(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2006-305359
(P2006-305359A)
(43)公開日　平成18年11月9日(2006.11.9)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/12	(2006.01)	A61B 8/12		4C601
G06T 17/40	(2006.01)	G06T 17/40	A	5B050

審査請求 未請求　請求項の数 18　ＯＬ　外国語出願　（全 28 頁）

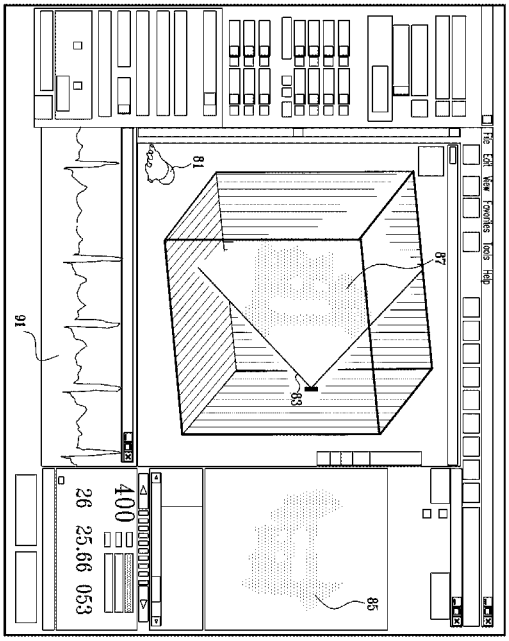
(21)出願番号　特願2006-120962(P2006-120962)
(22)出願日　平成18年4月25日(2006.4.25)
(31)優先権主張番号　11/114,800
(32)優先日　平成17年4月26日(2005.4.26)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　500520846
バイオセンス・ウェブスター・インコーポレイテッド
Ｂｉｏｓｅｎｓｅ　Ｗｅｂｓｔｅｒ，　Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、９１７６５　カリフォルニア州、ダイアモンド・バー、ダイアモンド・キャニオン・ロード　３３３３
３３３３　Ｄｉａｍｏｎｄ　Ｃａｎｙｏｎ　Ｒｏａｄ，　Ｄｉａｍｏｎｄ　Ｂａｒ，　Ｃａｌｉｆｏｒｎｉａ　９１７６５，　Ｕ．Ｓ．Ａ．
(74)代理人　100066474
弁理士　田澤　博昭

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波輪郭再構築を用いた３次元心臓イメージングのためのソフトウエア製品

(57)【要約】
【課題】超音波輪郭再構築を用いた３次元心臓イメージングのためのソフトウエア製品を提供すること。
【解決手段】解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品であって、プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含み、コンピュータがこの命令を読み取ると、複数の空間位置のそれぞれにおける超音波センサの位置および向きの座標を測定するために、この超音波センサの異なる複数の空間位置で超音波センサを用いて解剖学的構造の複数の超音波イメージを取得する。このソフトウエア製品を用いて、１または複数の超音波イメージにおける解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取り、この目的の輪郭および測定された位置および向きの座標に基づいて解剖学的構造の３Ｄモデルを構築する。
【選択図】図６



【特許請求の範囲】
【請求項１】
解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品において、
プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含み、コンピュータがこの命令を読み取ると、前記コンピュータが、超音波センサの異なる複数の空間位置で前記超音波センサを用いて前記解剖学的構造の複数の超音波イメージを取得し、前記複数の空間位置のそれぞれで前記超音波センサの位置および向きの座標を測定し、前記１または複数の超音波イメージの前記解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取り、前記目的の輪郭および前記測定された位置および向きの座標に基づいて前記解剖学的構造の３Ｄモデルを構築する、コンピュータソフトウエア製品。
【請求項２】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記マークされた目的の輪郭に基づいて、手動でマークされなかった少なくとも一部の超音波イメージにフィーチャーを自動で再構築する、製品。
【請求項３】
請求項１に記載の製品において、
前記解剖学的構造が心臓を含み、前記命令により、前記コンピュータが、第１の心室内に挿入されてその心室内の空間位置の間で移動される前記超音波センサを含むカテーテルを用いて前記超音波イメージを取得する、製品。
【請求項４】
請求項３に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記第１の心室の外部に位置する標的構造の３Ｄモデルを構築する、製品。
【請求項５】
請求項３に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、心電図（ＥＣＧ）信号、内部で生成される同期信号、および外部から送られる同期信号の１つを含む同期信号に対して前記位置および向きの座標の測定および前記超音波イメージの取得のタイミングを同期させる、製品。
【請求項６】
請求項５に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、組織の特性、温度、および血流の少なくとも１つの測定を前記同期信号に同期させる、製品。
【請求項７】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、１または複数の外部放出器を用いて前記超音波センサに関連したポジションセンサの近傍に場を生成し、前記ポジションセンサを用いて前記場を検出し、前記検出された場に応答して前記超音波センサの位置および向きの座標を計算する、製品。
【請求項８】
請求項７に記載の製品において、
前記場が磁場を含む、製品。
【請求項９】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記超音波センサに関連した場発生器を駆動させて場を生成し、１または複数の受信センサを用いて前記場を検出し、検出された前記場に応答して前記超音波センサの位置および向きの座標を計算する、製品。
【請求項１０】
請求項９に記載の製品において、
前記場が磁場を含む、製品。

【請求項１１】
請求項２に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、自動的に再構築されたフィーチャーの少なくとも一部の承認、削除、修正、および変更の少なくとも１つを含む手動入力を受け取る、製品。
【請求項１２】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記解剖学的構造の標的構造の骨格モデルおよび表面モデルの少なくとも一方を生成し、その３Ｄモデルをユーザーに表示する、製品。
【請求項１３】
請求項１２に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記表面モデル上に電気活性地図をオーバーレイする、製品。
【請求項１４】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、磁気共鳴映像（ＭＲＩ）システム、コンピュータ断層診断（ＣＴ）システム、およびＸ線イメージングシステムの１または複数からインポートされた情報を前記３Ｄモデル上にオーバーレイする、製品。
【請求項１５】
請求項１４に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記インポートされた情報を前記３Ｄモデルの座標系に重ね合わせる、製品。
【請求項１６】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記３Ｄモデルにおける１または複数の目的の領域を画定し、前記１または複数の目的の領域に一致する前記超音波イメージの部分を前記３Ｄモデル上に投射する、製品。
【請求項１７】
請求項１に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、異なる複数の空間位置の間で移動される体外超音波プローブを用いて前記超音波イメージを取得する、製品。
【請求項１８】
解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品において、
プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含み、コンピュータがこの命令を読み取ると、前記コンピュータが、超音波センサのそれぞれの空間位置で前記超音波センサを用いて解剖学的構造の超音波イメージを取得し、前記空間位置における前記超音波センサの位置および向きの座標を測定し、前記超音波イメージの前記解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークし、前記測定された位置および向きの座標に基づいて３Ｄ空間に前記目的の輪郭および前記超音波イメージの少なくとも一部を表示する、製品。
【発明の詳細な説明】
【開示の内容】
【０００１】
〔発明の分野〕
本発明は、医療用イメージングシステムに関し、詳細には、複数の超音波イメージから３次元臓器モデルを作成するための方法およびシステムに関する。
【０００２】
〔発明の背景〕
心内膜（すなわち、心臓の内面）の３次元（３Ｄ）マッピングの方法は当分野で周知である。心臓の地図を作成する方法が、例えば、言及することを以ってその開示内容を本明

細書の一部とする米国特許第５，７３８，０９６号に開示されている。この方法では、侵襲性プローブが心臓の壁部の多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分の構造地図を作成する。

【０００３】

上記した米国特許第５，７３８，０９６号に開示されているようなシステムでは、追加の物理的特性および心臓表面における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。

【０００４】

ある種のシステムは、ポジション検出を含むハイブリッドカテーテルを用いている。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決定システムが、例えば、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，６９０，９６３号に開示されている。

【０００５】

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。体の腔、特に心臓の３Ｄマッピング／幾何学的再構築システムが、例えば、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，７１６，１６６号および同第６，７７３，４０２号に開示されている。このシステムは、複数の音響トランスデューサを備えた心臓カテーテルを用いている。これらのトランスデューサは、超音波を放出し、腔の表面によって反射される超音波を受け取る。各トランスデューサからその対向側の表面の点または領域までの距離を決定し、それらの距離の測定値を組み合わせてその表面の３Ｄ形状を再構築する。このカテーテルはまた、心臓内のカテーテルのポジション及び向きの座標を決定するために用いるポジションセンサも含む。

【０００６】

カテーテルを含むフェーズドアレイ超音波トランスデューサ組立体が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第５，８４６，２０５号に開示されている。カテーテルのトランスデューサアレイの周りにエンド部分が取り付けられている。このエンド部分は、通過する超音波エネルギーを実質的に集束させない音響ウインドウを画定している。この音響ウインドウは超音波エネルギーを集束させないため、発明者が、このウインドウの径方向の外面を比較的小さい曲率にできることを請求している。

【０００７】

容積測定腔内超音波イメージング用のイメージングプローブが、例えば、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，０６６，０９６号に開示されている。このプローブは、患者の体内に配置するように構成されており、基端部および先端部を有する細長い本体を含む。この細長い本体の先端部に、超音波トランスデューサ・フェーズドアレイが取り付けられている。この超音波トランスデューサ・フェーズドアレイは、容積測定前方スキャニングのために、細長い本体の先端部からの超音波エネルギーを放出し、反射された超音波エネルギーを受け取るように配置されている。超音波トランスデューサ・フェーズドアレイは、超音波トランスデューサ要素が配置された複数の部位を含む。少なくとも１つの部位に少なくとも１つの超音波トランスデューサ要素が存在しないため、隙間部位が画定されている。この隙間部位に器具が配置されている。具体的には、この器具は、光ファイバーリード、吸引器具、ガイドワイヤ、電気生理学的電極、またはアブレーション電極とすることができる。

【０００８】

側面と端部を同時に観察できる超音波イメージング・カテーテルシステムが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，０５９，７３１号に開示されている。このシステムは、少なくとも１つの側面アレイと少なくとも１つの端部アレイを含む。各アレイは、少なくとも１列の超音波トランスデューサ要素を有する。これらの要素は、１つの超音波トランスデューサとして動作することができ、位相がずれていて異なった像を生成する。

