあり、これらの用語は限定的および絶対的であることが意図されていない。

【0096】

心臓マッピングを決定し、拍動する心臓の運動モデルをレンダリングするための少なくとも1つの実施形態が、ある程度詳細に上記で説明されているが、当業者であれば、本開示の趣旨または範囲から逸脱することなく、開示の実施形態の多数の変形を行うことができる。全ての方向に関する言及（たとえば、上部、下部、上方、下方、左、右、左方、右方、頂部、底部、上、下、垂直、水平、時計回り、および反時計回り）は、読者が本開示を理解するのを支援するための識別用のものにすぎず、特にデバイスの位置、向き、または使用について限定するものではない。接合に関する言及（たとえば、添付される、取り付けられる、結合される、接続される、など）は、広範に解釈されるべきであり、要素の接続の間の中間部材、および要素間の相対移動を含むことができる。したがって、接合に関する言及は必ずしも、2つの要素が直接接続されており、互いに対して固定された関係にあることを暗示するものではない。上記の記述に含まれたまたは添付の図面に示された全ての事項が、単なる例示として解釈され、限定として解釈されないものであることが意図されている。添付の特許請求の範囲で定義された本開示の趣旨から逸脱することなく、細部または構造の変更を行うことができる。

【0097】

全体的または部分的に、本明細書に引用により組み込まれると述べられた、いかなる特許、出版物、または他の開示資料も、組み込まれる資料が、本開示で説明される既存の定義、記述、または他の開示資料と矛盾しない範囲でのみ、本明細書に組み込まれる。したがって、また、必要な範囲内で、本明細書で明示的に説明される本開示は、本明細書に引用により組み込まれるいかなる矛盾する資料にも優先する。本明細書に引用により組み込まれると述べられているが、本明細書で説明される既存の定義、記述、または他の開示資料と矛盾するいかなる資料またはその一部も、その組み込まれる資料と既存の開示資料との間で矛盾が生じない範囲でのみ、組み込まれる。

以下の項目は、出願当初の特許請求の範囲に記載の要素である。

(項目1)

心臓の運動モデルをレンダリングする方法であって、
心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信することと、
前記心周期を増分位相に分割することと、
前記心臓壁運動に関連する前記位置データを前記増分位相に割り当てることと、
コンピューティング・デバイスを用いて、前記増分位相の各々について基準座標ペアを決定することであって、前記基準座標ペアは、中間心位相に関する位置データと参照心位

10

20

30

40

50

相に関する位置データとを含む、前記決定することと、

前記増分位相の各々についての前記基準座標ペアから、基準ループを構築することと、
前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された心臓マッピングを前記基準ループ
を用いて決定することと

を備える、方法。

(項目 2)

前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された前記心臓マッピングを決定するこ
とは、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算することを含む、項目 1 に記載の
方法。

(項目 3)

前記心臓の表面モデルを受信することをさらに備え、

前記心臓の前記表面モデルは、前記参照心位相に対応する、項目 2 に記載の方法。

(項目 4)

前記心臓の前記表面モデルに関連する座標を、前記位相ジオメトリのルックアップ・テ
ーブルを用いてシフトさせることをさらに備える、項目 3 に記載の方法。

(項目 5)

前記心臓の前記表面モデルに関連する前記座標をシフトさせることは、心位相を前記位
相ジオメトリのテーブル内の位相ジオメトリに関連付けることで決定される、項目 4 に記
載の方法。

(項目 6)

前記参照心位相と前記中間心位相との間で獲得された前記心臓マッピングを決定するこ
とは、前記増分位相の少なくとも 1 つについて前記心臓のジオメトリを計算することを含
む、項目 1 に記載の方法。

(項目 7)

獲得された前記心臓マッピングと現在の心位相とを用いて、現在の心臓マッピングを決
定することをさらに備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 8)

前記現在の心位相は、以前の心位相に基づいて決定される、項目 7 に記載の方法。

(項目 9)

前記現在の心位相は、以前の心周期の長さに関連する時間と、現在の心周期が開始して
からの時間との比に基づいて決定される、項目 7 に記載の方法。

(項目 10)

