

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4920371号
(P4920371)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月10日(2012.2.10)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 M
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 0 9 B
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 6 外国語出願 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2006-296352 (P2006-296352)	(73) 特許権者	508080229
(22) 出願日	平成18年10月31日(2006.10.31)		バイオセンス・ウエブスター・インコーポ レーテッド
(65) 公開番号	特開2007-144150 (P2007-144150A)		アメリカ合衆国カリフォルニア州9176 5ダイヤモンドバー・ダイヤモンドキヤニ オンロード3333
(43) 公開日	平成19年6月14日(2007.6.14)	(74) 代理人	100088605
審査請求日	平成21年9月2日(2009.9.2)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	11/264, 221	(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 ムシオン 13/9
(32) 優先日	平成17年11月1日(2005.11.1)	(72) 発明者	ヤロン・エフラス イスラエル国、37501 カルクル、ハ ブラチャ 138
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理用カテーテルの方向付け制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生きた被験者の体内の構造情報を表示するためのシステムにおいて、
前記体内に導入するように構成された画像処理用カテーテルであって、視野を有し、前記画像処理用カテーテルの中に位置センサーを有する、画像処理用カテーテルと、
前記体内に導入するように、かつ、前記体の標的の構造に医療手技を施すように、構成された手術用カテーテルであって、前記手術用カテーテルの中に位置センサーを有する、手術用カテーテルと、
前記体内の前記画像処理用カテーテルを操縦するために動作するロボットマニピュレータと、
前記ロボットマニピュレータに連結されたポジショニングプロセッサであって、前記ポジショニングプロセッサは、前記手術用カテーテルの現在の位置を繰り返し検出するために、前記手術用カテーテルの前記位置センサーからの信号に回答して動作し、また、前記ポジショニングプロセッサは、前記現在の位置に回答して、制御信号を前記ロボットマニピュレータに送信するように動作して、前記ロボットマニピュレータに前記画像処理用カテーテルを操縦させて前記手術用カテーテルの一部を前記視野内に保持させる、ポジショニングプロセッサと、
前記画像処理用カテーテルから受信した画像データに回答して前記視野の画像を生成するように動作する画像プロセッサと、
前記画像を表示するディスプレイと、

を具備する、システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記ポジショニングプロセッサが、前記手術用カテーテルの前記位置センサーによって発生した信号に応答して前記画像処理用カテーテルを操縦するように動作する、システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記ポジショニングプロセッサが、予め決められた位置座標に基づいて、前記画像処理用カテーテルを配置するように動作する、システム。

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記画像プロセッサが、前記手術用カテーテルの前記一部と位置合わせされた前記視野の 2 次元画像を生成するように動作する、システム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記ロボットマニピュレータが、振動運動している前記画像処理用カテーテルを操縦するように動作し、

前記画像プロセッサが、前記視野の複数の 2 次元画像を生成するように動作し、

前記画像が、前記複数の 2 次元画像から前記画像プロセッサによって構築された 3 次元画像を含む、

20

システム。

【請求項 6】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記画像処理用カテーテルが、超音波画像処理用カテーテルを含む、システム。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、生体内に配置された物体の位置および姿勢の検出に関する。より詳しく言うと、本発明は、生体内の動く器官内の血管内カテーテルの位置および姿勢の安定化に関する。

30

【0002】

〔関連技術の説明〕

広い範囲の医療手技が、センサー、チューブ、カテーテル、供給装置、および、移植片、などの物体の、体内への配置を伴う。リアルタイムの画像処理方法が、それらの医療手技の間に、その物体および物体の周囲を可視化して手術者を援助するために用いられることが多い。しかし、ほとんどの場合で、リアルタイムの 3 次元画像処理は、可能でもなく、望ましくもない。代わりに、体内の物体のリアルタイムの空間座標を取得するシステムが用いられることが多い。

40

【0003】

そのような多くの位置検出システムが、従来技術によって、開発および構想されてきた。いくつかのシステムは、トランスデューサまたはアンテナの形態の体内の物体にセンサーを取り付けることを伴い、そのセンサーが、体の外側で生み出された、磁界、電界、または、超音波の場、を検出できる。例えば、ヴィトカンフ (Wittkampf) に付与された米国特許第 5,983,126 号は、その開示内容が参照することによって本明細書に組み込まれ、3 つの実質的に直交する交流信号が被験者を通して加えられるシステムを記載している。カテーテルには少なくとも一つの測定電極が備え付けられていて、電圧が、カテーテルの先端と基準電極との間で検出される。電圧信号は、加えられた 3 つの直交する電流信号に対応する成分を含み、それらの成分から、体内でのカテーテルの先端の 3 次元の

50

配置を求めるための計算が行われる。電極間の電位差を検出するための同様の方法が、プファイファー（Pfeiffer）に付与された米国特許第5,899,860号によって提案されていて、この米国特許の開示内容は引用することによって本明細書に組み込まれる。これらのシステムの両方で、測定されたカテーテルの先端の見かけの位置とカテーテルの先端の実際的位置との不一致を調整するために、別個の較正手順に着手する必要がある。