【０００９】
組織を視覚化するためのイメージング要素を備えたカテーテルチューブが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第５，９０４，６５１号に開示されている。このカテーテルチューブは、イメージング要素から離れた周囲組織に接触させるための支持構造を備え、この支持構造はイメージング要素の先まで延びている。支持構造は、体内のある部分の組織を視覚化しているイメージング要素を安定化させる。支持構造はまた、周囲組織に接触する診断要素または治療要素も備えている。
【００１０】
２次元（２Ｄ）イメージングまたは３Ｄ再構築に用いられる超音波カテーテルが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第５，８７６，３４５号に開示されている。この超音波カテーテルは、遠近両方の良好な視野分解能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取得したイメージの解釈を容易にするために心室の輪郭を提供する。
【００１１】
カテーテルに取り付けられた超音波トランスデューサ要素の線形のフェーズドアレイに用いられる操舵機構および操舵ラインが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，２２８，０３２号に開示されている。
【００１２】
人体の一部の３Ｄ地図を作成するためのカテーテル位置決定システムが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，２２６，５４６号に開示されている。この３Ｄ地図からカテーテルの位置を決定することができる。複数の音響トランスデューサが、カテーテルヘッドの周りの所定の位置に配設されている。音響信号が、音響源として機能する音響トランスデューサによって生成される。信号処理ユニットにより、音響受信機として機能する音響トランスデューサが受信した信号に一致する３Ｄ地図が作成される。
【００１３】
２Ｄイメージングまたは３Ｄ再構築に用いられる超音波プローブが、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，１７１，２４８号に開示されている。この特許文献は、少なくとも２つの超音波アレイを含む超音波プローブを開示している。このプローブにより、３Ｄイメージを構築して調べることができる。
【００１４】
心臓内超音波イメージングを用いた心膜表面の非接触再構築の方法がいくつか知られている。心膜超音波イメージングに用いられる操舵可能なトランスデューサアレイが、例えば、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする国際公開第００／１９９０８号に開示されている。このアレイは、能動的な開口によって所望の方向に案内される超音波ビームを生成する。カテーテル内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、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，００４，２６９号に開示されている。この超音波装置は、超音波信号を心臓内の内部構造に向かうように案内して超音波イメージを生成する。基準カテーテルの超音波トランスデューサを用いた、心内膜に接触させる他のカテーテル（例えば、マッピングまたはアブレーションカテーテル）の超音波トランスデューサの位置決定が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする国際公開第９９／０５９７１号および同第００／０７５０１号に開示されている。
【００１５】
心臓内超音波イメージングの他の例が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第５，８４８，９６９号に開示されている。この特許文献には、拡張可能なイメージング構造を用いた内部の組織部分の視覚化のためのシステムおよび方法が開示されている。
【００１６】
患者の心臓の３Ｄ表面を描くための方法が、言及することを以ってその開示内容を本明

細書の一部とする国際公開第９９／５５２３３号に開示されている。患者の心臓の母集団の原型形状として用いることができる３Ｄメッシュモデルがトレーニングデータを用いて開発された。患者の心臓の複数の超音波イメージが、様々なイメージ平面で撮られる。各イメージにおいて、解剖学的な位置が手動で特定される。このメッシュモデルは、所定の解剖学的位置に対して、これらのイメージに厳密に整合される。

【００１７】

超音波イメージを用いた輪郭抽出／３Ｄモデリングの別の方法が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする欧州特許第０９６１１３５号に開示されている。別の例として、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする国際公開第９８／４６１３９号に、被変調非線形マッピング機能を用いてドップラー／Ｂモード超音波イメージ信号を１つのイメージに組み合わせる方法が開示されている。

【００１８】

３Ｄトラッキング／イメージングシステムを用いて医療処置を実行する方法が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第５，７９７，８４９号に開示されている。外科器具が患者の体内に挿入される。外科器具のポジションが、体内の構造内を移動するときにトラッキングされる。外科医が外科器具を精確に配置しやすいように、外科器具のその周囲に対する位置が表示される。

【００１９】

患者の臓器または体内の構造の一部をアブレーションする方法が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許５，３９１，１９９第号に開示されている。この方法は、マッピングする臓器または構造の透視イメージを取得するステップ、および１または複数のカテーテルを臓器または構造の内部または近接部位まで前進させるステップを含む。各カテーテルの先端部の位置が、非イオン化フィールドを用いて検出される。１または複数のカテーテルの先端部で、臓器または構造の局所情報が検出され、この検出された情報が処理されて１または複数のデータポイントが作成される。このデータポイントが、臓器または構造の一部のアブレーションを容易にするために、臓器または構造の透視イメージに重ね合わされる。

【００２０】

ある種の医療用イメージングシステムを、取得したイメージング情報に基づいた３Ｄモデルを再構築する方法に用いることができる。例えば、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする米国特許第５，５６８，３８４号に、多種類の３Ｄイメージのセットを１つの複合イメージに合成する方法が開示されている。２つまたはそれ以上の異なったイメージから表面が抽出され、これらの表面が、半自動セグメント化技術で整合される。

【００２１】

体内の臓器の３Ｄ再構築の方法が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第６，２２６，５４２号に開示されている。プロセッサが、ポジション座標が決定されている患者の体内の容積部すなわち腔における複数の抽出点から、その腔の３Ｄ地図を再構築する。表面の再構築は、限られた数の抽出点に基づいている。

【００２２】

体内の接続された下部構造を決定するための方法が、言及することを以ってその開示内容を本明細書の一部とする米国特許第４，７５１，６４３号および同第４，７９１，５６７号に開示されている。同じ種類の組織を表す３Ｄ部分が、同様に標識される。この標識情報を用いて、同様に標識され接続されたデータポイントを決定する。

【００２３】

ある種のシステムは、イメージングによって取得した情報に基づいた体組織および臓器の分析およびモデリングにイメージ処理方法を用いている。このような技術の１つが、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする、マキナニー（McInerney）およびテルゾポウロス（Terzopoulos）が著した「医療用イメージ分析における変形可能なモデル：調査（Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey）」（メ

ディカル・イメージ・アナライシス（Medical Image Analysis）、（１：２）、１９９６年６月、頁９１～１０８）に記載されている。著者は、解剖学的構造の位置、大きさ、および形状などの（トップダウンの）事前の知識およびイメージデータから導出した制限を利用して（ボトムアップ）、セグメント化、マッチング、およびトラッキングするためのコンピュータ支援医療用イメージ分析技術について述べている。

【００２４】

別の分析技術が、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする、ニュウバウアー（Neubauer）およびウェゲンキットル（Wegenkittl）が著した「骨格に基づいたセグメント化を用いた４次元心臓データセットの分析（Analysis of Four-Dimensional Cardiac Data Sets Using Skeleton-Based Segmentation）」（チェコ共和国のプルゼニに所在のウエスト・ボヘミア大学（University of West Bohemia）での、コンピュータグラフィックス、ビジュアリゼーション、およびコンピュータ・ビジョンについての第１１回の中央ヨーロッパ国際会議（International Conference in Central Europe）、２００３年２月）に記載されている。著者は、心周期に亘って多数の時間点で撮られた連続的な心臓ＣＴ（コンピュータ断層撮影）イメージから心臓の各部をセグメント化するためのコンピュータ支援方法について述べている。

【００２５】

〔発明の概要〕

心臓の３次元イメージングは、カテーテルを用いた診断および治療に有用である。リアルタイムイメージングにより、医師の技能が向上し、経験の浅い医師でも、複雑な外科処置を容易に行うことができる。３Ｄイメージングはまた、ある種の外科処置にかかる時間の短縮に役立つ。加えて、３Ｄ超音波イメージを、複雑な処置およびカテーテルの操作の計画に用いることができる。

【００２６】

本発明の実施形態は、３Ｄ心臓イメージングを行うための改善された方法およびシステムを提供する。超音波トランスデューサのアレイおよびポジションセンサを含むプローブを用いて、患者の体内の標的の臓器または構造をイメージングすることができる。一実施形態では、このプローブは、患者の心臓内に挿入するカテーテルを含む。プローブは、標的の臓器の２Ｄ超音波イメージを取得し、これらの超音波イメージをイメージプロセッサに送信する。各イメージに対して、プローブの位置および向きの座標がポジションセンサで測定される。

【００２７】

通常は医師であるシステムのユーザーは、対話式ディスプレイに表示されたイメージを精査する。ユーザーは、１または複数のイメージにおける臓器のフィーチャーを特定する目的の輪郭を手動でマークする（タグ付けとも呼ぶ）ためにディスプレイを用いる。これに加えて、または別法では、目的の輪郭は、輪郭検出ソフトウエアによって自動的にタグ付けされる。イメージプロセッサが、残っているタグ付けされていないイメージの少なくとも一部における対応する輪郭を特定し、再構築する。次いで、イメージプロセッサは、複数の超音波イメージおよび各イメージが撮られた対応するプローブの座標に基づいて３Ｄ構造モデルを構築し、目的の輪郭を用いてこのモデルの３Ｄ構造をセグメント化する。

【００２８】

一部の実施形態では、輪郭は離散した点を含む。各点の３Ｄ座標は、ポジションセンサの情報および２Ｄ超音波イメージの特性を用いて計算する。計算したポジションを用いて３Ｄモデルを構築する。医師がタグ付けした輪郭を３Ｄモデル上に投射して表示することができる。

【００２９】

したがって、開示する方法は、体内の臓器の３Ｄイメージ再構築のユーザー支援のための対話式装置を提供する。このような方法により、投射される電気活性地図（特に、心臓イメージング用途）または別の種類の地図またはイメージに解剖学的表面を便利かつ正確に画定することができる。

【００３０】
したがって、本発明の実施形態に従って解剖学的構造をモデリングするための方法を提供する。この方法は、超音波センサの異なる複数の空間位置において、超音波センサを用いて解剖学的構造の複数の超音波イメージを取得するステップと、複数の空間位置のそれぞれにおける超音波センサの位置および向きの座標を測定するステップと、１または複数の超音波イメージにおける解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークするステップと、目的の輪郭および測定された位置および向きの座標に基づいて解剖学的構造の３次元（３Ｄ）モデルを構築するステップと、を含む。

【００３１】
開示する実施形態では、３Ｄモデルを構築するステップは、マークされた目的の輪郭に基づいて、マークされなかった少なくとも一部の超音波イメージにフィーチャーを自動的に再構築するステップを含む。

【００３２】
別の実施形態では、解剖学的構造は心臓を含み、複数の超音波イメージを取得するステップは、超音波センサを含むカテーテルを第１の心室内に挿入し、心室内の異なる複数の空間位置の間でカテーテルを移動させるステップを含む。これに加えて、または別法では、３Ｄモデルを構築するステップは、第１の心室の外側に位置する標的構造の３Ｄモデルを構築するステップを含む。

【００３３】
さらに別の実施形態では、超音波イメージを取得するステップおよび位置および向きの座標を測定するステップは、心電図（ＥＣＧ）信号、内部で生成される同期信号、および外部から送られる同期信号の１つを含む同期信号に対して、位置および向きの座標の測定および超音波イメージの取得のタイミングを同期させるステップを含む。これに加えて、または別法では、タイミングおよび測定を同期させるステップは、組織の特性、温度、および血流の少なくとも１つの測定を同期信号に同期させるステップを含む。