心臓の運動モデルをレンダリングするための命令を記憶した非一時的なコンピュータ可
読媒体であって、

機械により実行可能な前記命令は、前記機械に、

心周期の拡張末期部に対応する前記心臓の表面モデルを受信させ、

前記心周期中の心臓壁運動に関連する位置データを受信させ、

前記心周期を増分位相に分割させ、

前記位置データに関連する対応する心位相データに基づいて、前記心臓壁運動に関連す
る前記位置データを前記増分位相に割り当てさせ、

前記増分位相の各々に割り当てられた前記位置データの平均を決定させ、

前記平均化された位置データから、前記増分位相の各々について基準座標ペアを決定さ
せ、

前記増分位相の各々の前記基準座標ペアから、基準ループを構築させ、

前記基準ループに基づいて、位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを計算させ、

前記ルックアップ・テーブルと前記心周期の現在の心位相とに基づいて、前記表面モデ
ルの座標のシフトを決定させる、

非一時的なコンピュータ可読媒体。

(項目 11)

前記ルックアップ・テーブルを用いて、前記心周期の前記現在の心位相に基づいて、前

10

20

30

40

50

記心臓のジオメトリを表示するように実行可能な命令をさらに備える、項目 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 12)

前記ルックアップ・テーブルを用いて、前記心周期の前記現在の心位相に基づいて、前記心周期中の前記心臓の前記ジオメトリの変化のアニメーションを表示するように実行可能な命令をさらに備える、項目 11 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 13)

前記心臓の前記表面モデルを受信するように実行可能な前記命令は、画像システムから得られるセグメント化されたモデルを受信するように実行可能な命令を含む、項目 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

10

(項目 14)

前記現在の心位相が隣接する増分位相の間にあることに応答して、前記基準座標ペアを補間するように実行可能な命令をさらに備える、項目 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 15)

前記基準座標ペアは、前記心臓の前記表面モデルに関連する座標からのオフセットである、項目 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 16)

前記基準座標ペアは、前記心臓の前記表面モデルに関連する前記座標の絶対位置である、項目 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

20

(項目 17)

心臓の運動モデルをレンダリングするためのシステムであって、
処理リソースと、
メモリ・リソースと、
を備えるコンピューティング・デバイスを備え、
前記メモリ・リソースは、コンピュータ可読指示を記憶し、
前記コンピュータ可読指示は、前記処理リソースにより実行されるとき、前記処理リソースに、

カテーテルに動作可能に接続されたセンサから心周期中の心臓壁運動に関連する運動サンプルであって、前記心臓壁運動に関連する位置データと、前記位置データに関連する心位相データとを含む前記運動サンプルを受信させ、

30

前記心周期を増分位相に分割させ、
前記位置データを前記増分位相に、前記対応する前記心位相データに基づいて割り当てさせ、

前記割り当てられた位置データに基づいて、前記増分位相の各々について基準座標ペアを決定させ、

前記増分位相の各々についての前記基準座標ペアから、基準ループを構築させ、
位相ジオメトリのルックアップ・テーブルを含む、前記心周期の獲得された心臓マッピングを決定させ、

前記位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと現在の心位相とに基づいて、現在の心周期のアニメーションを表示させる、システム。

40

(項目 18)

前記基準座標ペアが、中間心位相についての位置データと、最終心位相についての位置データとを含む、項目 17 に記載のシステム。

(項目 19)

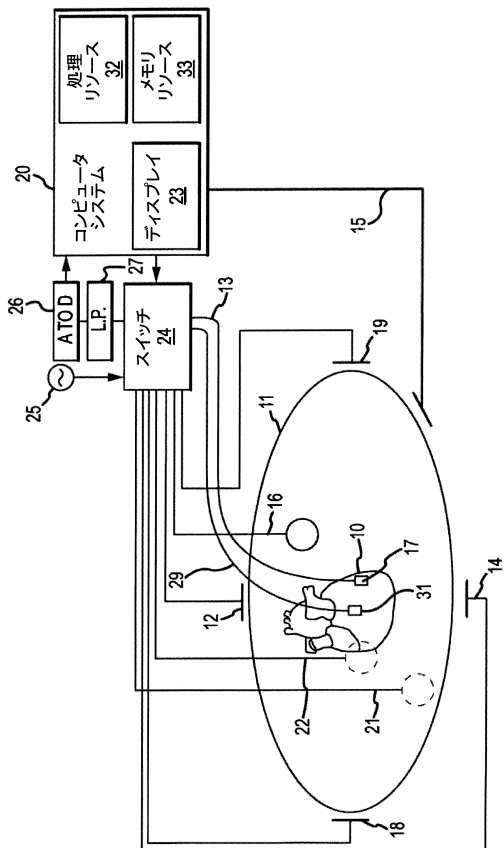
最終心位相に対応する心臓の表面モデルを受信し、
前記位相ジオメトリのルックアップ・テーブルと前記現在の心位相とを用いて、前記表面モデルの座標をシフトさせる、前記処理リソースにより実行可能な命令をさらに備える、項目 17 に記載のシステム。