【００３４】
さらに別の実施形態では、位置および向きの座標を測定するステップは、超音波センサに関連したポジションセンサの近傍に場を生成するステップと、ポジションセンサでその場を検出するステップと、検出された場に応答して超音波センサの位置および向きの座標を計算するステップを含む。一部の実施形態では、場を生成するステップは、磁場を生成するステップを含み、場を検出するステップは、ポジションセンサで生成される磁場を検出するステップを含む。

【００３５】
別の実施形態では、位置および向きの座標を測定するステップは、超音波センサに関連した場発生器を用いて場を生成するステップと、１または複数の受信センサを用いてその場を検出するステップと、検出された場に応答して超音波センサの位置および向きの座標を計算するステップを含む。一部の実施形態では、場を生成するステップは、磁場を生成するステップを含み、場を検出するステップは、１または複数の受信センサで生成される磁場を検出するステップを含む。

【００３６】
ある実施形態では、フィーチャーを自動的に再構築するステップは、自動的に再構築されたフィーチャーの少なくとも一部の承認、削除、修正、および変更を含む手動入力を受け取るステップを含む。

【００３７】
別の実施形態では、３Ｄモデルを再構築するステップは、解剖学的構造の標的構造の骨格モデルおよび表面モデルの少なくとも１つを生成するステップ、および３Ｄモデルをユーザーに表示するステップを含む。これに加えて、または別法では、表面モデルを生成するステップは、電気活性地図およびパラメトリック地図の少なくとも１つを表面モデルにオーバーレイするステップを含む。

【００３８】

さらに別の実施形態では、３Ｄモデルを再構築するステップは、磁気共鳴映像（ＭＲＩ）システム、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）システム、およびＸ線イメージングシステムの１または複数からインポートされた情報を３Ｄモデルにオーバーレイするステップを含む。これに加えて、または別法では、情報をオーバーレイするステップは、インポートされた情報を３Ｄモデルの座標系に重ね合わせるステップを含む。

【００３９】

さらに別の実施形態では、３Ｄモデルを構築するステップは、３Ｄモデルにおける１または複数の目的の領域を画定するステップ、および、１または複数の目的の領域に対応する超音波イメージの部分を３Ｄモデルに投射するステップを含む。

【００４０】

ある実施形態では、複数の超音波イメージを取得するステップは、超音波センサを含む体外超音波プローブを用いて解剖学的構造をスキャンするステップ、および異なる複数の空間位置の間でプローブを移動させるステップを含む。

【００４１】

加えて、本発明の実施形態に従って、解剖学的構造をモデリングするための方法を提供する。この方法は、超音波センサの空間位置において、超音波センサを用いて解剖学的構造の超音波イメージを取得するステップと、空間位置における超音波センサの位置および向きの座標を測定するステップと、超音波イメージにおける解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークするステップと、測定された位置および向きの情報に基づいて３Ｄ空間に超音波イメージおよび目的の輪郭の少なくとも一部を表示するステップと、を含む。

【００４２】

また、本発明の実施形態に従って、解剖学的構造をモデリングするためのシステムを提供する。このシステムは、プローブ、対話式ディスプレイ、およびプロセッサを含む。このプローブは、超音波センサおよびポジションセンサを含む。超音波センサは、プローブの異なる複数の空間位置で解剖学的構造の複数の超音波イメージを取得するように構成されており、ポジションセンサは、複数の空間位置のそれぞれで、超音波センサの位置および向きの座標を決定するように構成されている。対話式ディスプレイは、超音波イメージを表示し、１または複数の超音波イメージにおける解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取るように接続されている。プロセッサは、超音波イメージおよび測定された位置および向きの情報を受信し、手動でマークされた目的の輪郭を受け取り、目的の輪郭および測定された空間位置に基づいて解剖学的構造の３Ｄモデルを構築するように接続されている。

【００４３】

さらに、本発明の実施形態に従って、解剖学的構造をモデリングするための別のシステムを提供する。このシステムは、プローブ、プロセッサ、および対話式ディスプレイを含む。このプローブは、超音波センサおよびポジションセンサを含む。超音波センサは、プローブのそれぞれの空間位置で解剖学的構造のイメージを取得するように構成されており、ポジションセンサは、空間位置における超音波センサの位置および向きの座標を決定するように構成されている。プロセッサは、超音波イメージおよび測定された位置および向きの座標を受け取り、測定された位置および向きの座標に基づいて超音波イメージの３Ｄポジションを計算するように接続されている。対話式ディスプレイは、超音波イメージの解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取り、超音波イメージの計算した３Ｄポジションに基づいて３Ｄ空間に目的の輪郭および超音波イメージの少なくとも一部を表示するように接続されている。

【００４４】

さらに、本発明の実施形態に従って、解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品を提供する。このコンピュータソフトウエア製品は、プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含む。コンピュータは、このプログラム命令を読み取ると、超音波センサの異なる複数の空間位置で超音波センサを用いて解剖学

的構造の複数の超音波イメージを取得し、複数の空間位置のそれぞれで超音波センサの位置および向きの座標を測定し、１または複数の超音波イメージの解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取り、目的の輪郭および測定された位置および向きの座標に基づいて解剖学的構造の３Ｄモデルを構築する。

【００４５】

また、本発明の実施形態に従って、解剖学的構造をモデリングするための別のコンピュータソフトウエア製品を提供する。このコンピュータソフトウエア製品は、プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含む。コンピュータは、このプログラム命令を読み取ると、超音波センサのそれぞれの空間位置で超音波センサを用いて解剖学的構造の超音波イメージを取得し、空間位置における超音波センサの位置および向きの座標を測定し、超音波イメージの解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークし、測定された位置および向きの情報に基づいて３Ｄ空間に目的の輪郭および超音波イメージの少なくとも一部を表示する。

【００４６】

本発明はまた、患者の体内の標的をイメージングするためのシステムを提供する。このシステムは、事前取得イメージ、カテーテル、位置決定プロセッサ、イメージプロセッサ、およびディスプレイを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、かつ患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテルおよび位置決定プロセッサに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の超音波イメージを生成し、標的の超音波イメージの全てのピクセルについてのポジション情報を決定し、超音波イメージに事前取得イメージを重ね合わせる。ディスプレイは、重ね合わされた事前取得イメージと超音波イメージを表示する。

【００４７】

本発明の別の実施形態は、患者の体内の標的をイメージするための方法である。この方法は、標的の事前取得イメージを用意するステップと、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含むカテーテルを患者の体内に配置し、ポジションセンサを用いて患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を決定するステップと、超音波イメージングセンサを用いて標的の超音波イメージを生成するステップと、標的の超音波イメージの全てのピクセルについてのポジション情報を決定し、事前取得イメージを超音波イメージに重ね合わせるステップと、重ね合わされた事前取得イメージと超音波イメージを表示するステップと、を含む。

【００４８】

本発明の別の実施形態は、患者の体内の標的をイメージングするためのシステムに関する。このシステムは、標的の事前取得イメージ、標的の電気生理学的地図、カテーテル、位置決定プロセッサ、イメージプロセッサ、およびディスプレイを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテルおよび位置決定プロセッサに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の超音波イメージを生成し、標的の超音波イメージの全てのピクセルについてのポジション情報を決定し、

超音波イメージに事前取得イメージおよび電気生理学的地図を重ね合わせる。ディスプレイは、重ね合わされた事前取得イメージ、電気生理学的地図、および超音波イメージを表示する。

【００４９】

そして、本発明に従った別の実施形態は、患者の体内の標的をイメージングするためのシステムである。このシステムは、標的の事前取得イメージ、カテーテル、位置決定プロセッサ、イメージプロセッサ、およびディスプレイを含む。カテーテルは、ポジションセンサ、超音波イメージングセンサ、および少なくとも１つの電極を含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信し、少なくとも１つの電極が、標的の表面の電気活性データポイントを取得する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテルおよび位置決定プロセッサに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の超音波イメージを生成し、標的の超音波イメージの全てのピクセルおよび標的の電気活性データポイントについてのポジション情報を決定し、標的の電気活性データポイントおよび電気活性データポイントのポジション情報に基づいて標的の電気生理学的地図を作成し、超音波イメージに事前取得イメージおよび電気生理学的地図を重ね合わせる。ディスプレイは、重ね合わされた事前取得イメージ、電気生理学的地図、および超音波イメージを表示する。

【００５０】

さらに、本発明は、患者の体内の標的をイメージするための方法にも関する。この方法は、標的の事前取得イメージを用意するステップと、標的の電気生理学的地図を用意するステップと、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含むカテーテルを患者の体内に配置し、ポジションセンサを用いて患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を決定するステップと、超音波イメージングセンサを用いて標的の超音波イメージを生成するステップと、標的の超音波イメージの全てのピクセルについてのポジション情報を決定し、超音波イメージに事前取得イメージおよび電気生理学的地図を重ね合わせるステップと、重ね合わされた事前取得イメージ、電気生理学的地図、および超音波イメージを表示するステップと、を含む。

【００５１】

本発明に従った別の実施形態は、患者の体内の標的をイメージするための別の方法である。この方法は、標的の事前取得イメージを用意するステップと、ポジションセンサ、超音波イメージングセンサ、および、少なくとも１つの電極を含むカテーテルを患者の体内に配置し、ポジションセンサを用いて患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を決定するステップと、少なくとも１つの電極を使用して標的の表面の電気活性データポイントを取得するステップと、超音波イメージングセンサを用いて標的の超音波イメージを生成するステップと、標的の表面の電気活性データポイントについてのポジション情報を決定し、電気活性データポイントおよび電気活性データポイントについてのポジション情報に基づいて標的の電気生理学的地図を生成するステップと、標的の超音波イメージの全てのピクセルについてのポジション情報を決定し、超音波イメージに事前取得イメージおよび電気生理学的地図を重ね合わせるステップと、重ね合わされた事前取得イメージ、電気生理学的地図、および超音波イメージを表示するステップと、を含む。

【００５２】

さらに、本発明は、患者の体をイメージングするための医療用イメージングシステムにも関する。このシステムは、カテーテル、位置決定プロセッサ、ディスプレイ、およびイメージプロセッサを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギ

ーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッは、カテーテル、位置決定プロセッサ、およびディスプレイに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の超音波イメージを生成し、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにリアルタイムで生成される超音波イメージをディスプレイ上に表示する。

【００５３】

さらに、本発明は、患者の体内の標的をイメージングするための医療用イメージングシステムにも関する。このシステムは、カテーテル、位置決定プロセッサ、ディスプレイ、およびイメージプロセッサを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテル、位置決定プロセッサ、およびディスプレイに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の複数の２次元超音波イメージを生成し、複数の２次元超音波イメージを用いて３次元モデルを再構築し、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにリアルタイム２次元超音波イメージをディスプレイ上の３次元モデル上に表示する。

【００５４】

加えて、本発明は、患者の体内の標的をイメージングするための別の医療用イメージングシステムにも関する。このシステムは、事前取得イメージ、カテーテル、位置決定プロセッサ、ディスプレイ、およびイメージプロセッサを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテル、位置決定プロセッサ、およびディスプレイに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される超音波イメージに事前取得イメージを重ね合わせ、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにリアルタイムでディスプレイ上の３次元モデル上に超音波イメージを表示する。

【００５５】

本発明の代替の実施形態は、患者の体内の標的をイメージングするためのさらに別の医療用イメージングシステムである。このシステムは、事前取得イメージ、カテーテル、位置決定プロセッサ、ディスプレイ、およびイメージプロセッサを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテル、位置決定プロセッサ、およびディスプレイに機能的に接続されており、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の

少なくとも１つの２次元超音波イメージを生成し、少なくとも１つの２次元超音波イメージを用いて３次元モデルを再構築し、３次元モデルに事前取得イメージを重ね合わせ、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにディスプレイ上の重ね合わされた事前取得イメージおよび３次元モデル上にリアルタイム２次元超音波イメージを表示する。

【００５６】

さらに、本発明の別の実施形態は、患者の体をイメージングするための医療用イメージングシステムである。このシステムは、カテーテル、位置決定プロセッサ、ディスプレイ、およびイメージプロセッサを含む。カテーテルは、ポジションセンサおよび超音波イメージングセンサを含む。ポジションセンサは、患者の体内のカテーテルの一部のポジション情報を示す電気信号を送信し、超音波イメージングセンサは、患者の体内の標的に超音波エネルギーを送り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーを受け取り、患者の体内の標的から反射された超音波エコーに関連した信号を送信する。位置決定プロセッサは、ポジションセンサによって送信される電気信号に基づいて、カテーテルの一部のポジション情報を決定するためにカテーテルに機能的に接続されている。イメージプロセッサは、カテーテル、位置決定プロセッサ、およびディスプレイに機能的に接続されており、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにカテーテルアイコンをディスプレイ上に表示し、超音波センサによって送信される信号に基づいて標的の超音波イメージを生成し、ポジションセンサから得たポジション情報に基づいて患者の体内のカテーテルの一部の向きと同じ向きにリアルタイムで生成される超音波イメージをディスプレイ上に表示する。カテーテルアイコンは、カテーテルの超音波センサから患者の体内の標的に送られる超音波エネルギーを特定の方向に案内するために用いられる。

【００５７】

〔詳細な説明〕

本発明は、添付の図面を参照しながら以下の実施態様の詳細な説明を読めばより良く理解できるであろう。

【００５８】

図１は、本発明の一実施形態に従った患者の心臓２４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の模式的な絵画図である。このシステムは、医師が静脈または動脈を介して心室内に挿入するカテーテル２８を含む。カテーテル２８は通常、医師がこのカテーテルを操作するためのハンドル２９を含む。ハンドルの好適なつまみにより、医師が、所望に応じてカテーテルの先端部の操作、配置、および向き合わせを行うことができる。

【００５９】

システム２０は、カテーテル２８の位置および向きの座標を測定するための位置決定サブシステムを含む。本明細書において、「位置」は、カテーテルの空間座標を指し、「向き」はカテーテルの角度座標を指す。「ポジション」は、位置および向きの両方の座標を含むカテーテルの完全なポジション情報を指す。

【００６０】

一実施形態では、位置決定サブシステムは、カテーテル２８のポジションおよび向きを決定する磁気式ポジション追跡システムを含む。この位置決定サブシステムは、その近傍の所定の動作容積部に磁場を生成し、カテーテルでこのような磁場を検出する。位置決定サブシステムは通常、患者の外部の既知の位置に固定される場発生コイル３０などの一連の外部放射器を含む。コイル３０は、心臓２４の近傍に通常は磁場である場を生成する。このように生成される場は、カテーテル２８内のポジションセンサ３２によって検出される。

【００６１】

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が、患者の体外のセンサによって受け取られる電磁場を生成する。

【００６２】
ポジションセンサは、検出した場に応答して、ポジション関連電気信号を、カテーテル内を通るケーブル３３を介してコンソール３４に送信する。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、ポジションセンサ３２によって送信される信号に基づいてカテーテル２８の位置および向きを計算する位置決定プロセッサ３６を含む。位置決定プロセッサ３６は通常、カテーテル２８からの信号の受取り、増幅、フィルタリング、デジタル化、および他の処理を行う。
【００６３】
このような目的に用いることができるある種のポジショント追跡システムが、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする米国特許第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号、同第２００４／０１４７９２０号、および同第２００４／００６８１７８号に開示されている。図１に示されている位置決定サブシステムは磁場を用いるが、後述する方法は、磁場、音響、または超音波の測定に基づくシステムなどの任意の他の好適な位置決定サブシステムを用いて行うことができる。
【００６４】
以下に説明し明示するように、システム２０により、医師が様々なマッピングおよびイメージングの作業を行うことができる。このような作業には、例えば、以下のものを挙げることができる。
１．リアルタイムまたは準リアルタイム（ＮＲＴ）の２Ｄ超音波イメージの表示（図４および図６を参照）
２．２Ｄ超音波イメージに基づいた患者の体内の標的構造の３Ｄモデルの再構築（図４‐図１０を参照）
３．再構築された３Ｄモデルに対する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ットリック地図の重ね合わせ、オーバーレイ、および表示（図８を参照）
４．再構築された３Ｄモデルに対する外部システムから取得した３Ｄイメージの重ね合わせ、オーバーレイ、および表示
５．外部システムから取得した３Ｄイメージに対する２Ｄ超音波イメージの重ね合わせおよび表示（図１１を参照）
【００６５】
図２は、本発明の一実施形態に従ったカテーテル２８の先端部を示す模式的な絵画図である。このカテーテルは、超音波イメージングセンサを含む。この超音波センサは通常、アレイ状の超音波トランスデューサ４０を含む。一実施形態では、トランスデューサは圧電トランスデューサである。超音波トランスデューサは、カテーテルの壁部または本体内に開口を画定している窓４１またはその近傍に配置されている。
【００６６】
トランスデューサ４０は、フェーズドアレイとして動作し、窓４１を介してフェーズドアレイの開口から超音波ビームを合同で送信するする（トランスデューサは、線形アレイ構造に配列されて示されているが、円形や凸状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、アレイは、短いバーストの超音波エネルギーを送信し、次いで、受信モードに切り替わって周囲組織から反射される超音波信号を受け取る。一般に、トランスデューサ４０は、所望の方向に超音波ビームを案内するために、制御下で個々に駆動される。トランスデューサの適切なタイミングにより、トランスデューサアレイから所定の距離に超音波ビームを集束させるために、生成される超音波ビームを同心円上に湾曲した波面にすることができる。したがって、システム２０は、フェーズドアレイとしてトランスデューサアレイを用い、２Ｄ超音波イメージを生成するために、超音波ビームの案内および集束を可能にする送信／受信スキャニング機構を実現している。
【００６７】
一実施形態では、超音波センサは、１６～６４個、好ましくは４８～６４個のトランスデューサ４０を含む。一般に、トランスデューサは、一般的な透過深さが１４ｃｍ、中心

周波数が５～１０ＭＨｚの範囲の超音波エネルギーを生成する。透過深さは通常、数ｍｍ～約１６ｃｍの範囲であり、超音波センサの特性、周囲組織の特性、および動作周波数によって異なる。代替の実施形態では、他の好適な周波数範囲および透過深さを用いることができる。

【００６８】

反射された超音波エコーを受け取ると、その反射されたエコーに基づいた電気信号が、トランスデューサ４０から、カテーテル２８を通るケーブル３３を介してコンソール３４のイメージプロセッサ４２に送られ、そこで電気信号が、通常は扇形超音波イメージである２Ｄイメージに変換される。イメージプロセッサ４２は通常、ポジションおよび向きの情報を計算すなわち決定し、リアルタイムの超音波イメージを表示し、３Ｄイメージまたは容積部の再構築を行い、そして詳細を後述する他の機能を果たす。

【００６９】

一部の実施形態では、イメージプロセッサは、患者の心臓の標的構造の３Ｄモデルを作成するために超音波イメージおよびポジション情報を用いる。３Ｄモデルは、ディスプレイ４４に２Ｄ投射として医師に示される。

【００７０】

一部の実施形態では、カテーテルの先端部は、電気生理学的マッピングおよび／または高周波（ＲＦ）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少なくとも１つの電極４６も含む。一実施形態では、電極４６は、局所電位を検出するために用いられる。電極４６によって測定される電位は、心内膜の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４６が心臓の内面の点に接触するかまたはその近傍にくると、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、表示する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。別の実施形態では、局所電位は、コンソール３４に接続された好適な電極およびポジションセンサを含む別のカテーテルで測定する。

【００７１】

代替の実施形態では、電極４６を用いて、様々な組織の特性、温度、および／または血流などの異なるパラメータを測定することができる。電極４６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、任意の形態の任意の数の電極４６を含むことができる。例えば、カテーテルは、上記した診断および／または治療機能を果たす２つ以上のリング電極、複数またはアレイ状の点電極、チップ電極、またはこのようなタイプの電極の任意の組合せを含むことができる。

【００７２】

ポジションセンサ３２は通常、電極４６およびトランスデューサ４０に近接したカテーテル２８の先端部内に配置される。一般に、超音波センサのポジションセンサ３２、電極４６、およびトランスデューサ４０の間の相互のポジションおよび向きのオフセットは一定である。このようなオフセットは通常、ポジションセンサ３２の測定されたポジションから、超音波センサおよび電極４６の座標を導出するために位置決定プロセッサ３６によって用いられる。別の実施形態では、カテーテル２８は、電極４６およびトランスデューサ４０に対して一定のポジションおよび向きにそれぞれオフセットされた２つ以上のポジションセンサ３２を含む。一部の実施形態では、このようなオフセット（または同等の較正パラメータ）は、予め調整され、位置決定プロセッサ３６に保存される。別法では、このオフセットは、カテーテル２８のハンドル２９内に組み込まれたメモリ素子（電気的にプログラム可能な読取り専用メモリまたはＥＰＲＯＭなど）に保存することができる。

【００７３】

ポジションセンサ３２は通常、上記した米国特許第６，６９０，９６３号に開示されているような同心円上にない３つのコイル（不図示）を含む。別法では、同心円上または同心円上にない任意の数のコイルを含むセンサ、ホール効果センサ、および／または磁気抵抗性センサなどの任意の他の好適なポジションセンサの構成を用いることができる。