(項目 20)

50

前記現在の心周期の前記アニメーションが、前記心周期の各増分位相にわたって前記表面モデルの前記座標をシフトさせることで提供される、項目19に記載のシステム。

【図1】



【図2】

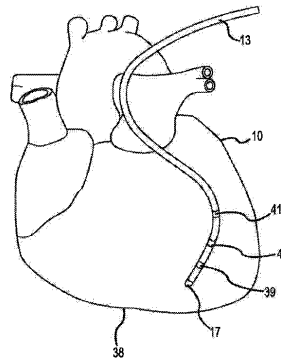


FIG.2

【図3A】

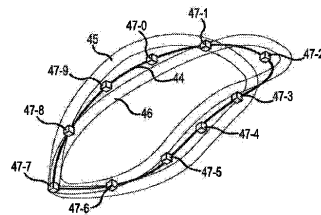
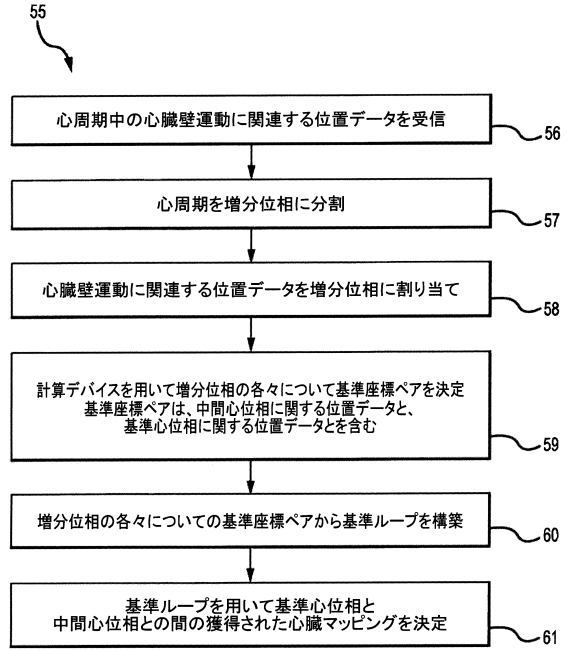


FIG.3A

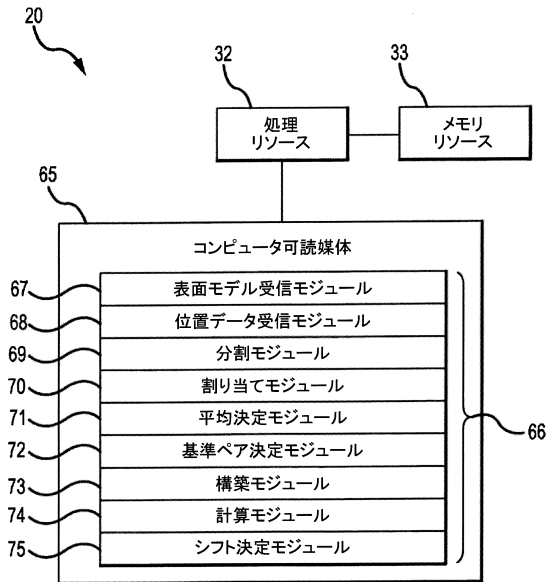
【図3B】

53 48	時間	T0	0%	位相	参照心位相位置	心位相位置	心位相オフセット
	T1	10%	P70	P70	P0	(P0-P70)	
	T2	20%	P70	P70	P10	(P10-P70)	
	T3	30%	P70	P70	P20	(P20-P70)	
	T4	40%	P70	P70	P30	(P30-P70)	
	T5	50%	P70	P70	P40	(P40-P70)	
	T6	60%	P70	P70	P50	(P50-P70)	
	T7	70%	P70	P70	P60	(P60-P70)	
	T8	80%	P70	P70	P70	(P70-P70) = (0,0,0)	
	T9	90%	P70	P70	P80	(P80-P70)	
					P90	(P90-P70)	

【図4】



【図5】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I

A 6 1 B 5/06 (2006.01)

(56) 参考文献 特開 2 0 0 1 - 0 6 1 7 8 9 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 1 1 2 9 6 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 2 7 5 8 2 8 (U S , A 1)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4

A 6 1 B 5 / 0 6

A 6 1 B 5 / 1 1