【００７４】

一般に、超音波イメージおよびポジション測定値の両方が、体の表面の心電図（ＥＣＧ）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周期と同期されている（一実施形態では、ＥＣＧ信号は電極４６によって生成することができる）。心臓の周期的な収縮および弛緩の際に心臓の特長により心臓の形状およびポジションが変わるため、通常は、この周期に対して特定のタイミングで全イメージング処理が行われる。一部の実施形態では、様々な組織の特徴、温度、および血流の測定値などのカテーテルによって測定される追加の測定値も心電図（ＥＣＧ）信号に同期される。これらの測定値は、ポジションセンサ３２によって測定される対応するポジション測定値にも関連している。追加の測定値は通常、詳細を後述するように再構築された３Ｄモデル上にオーバーレイされる。

【００７５】

一部の実施形態では、ポジションの測定および超音波イメージの取得は、システム２０によって内部で生成される信号に対して同期される。例えば、同期機能を用いて、ある種の信号によって引き起こされる超音波イメージの干渉を防止することができる。この例では、イメージの取得およびポジションの測定のタイミングは、イメージが干渉されないで得られるように、干渉信号に対して特定のオフセットに設定されている。このオフセットは、干渉のないイメージを続けて取得できるように時折調節することができる。別法では、この測定および取得は、外部から送られる同期信号に同期させることができる。

【００７６】

一実施形態では、システム２０は、超音波トランスデューサ４０を駆動する超音波ドライバ（不図示）を含む。この目的に使用することができる好適な超音波ドライバの一例として、マサチューセッツ州ピーボディー（Peabody, Massachusetts）に所在のアナロジック社（Analogic Corp.）が製造するＡＮ２３００（商標）超音波システムを挙げることができる。この実施形態では、超音波ドライバは、イメージプロセッサ４２の一部の機能を果たし、超音波センサを駆動し、２Ｄ超音波イメージを生成する。この超音波ドライバは、Ｂモード、Ｍモード、ＣＷドップラー、およびカラーフロー・ドップラー（color flow Doppler）などの当分野で周知の様々なイメージングモードに対応することができる。

【００７７】

一般に、位置決定プロセッサおよびイメージプロセッサは、ここに記載する機能を実行するためにソフトウエアにプログラムされ、汎用コンピュータを用いて実行される。このソフトウエアは、例えばネットワークを介して電子的形態でコンピュータにダウンロードすることもできるし、またＣＤ‐ＲＯＭなどの有形の媒体で、コンピュータで使用することもできる。位置決定プロセッサおよびイメージプロセッサは、別々のコンピュータまたは１つのコンピュータを用いて実行することもできるし、またシステム２０の別の計算機能に統合することもできる。これに加えて、または別法では、少なくとも一部の位置決定機能およびイメージ処理機能は、専用のハードウエアを用いて行うことができる。

【００７８】

３Ｄイメージング法

図３は、本発明の一実施形態に従った心臓のマッピングおよびイメージングの方法を模式的に例示するフローチャートである。原理上は、開示する方法は、カテーテルの異なるポジションで取得した複数の２Ｄ超音波イメージを標的構造の１つの３Ｄモデルに組み合わせる。本特許出願および特許請求の範囲の文脈において、「標的構造」または「標的」は、心室全体または一部、または特定の壁、表面、血管、または他の解剖学的構造を指す。ここに記載する実施形態は特に心臓またはその周りの構造を指すが、本発明の原理は、必要な変更を加えて、骨、筋肉、他の臓器、および解剖学的構造のイメージングに同様に適用することができる。

【００７９】

この方法は、超音波スキャニングステップ５０で、標的構造の連続した２Ｄ超音波イメージを取得することから始まる。通常は、医師が、カテーテル２８を好適な血管を介して右心房などの心室内に挿入し、次いで、心室内の様々なポジションからポジションにカテ

ーテルを移動させて標的構造をスキャンする。標的構造は、カテーテルが配置された心室の全てまたは一部を含むことができ、これに加えて、または別法では、左心房などの別の心室または大動脈などの血管構造を含むことができる。各カテーテルのポジションで、イメージプロセッサが、図４に示されているイメージなどの２Ｄ超音波イメージを取得し生成する。

【００８０】

これと平行して、位置決定サブシステムが、カテーテルのポジションを測定し計算する。計算したポジションは、対応する超音波イメージとともに保存される。通常は、カテーテルの各ポジションは、６次元座標（Ｘ、Ｙ、Ｚ軸ポジション、ピッチ、ヨー、およびロール角度方向）などの座標形態で表される。

【００８１】

一部の実施形態では、カテーテルは、電極４６を用いて別の測定を行う。局所電位などの測定パラメータは、任意で、詳細を後述するように標的構造の再構築された３Ｄモデルに追加の層としてオーバーレイして表示される。

【００８２】

超音波イメージのセットを取得したら、イメージプロセッサが、手動タグ付けステップ５２で、１または複数のこれらのイメージを医師に示す。別法では、ステップ５２はステップ５０に含めることができる。イメージの濃淡により、医師が、心室、血管、および弁の壁部などの構造を特定することができる。医師は、超音波イメージを精査して、標的構造の壁部または境界を表す目的の輪郭を特定する。医師は、トラックボールなどのポインティング装置４５を用いて目的の輪郭を通常はタグ付けして、ディスプレイ４４に目的の輪郭をマークする（図５に、例示的なタグ付けされた２Ｄイメージが示されている）。ポインティング装置は、別法では、ディスプレイ４４に接続されたマウス、タッチスクリーン、タッチタブレット、または任意の他の好適な入力装置とすることができる。ディスプレイ４４とポインティング装置４５の組合せが、対話式ディスプレイ、すなわちユーザーにイメージを示してコンピュータがイメージのマークの位置を求めることができるようにユーザーがイメージにマークを付けることができる手段の一例である。他のタイプの対話式ディスプレイも当業者には明らかであろう。

【００８３】

医師は、この要領でイメージのセットから１または複数のイメージの輪郭にタグ付けすることができる。医師はまた、行っている医療処置に適した、様々な解剖学的な印やアーチファクトをタグ付けすることもできる。医師は、アブレーションなどの後の医療処置で接触または進入すべきではない「進入禁止」部分を同様に特定することができる。

【００８４】

一部の実施形態では、目的の輪郭が半自動でタグ付けされる。例えば、イメージプロセッサは、好適な輪郭検出ソフトウエアを実行することができる。この実施形態では、ソフトウエアは、自動的に１または複数の２Ｄイメージを検出し、このようなイメージに輪郭を記す。次いで、医師は、対話式ディスプレイを用いて自動的に検出される輪郭を再検討し編集する。

【００８５】

イメージプロセッサは、自動タグ付けステップ５４で、タグ付けされた輪郭を用いて、残っているタグ付けされていない超音波イメージに自動的に輪郭を再構築することができる（一部の実施形態では、医師が、ステップ５２で、全ての２Ｄ超音波イメージにタグ付けすることができる。この場合、ステップ５４は省略される）。イメージプロセッサは、医師によってタグ付けされた構造をトレースし、残っている超音波イメージに輪郭を再構築する。この特定および再構築プロセスは、縁検出法、相関法、運動検出法、および当分野で周知の他の方法を含め、任意の好適なイメージ処理法を用いることができる。各イメージに関連したカテーテルのポジション座標は、イメージプロセッサが、輪郭位置のイメージからイメージへの相互の関連付けで用いることもできる。これに加えて、または別法では、ステップ５４は、イメージプロセッサによって行われる自動輪郭再構築を医師が再

検討して修正するユーザー支援方式で実行することができる。ステップ５４の出力は、目的の輪郭でタグ付けされた２Ｄ超音波イメージのセットである。

【００８６】

次いで、イメージプロセッサが、３Ｄ座標割当てステップ５６で、イメージのセットで特定された目的の輪郭に３Ｄ座標を割り当てる。ステップ５２では医師が２Ｄイメージにタグをマークするが、３Ｄ空間におけるこれらのイメージの平面の位置および向きは、ステップ５０でイメージとともに保存されたポジション情報から分かる。したがって、イメージプロセッサは、２Ｄイメージにおける各ピクセルまたは任意のピクセル、特にタグ付けされた輪郭に対応するピクセルの３Ｄ座標を決定することができる。座標を割り当てる場合、イメージプロセッサは通常、上記したように、ポジションセンサと超音波センサと間のポジションおよび向きのオフセットを含む保存された較正データを用いる。

【００８７】

一部の実施形態では、目的の輪郭は離散した点を含む。このような実施形態では、位置決定プロセッサが、このような離散した各点に対して３Ｄ座標を割り当てる。加えて、位置決定プロセッサは、心室などの表面または容積部（表面によって画定される）の離散した点に対して３Ｄ座標を割り当てる。したがって、１または複数の２Ｄ超音波イメージまたはこの超音波イメージの３Ｄモデルに対する事前取得イメージの重ね合わせを、輪郭、離散した点、表面、または容積部を用いて行うことができる。

【００８８】

一部の実施形態では、イメージプロセッサは、３Ｄ空間に適切に配置された１または複数の２Ｄ超音波イメージを表示する（例えば図６を参照）。任意で、目的の輪郭を、適切に配置された２Ｄイメージにマークすることができる。

【００８９】

イメージプロセッサは、３Ｄ再構築ステップ５８で、標的構造の３Ｄ骨格モデルを生成する。イメージプロセッサは、３Ｄ空間における一部または全ての２Ｄイメージからタグ付けされた輪郭を整列させて骨格モデルを作成する（図７の例示的な骨格モデルを参照）。一部の実施形態では、イメージプロセッサは、「ワイヤメッシュ」型のプロセスを用いて、骨格モデルに対して表面を作成し、標的構造の立体３Ｄ形状を生成する。イメージプロセッサは、生成された３Ｄモデル上に目的の輪郭を投射する。このモデルは通常、医師に示すためにディスプレイ４４に表示される（図８‐図１０の例示的な３Ｄモデルを参照）。

【００９０】

上記したように、一部の実施形態では、システム２０は、標的構造の表面における局所電位の測定をサポートする。この測定では、カテーテル２８によって取得される各電気活性データポイントは、イメージプロセッサによる電気生理学的地図の作成または生成のために、電極４６によって測定される電位または活性時間の値、および位置決定サブシステムによって測定されるカテーテルの対応するポジション座標を含む。イメージプロセッサは、オーバーレイステップ６０で、電気活性データポイントを３Ｄモデルの座標系に合わせて３Ｄモデルにそれらのデータポイントをオーバーレイする。ステップ６０は、この方法では任意であり、システム２０がこの種類の測定をサポートし、かつ医師がこの機能を使用することを選択する場合にのみ実行される。電気活性データポイントは通常、電極４６が標的構造の壁部に接触しているか、またはその近傍にある時に測定される。したがって、データポイントは通常、標的構造の３Ｄモデル上に重ね合わされる。

【００９１】

別法では、別の３Ｄ電気活性地図（電気解剖学的地図と呼ばれる場合も多い）を生成し表示することができる。例えば、好適な電気解剖学的地図は、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・ウエブスター社（Biosense Webster, Inc.）が製造販売するＣＡＲＴＯ（商標）ナビゲーション／マッピングシステムによって作成することができる。電位の値は、例えば、カラースケール、または任意の他の好適な視覚化法を用いて表すことができる。一部の実施形態では、イメージプロセッサは、測定

した電位の値を挿入または外挿し、標的構造の壁部に亘る電位の分布を示すフルカラー地図を表示することができる。本明細書では、「電気生理学的地図」は、電気活性データポイントの地図すなわち電気解剖学的地図を意味する。

【００９２】

上記したように、他のイメージング用途からインポートした情報を、表示するために３Ｄモデルに重ね合わせて３Ｄモデルにオーバーレイすることができる。例えば、事前取得コンピュータ断層撮影法（ＣＴ）、磁気共鳴映像法（ＭＲＩ）、またはＸ線の情報を、超音波に基づいた３Ｄモデルに重ね合わせ、ディスプレイ４４に３Ｄモデルおよび／または２Ｄ超音波イメージとともに表示することができる（例えば、図１１に示されている２Ｄイメージおよび事前取得ＣＴイメージの例示的なオーバーレイを参照）。

【００９３】

これに加えて、または別法では、上記したステップ５０で別のパラメトリック測定値が測定される場合、これらの測定値は、３Ｄモデルに重ね合わせ、追加の層として表示することができる（パラメトリック地図と呼ばれる場合が多い）。

【００９４】

ここに開示した方法を実行する場合、ステップ５０－６０の順番は変更することができ、これらのステップを対話式に繰り返すことができる。例えば、医師が、第１の連続した２Ｄイメージを取得し、これらに手動でタグを付けることができる。次いで、医師は、戻って別のイメージを取得し、第１の連続したイメージのタグ付けされた輪郭を用いて、システムによってこれらの別のイメージを自動的にタグ付けさせることができる。次いで、医師は、完全な３Ｄモデルを作成し、これを精査することができる。一部分でこのモデルが十分に正確でない場合、医師は、３Ｄモデルを正確にするべく追加のイメージのセットを取得する決定を行うことができる。これに加えて、または別法では、医師は、イメージまたは３Ｄモデルを精査した後、１または複数のイメージの手動のタグ付けを変更するか、または自動タグ付けプロセスを無効にする決定を行うことができる。標的構造の高品質の３Ｄモデルを得るために、医師が、ステップ５０－６０を他の順序で行うこともできる。これに加えて、または別法では、これらのステップの一部を、例えば、ロボット制御下で自動的に行うことができる。

【００９５】

一部の実施形態では、２Ｄ超音波イメージのフィーチャーが、３Ｄモデルの一部として選択的に表示される。例えば、目的の輪郭によって画定される容積部の外側に位置するフィーチャーは、表示するモデルから除去または隠蔽することができる。これに加えて、または別法では、骨格モデルまたはワイヤメッシュモデルのみを表示することができる。他の好適な基準を、表示する情報のフィルタリングに用いることができる。例えば、上記したように、１または複数の２Ｄイメージにマークされた「進入禁止」部分は、３Ｄモデルに適した線を引いて強調することができる。

【００９６】

一部の実施形態では、システム２０は、リアルタイムまたは準リアルタイムのイメージングシステムとして用いることができる。例えば、医師は、医療処置を開始する前の準備ステップとして、上記した方法を用いて標的構造の３Ｄモデルを再構築することができる。医師は、あらゆる所望の解剖学的印または目的のフィーチャーをタグ付けし、３Ｄモデルに表示することができる。この処置の際に、システム２０は、この３Ｄモデルおよびタグ付けされた輪郭に対してカテーテルの３Ｄポジションを絶えず追跡して表示することができる。医療処置の実施に用いるカテーテルは、３Ｄモデルの作成と同じカテーテルを用いても、好適なポジションセンサを備えた別のカテーテルを用いてもよい。

【００９７】

心臓のイメージングの例

図４‐図８は、本発明の実施形態に従った、上記した３Ｄイメージング法を視覚的に明示するイメージである。これらの図面は、発明者によって実現された心臓イメージングシステムによって生成された超音波イメージから作成した。これらのイメージは、図２に示

されているカテーテルに類似したカテーテルを用いて豚の心臓をイメージングした実際に生きている動物の実験の際に取得した。

【００９８】

図４は、カテーテル２８が特定のポジションで、超音波トランスデューサによって取得された２Ｄ超音波イメージを示している。このイメージは、心臓の異なる２つのフィーチャー８０および８２を示している。この形態の複数の超音波イメージは、図３の方法の超音波スキャニングステップ５０に従って、カテーテルの異なるポジションで取得した。

【００９９】

図５は、フィーチャー８０および８２がそれぞれ、輪郭８４および８６でマークされた図４の超音波イメージを示している。図４は、右心房に配置されたカテーテルを撮ったものである。この２Ｄ超音波イメージでは、フィーチャー８０は僧帽弁を表し、フィーチャー８２は大動脈弁を表している。これらの輪郭は、上記した図３の方法の手動タグ付けステップ５２に従ってユーザーによって手動でタグ付けされた。輪郭８４および８６は、３Ｄ動作容積部の解剖学的構造をマークし、医師が医療処置の際にこのような構造を容易に確認することができる。

【０１００】

図６は、３Ｄ空間に向けて投射された２Ｄ超音波イメージ８５を示している。この図は、システム２０のイメージプロセッサ４２で生成してディスプレイ４４に表示できる例示的な分割画面を示している。「生」の２Ｄイメージが、図面の右側の別のウインドウに表示されている。

【０１０１】

図面の中心における等角表示は、ポジションセンサ３２のポジション測定値に従って３Ｄ空間のイメージ８５の平面に向けて投射されて生成された投射イメージ８７を示している。通常はイメージングされた解剖学的構造（この例では心臓）の形状を有する向きの方位アイコン８１が、カテーテル２８が患者の体内を移動する時にリアルタイムで投射されるイメージ８７と同じ向きに表示される。アイコン８１は、医師が、投射されるイメージの３Ｄの向きを理解するのに役立つ。

【０１０２】

超音波ビームによってスキャンされた領域をマークするために投射された２Ｄイメージ８７とともにビームアイコン８３が用いられている。したがって、アイコン８３は、カテーテル２８が患者の体内を移動する時にリアルタイムで投射されるイメージ８７と同じ平面（同じ向き）に向けられて表示される。アイコン８３は、好ましくは赤などの色でウエブ形または扇形の線形表示を含むことができる。別法では、アイコン８３は、イメージ８７を生成するためにビームによってスキャンされた領域の周辺をマークするカラーの線、または超音波ビームのポジションおよび向きを視覚化するための他の任意の好適な手段を含むことができる。図６の例では、アイコン８３は、超音波ビームによって画定された角度セクターを示す２本の直線を含む。一部の実施形態では、カテーテル２８の先端部の位置およびポジションをマークする別のアイコン９９も表示される。例えば、カテーテル２８の先端部が、任意の他のイメージ処理を用いて３Ｄイメージすなわちフレームに対して２Ｄ超音波イメージすなわち扇形８７の向きを合わせるか、または２Ｄ超音波イメージを重ね合わせるかに係わらず、カテーテル２８によって得られた超音波イメージの位置および向きをシステム２０のユーザーすなわち医師が理解できるようにカテーテル先端アイコン９９として表示される。医師すなわちシステム２０のユーザーは、所望の方向および／または向きに超音波ビームを向けるすなわち案内するためにアイコン９９を用いることもできる。例えば、カテーテル先端アイコン９９は、超音波ビームの方向のより正確な推定を容易にするために、心臓の既知の印に近接してカテーテル２８の先端部を配置する際に用いることができる。

【０１０３】

投射されるイメージ８７は通常、動作容積部の境界をマークする立方体の内部に表示される。動作容積部は通常、図１に示されている位置決定サブシステムの場発生コイル３０

の座標系を基準としている。一実施形態では、立方体のそれぞれの辺（すなわち、動作容積部の特徴的な寸法）は約１２ｃｍの長さである。別法では、動作容積部に対して任意の他の好適な大きさおよび形状を選択することができ、通常は超音波ビームの組織透過能力によって異なる。

【０１０４】

図面の底部における信号表示９１は、上記したように測定値を同期させるＥＣＧ信号を示している。

【０１０５】

システム２０がリアルタイムで動作する場合、投射されるイメージおよびアイコン８３のポジションおよび向きは、カテーテル２８の動きとともに変化する。一部の実施形態では、医師が、対話式ディスプレイを用いて表示されるイメージの観察角度の変更、ズームイン、ズームアウト、および他の操作を行うことができる。ここに記載するユーザーインターフェイスの機能は、例示的な構成として示されている。任意の他の好適なユーザーインターフェイスを用いることができる。

【０１０６】

一部の実施形態では、３Ｄモデルを再構築しないで、３Ｄ表示および２Ｄ超音波イメージの投射のために、システム２０および関連したユーザーインターフェイスを用いることができる。例えば、医師は、１つの２Ｄ超音波イメージおよびこのイメージにタグ付けされた目的の輪郭を得ることができる。次いで、システム２０は、投射されたイメージ８７の表示と同じ要領で、３Ｄ空間に超音波イメージを向けて投射することができる。所望に応じて、医療処置の際に、システムは、投射された超音波イメージおよびタグ付けされた輪郭に対して医療処置を実施するカテーテル（イメージ８７を取得するカテーテルとは別とすることができる）の３Ｄポジションを絶えず追跡し表示することができる。

【０１０７】

図７は、標的構造の骨格モデルを示している。この例では、標的構造は、上記した図３の方法の３Ｄ再構築ステップ５８に従って、イメージプロセッサで生成される右心室を含む。骨格モデルを生成する前に、イメージプロセッサは、自動タグ付けステップ５４に従って、タグ付けされていない超音波イメージに輪郭８４および８６をトレースし再構築する。図７は、３Ｄ空間に投射された元の輪郭８４および８６を示している。輪郭８８は、医師によってタグ付けされた他の輪郭からイメージプロセッサによって自動的に再構築された。

【０１０８】

図８は、イメージプロセッサによって生成された右心室の立体３Ｄモデルを示している。一部の輪郭８８が立体モデルにオーバーレイされている。加えて、左心室を示す輪郭８９も図面で見ることができる。右心室の表面が、上記した図３の方法のオーバーレイステップ６０に従って、電極４６で測定された電気活性地図９０にオーバーレイされている。この地図は、異なる色で異なる電位の値を示している（図８では、異なった陰影パターンで示している）。

【０１０９】

図９および図１０は、本発明の実施形態に従ったモデル化された左心房を視覚的に明示するイメージである。両方の図面において、左心房は立体モデル９２として示されている。医師によってタグ付けされた輪郭９４は、卵円窩の位置をマークしている。輪郭９６は、立体モデル９２を作成するために用いられる追加の目的の輪郭をマークしている。図１０において、２Ｄ超音波イメージ９８は、モデル９２の座標系を用いて重ね合わせ、立体モデルとともに表示されている。

【０１１０】

図１１は、本発明の実施形態に従った、事前取得イメージ１００に重ね合わされた超音波イメージ１０２を視覚的に明示するイメージである。この例では、事前取得ＣＴイメージが、３Ｄモデルの座標系を用いて重ね合わされている。事前取得イメージおよび２Ｄ超音波イメージは、ディスプレイ４４にともに表示されている。

【０１１１】
上記した実施形態は、特に心臓カテーテルなどの侵襲性プローブを用いた超音波イメージングに関連しているが、本発明の原理は、位置決定センサを備えた外部または内部の超音波プローブ（経胸郭プローブなど）を用いた臓器の３Ｄモデルの再構築に用いることもできる。これに加えて或いは別法では、上記したように、開示した方法は、心臓以外の臓器の３Ｄモデリングに用いることができる。さらに、これに加えて、または別法では、組織の厚みおよびアブレーションの温度などの他の診断または治療の情報が、上記した電気活性オーバーレイの要領で３Ｄモデル上にオーバーレイすることができる。３Ｄモデルはまた、アブレーションカテーテルなどの他の診断または外科処置に用いることもできる。３Ｄモデルはまた、心房中隔欠損閉止処置、脊椎手術、特に低侵襲性処置などの他の処置に用いることもできる。

【０１１２】
したがって、上記した実施形態が単なる例示目的であり、本発明がここに記載した特定の図面および説明に限定されるものでは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、ならびに従来技術には開示されていないが本発明を読んだ当業者には明らかな様々な変更形態および改良形態も含まれる。

【０１１３】
〔実施の態様〕
（１）解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品において、
プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含み、コンピュータがこの命令を読み取ると、前記コンピュータが、超音波センサの異なる複数の空間位置で前記超音波センサを用いて前記解剖学的構造の複数の超音波イメージを取得し、前記複数の空間位置のそれぞれで前記超音波センサの位置および向きの座標を測定し、前記１または複数の超音波イメージの前記解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークする手動入力を受け取り、前記目的の輪郭および前記測定された位置および向きの座標に基づいて前記解剖学的構造の３Ｄモデルを構築する、コンピュータソフトウエア製品。
（２）実施態様（１）に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記マークされた目的の輪郭に基づいて、手動でマークされなかった少なくとも一部の超音波イメージにフィーチャーを自動で再構築する、製品。
（３）実施態様（１）に記載の製品において、
前記解剖学的構造が心臓を含み、前記命令により、前記コンピュータが、第１の心室内に挿入されてその心室内の空間位置の間で移動される前記超音波センサを含むカテーテルを用いて前記超音波イメージを取得する、製品。
（４）実施態様（３）に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、前記第１の心室の外部に位置する標的構造の３Ｄモデルを構築する、製品。
（５）実施態様（３）に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、心電図（ＥＣＧ）信号、内部で生成される同期信号、および外部から送られる同期信号の１つを含む同期信号に対して前記位置および向きの座標の測定および前記超音波イメージの取得のタイミングを同期させる、製品。

【０１１４】
（６）実施態様（５）に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、組織の特性、温度、および血流の少なくとも１つの測定を前記同期信号に同期させる、製品。
（７）実施態様（１）に記載の製品において、
前記命令により、前記コンピュータが、１または複数の外部放出器を用いて前記超音波センサに関連したポジションセンサの近傍に場を生成し、前記ポジションセンサを用いて前記場を検出し、前記検出された場に応答して前記超音波センサの位置および向きの座標

を計算する、製品。

（８）実施態様（７）に記載の製品において、

前記場が磁場を含む、製品。

（９）実施態様（１）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、前記超音波センサに関連した場発生器を駆動させて場を生成し、１または複数の受信センサを用いて前記場を検出し、検出された前記場に応答して前記超音波センサの位置および向きの座標を計算する、製品。

（１０）実施態様（９）に記載の製品において、

前記場が磁場を含む、製品。

【０１１５】

（１１）実施態様（２）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、自動的に再構築されたフィーチャーの少なくとも一部の承認、削除、修正、および変更の少なくとも１つを含む手動入力を受け取る、製品。

（１２）実施態様（１）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、前記解剖学的構造の標的構造の骨格モデルおよび表面モデルの少なくとも一方を生成し、その３Ｄモデルをユーザーに表示する、製品。

（１３）実施態様（１２）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、前記表面モデル上に電気活性地図をオーバーレイする、製品。

（１４）実施態様（１）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、磁気共鳴映像（ＭＲＩ）システム、コンピュータ断層診断（ＣＴ）システム、およびＸ線イメージングシステムの１または複数からインポートされた情報を前記３Ｄモデル上にオーバーレイする、製品。

（１５）実施態様（１４）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、前記インポートされた情報を前記３Ｄモデルの座標系に重ね合わせる、製品。

【０１１６】

（１６）実施態様（１）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、前記３Ｄモデルにおける１または複数の目的の領域を画定し、前記１または複数の目的の領域に一致する前記超音波イメージの部分を前記３Ｄモデル上に投射する、製品。

（１７）実施態様（１）に記載の製品において、

前記命令により、前記コンピュータが、異なる複数の空間位置の間で移動される体外超音波プローブを用いて前記超音波イメージを取得する、製品。

（１８）解剖学的構造をモデリングするためのコンピュータソフトウエア製品において、

プログラム命令が保存されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含み、コンピュータがこの命令を読み取ると、前記コンピュータが、超音波センサのそれぞれの空間位置で前記超音波センサを用いて解剖学的構造の超音波イメージを取得し、前記空間位置における前記超音波センサの位置および向きの座標を測定し、前記超音波イメージの前記解剖学的構造のフィーチャーを指す目的の輪郭をマークし、前記測定された位置および向きの座標に基づいて３Ｄ空間に前記目的の輪郭および前記超音波イメージの少なくとも一部を表示する、製品。

【図面の簡単な説明】

【０１１７】

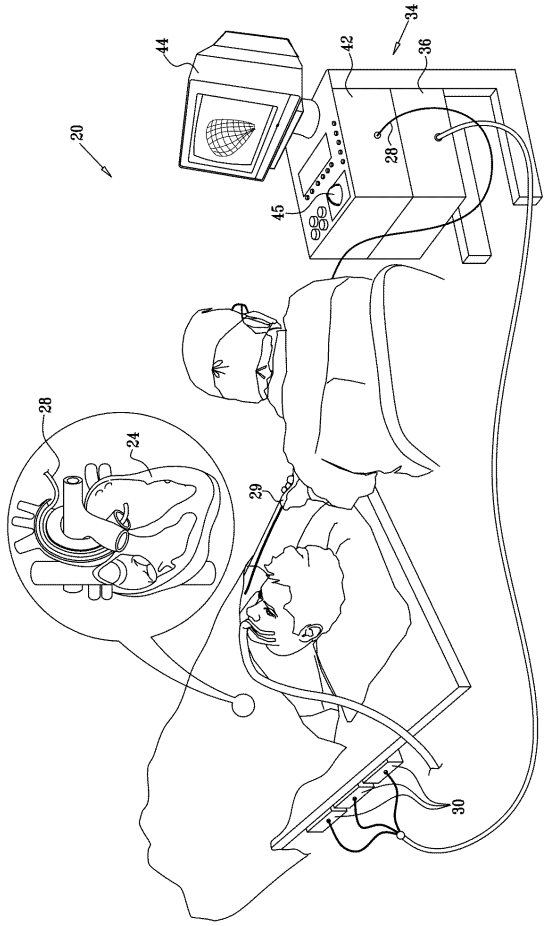
【図１】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングするためのシステムの模式的な絵画図である。

【図２】本発明の実施形態に従ったカテーテルの模式的な絵画図である。

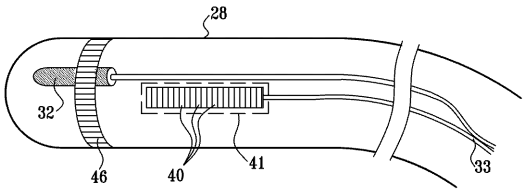
【図３】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングのための方法

を模式的に例示するフローチャートである。
【図４】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングの方法を視覚的に明示するイメージである。
【図５】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングの方法を視覚的に明示するイメージである。
【図６】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングの方法を視覚的に明示するイメージである。
【図７】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングの方法を視覚的に明示するイメージである。
【図８】本発明の実施形態に従った、心臓のマッピングおよびイメージングの方法を視覚的に明示するイメージである。
【図９】本発明の実施形態に従った、モデル化された心室を視覚的に明示するイメージである。
【図１０】本発明の実施形態に従った、モデル化された心室を視覚的に明示するイメージである。
【図１１】本発明の実施形態に従った、事前取得イメージに重ね合わされた超音波イメージを視覚的に明示するイメージである。

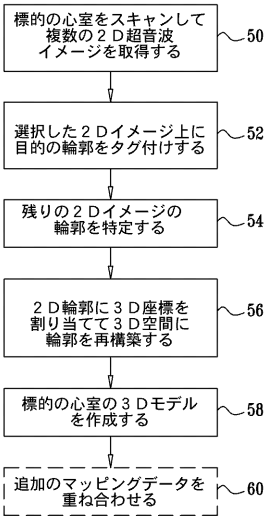
【図１】



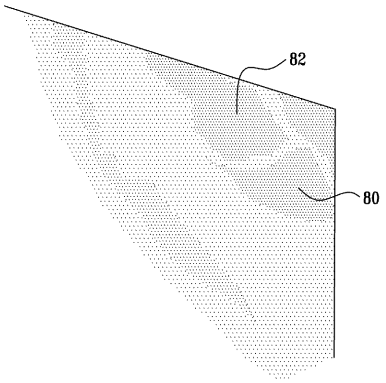
【図２】



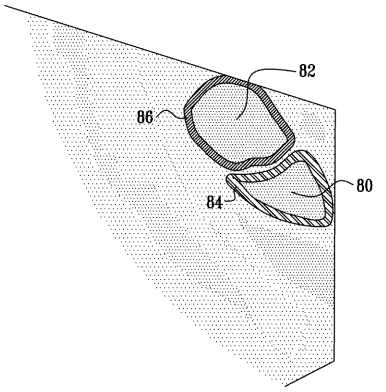
【図３】



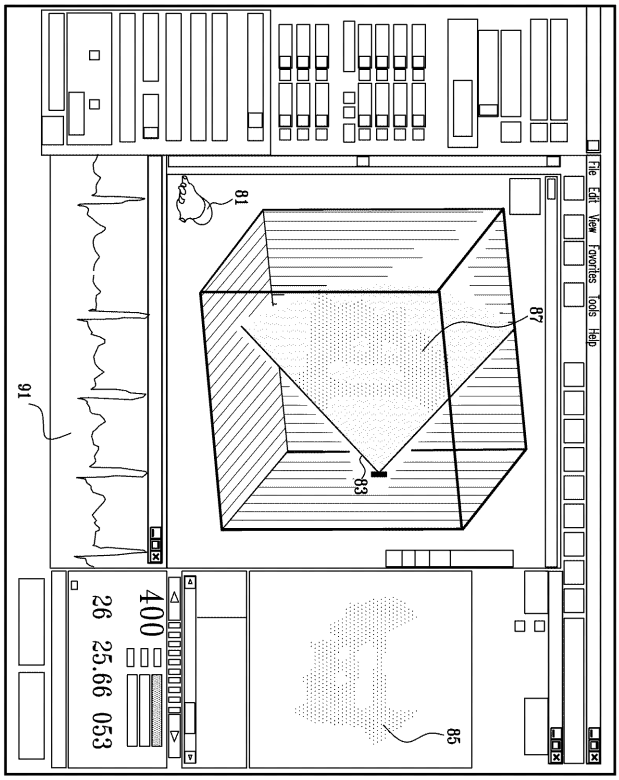
【図４】


82
80

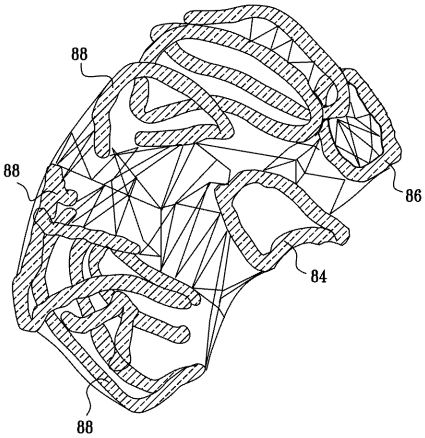
【図５】


82
86
84
80

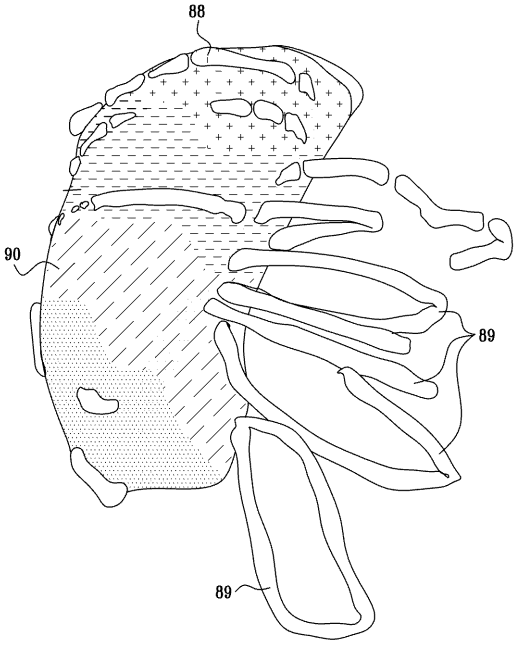
【図６】


File Edit View Favorites Tools Help
81
87
83
91
400
26 25.66 053
85

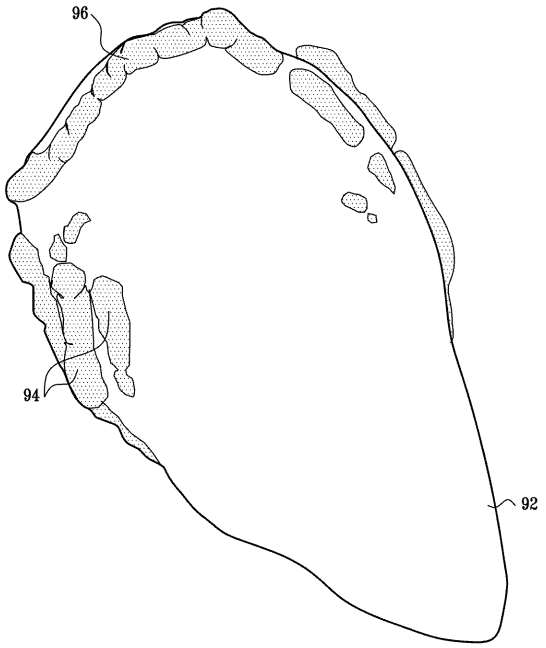
【図７】


88
88
86
84
88

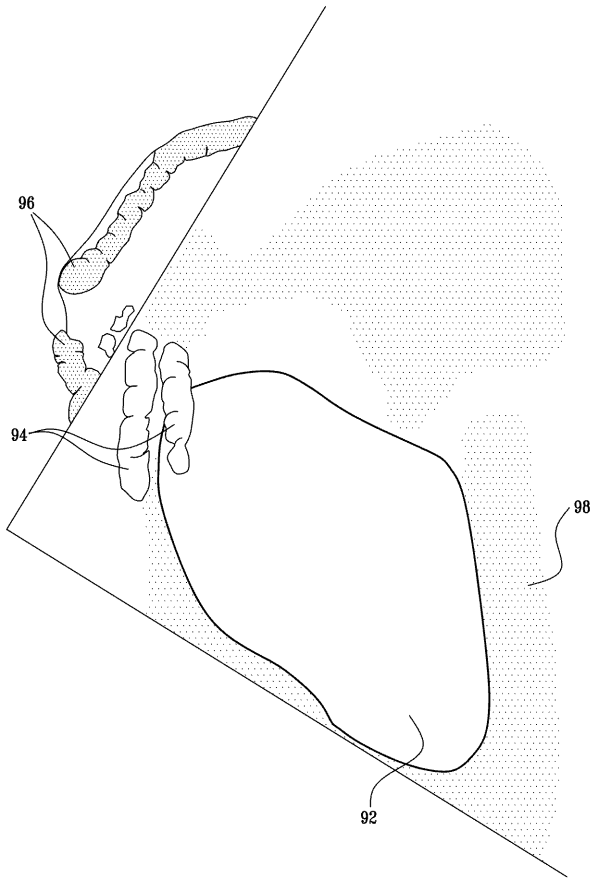
【図８】


88
90
89
89

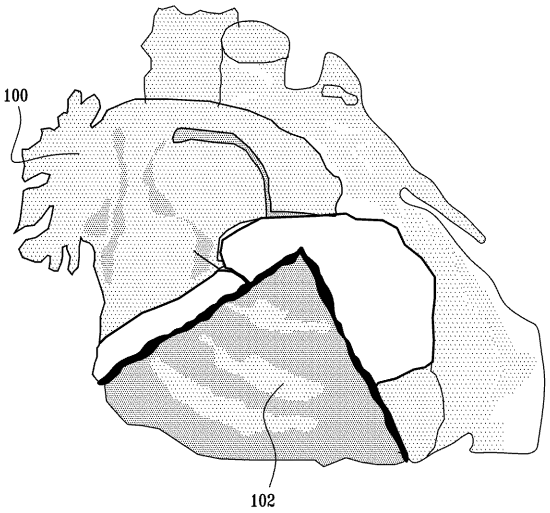
【図９】



【図１０】



【図１１】



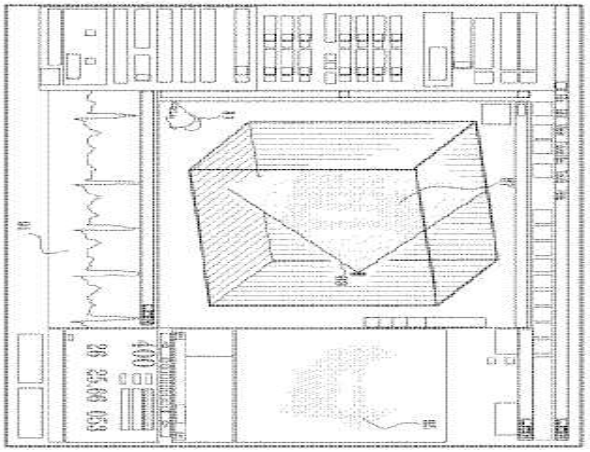
フロントページの続き

(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(74)代理人　100123434
弁理士　田澤　英昭
(74)代理人　100101133
弁理士　濱田　初音
(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　アサフ・ゴバリ
イスラエル国、３４４００　ハイファ、ビッツォ　１
(72)発明者　アハロン・ターゲマン
イスラエル国、３０９００　ジカロン・ヤーコブ、サピア　４エイ
(72)発明者　ディーナ・カーシェンバウム
イスラエル国、３６７２１　ネシャー、ミツペ　６／９

Ｆターム(参考) 4C601 DD15 FE03 GA20 JC09 JC21 JC25 KK21 KK24
5B050 AA02 CA07 EA18 EA19 EA26 FA02

【外国語明細書】
2006305359000001.pdf

专利名称(译)	使用超声轮廓重建的三维心脏成像软件产品		
公开(公告)号	JP2006305359A	公开(公告)日	2006-11-09
申请号	JP2006120962	申请日	2006-04-25
[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)	生物传感韦伯斯特公司		
[标]发明人	アンドレスクラウディオアルトマン アサフゴバリ アハロンターゲマン ディーナカーシェンバウム		
发明人	アンドレス·クラウディオ·アルトマン アサフ·ゴバリ アハロン·ターゲマン ディーナ·カーシェンバウム		
IPC分类号	A61B8/12 G06T17/40		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B6/503 A61B6/504 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/483 A61B8/543 G06T17/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/12 G06T17/40.A G06T19/00.A		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/FE03 4C601/GA20 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/KK24 5B050/AA02 5B050/CA07 5B050/EA18 5B050/EA19 5B050/EA26 5B050/FA02		
优先权	11/114800 2005-04-26 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用超声波轮廓重建为三维心脏成像提供软件产品。解决方案：用于对解剖结构建模的计算机软件产品包括计算机可读介质，其存储程序指令并通过在超声波传感器的多个不同空间位置处使用超声波传感器来获取解剖结构的多个超声图像以进行测量当计算机读取指令时，超声波传感器在各个多个空间位置处的位置和方向坐标。通过使用软件产品接收用于标记指示一个或多个超声图像上的解剖结构的特征的客观轮廓的手动输入，并且基于客观轮廓和测量的位置构建解剖结构的3D模型。和方向坐标。 Ž