【0004】

超音波画像処理を位置検出と共に行うハイブリッドカテーテルが現在知られている。そのようなカテーテルが、例えば、米国特許第6,690,963号、同第6,716,166号、および、同第6,773,402号に記載されていて、これらの米国特許は参照することによって本明細書に組み込まれる。医療上の用途には、体の腔の3次元マッピング、腔の壁の厚みおよび壁の速度の測定、および、電気的活性のマッピング、などがある。医療上の用途では、異なるモダリティーによって体の器官のマップおよび画像を取得することが広く行われていて、異なるモダリティーによって取得されたマップおよび画像は互いに関連付けられて解釈されなければならない。その一例が、心臓の電気解剖学的マップと、3次元超音波画像のような画像と、の関連付けである。

【0005】

体内のプローブの位置の検出に基づく市販の電気生理学および物理学的マッピングシステムが現在では利用可能である。それらのうち、アメリカ合衆国カリフォルニア州91765ダイヤモンド・バー、ダイヤモンド・キャニオン・ロード3333（3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765）所在のバイオセンス・ウェブスター・インコーポレイテッド（Biosense Webster Inc.）から入手可能なCarto-Biosense（登録商標）ナビゲーションシステム（Carto-Biosense Navigation System）が、局所的な電気的活性をカテーテルの位置と自動的に関連付けマッピングするシステムである。

【0006】

〔発明の概要〕

例えば、超音波トランスデューサと位置センサーとを備えた、ハイブリッドカテーテルは、解剖学的構造の、および、手術手技の、リアルタイムの可視化を提供する。カテーテルの視野およびその結果としての超音波画像は、2次元の「扇（fan）」の形を有していて、その扇は、カテーテルの先端から外向きに開いていて、扇が交差する組織の断面画像を提供する。先端の配置または姿勢が不適正なまたは不安定な場合、その扇は、望まれる構造を捕捉するのに失敗することがあり、または、観察中に望ましい構造を見失うことがある。本発明の開示された実施の形態は、超音波ビームの姿勢を方向付け安定化するための方法およびシステムを提供する。これは、手術手技が実行されている領域を画像処理するのにとりわけ有用である。例えば、超音波画像処理は、アブレーションカテーテルが所定の位置に配置され、アブレーションされる組織に接触していることを、検証できる。アブレーションに続いて、超音波画像処理が、組織のエコー源性（echogenicity）の変化によって、アブレーションが成功したことを確認できる。本発明の原理を用いたカテーテルの安定化は、手術者が、注目されている標的に関連する正確な、ほぼリアルタイムの視覚的フィードバックを得ることを確実にする。前述された機能を備えたカテーテルは、本明細書では、超音波カテーテル（ultrasound catheter）または超音波画像処理用カテーテル（ultrasound imaging catheter）、と呼ばれることがある。

【0007】

本発明のいくつかの態様では、一人の手術者による心臓内の治療手技での心エコー検査法のガイダンスの利便性が、増強される。超音波カテーテルを、ロボット支援によって操縦して、マッピングカテーテルまたはアブレーションカテーテルのような手術用カテーテルの先端を自動的に追従させるようにすることで、手術者は、画像処理用カテーテルをマッピングまたはアブレーションカテーテルおよびそのカテーテルの標的を追跡するように調節する負担から解放される。標的の部位のリアルタイムの可視化も、カテーテル挿入手技の間に、可能にされ、病変を正確に標的にすること、および、治療的アブレーション計画を最適に実行することができる。本発明の他の利点には、標的の組織での気泡および炭

10

20

30

40

50

化の形成を含めた、カテーテルと組織の接触の監視、アブレーションの進捗状況の監視、などがある。

【0008】

超音波カテーテル内の磁気に基づく位置および姿勢センサーは、手術者が、カテーテルの位置および姿勢をいつでも知ることができるようにするが、センサーそれ自体は、カテーテルを望まれる位置に静止して保持することの成功を保証するものではない。本発明の実施の形態は、カテーテルが標的に向かって正しく配置され、方角を定めて配置されることを確実にするために、超音波カテーテルを自動的に制御することによって、この課題を解決する。その位置検出システムは、カテーテル内の磁気的位置検出センサーを用いて、望ましい位置、および、画像処理用カテーテルが向けられる方角、を決定し、ならびに、この位置および方角からのどのような偏差も測定する。次に、位置検出システムは、ロボット機構を用いて、画像処理用カテーテルの位置および姿勢を補正する。それに代わって、手術者が必要に応じてカテーテルを操縦するための合図が提供される。

10

【0009】

本発明のある開示された実施の形態に基づけば、第1のカテーテル、例えば、超音波カテーテルは、第1のカテーテルの視野内に第2のカテーテルを保つように制御される。第2のカテーテルは、アブレーションカテーテル、または、医療手技を実行するための任意のカテーテル、であり、位置センサーを含んでいる。位置検出システムは、そのシステムの位置センサーを用いて、第2のカテーテルの位置を求め、求められた位置を基準点として用いる。第1のカテーテルは、次に、基準点の動きを追跡し、それによって、第2のカテーテルを視野内に保つ。例えば、医療手技の結果として、標識点のエコー源性が変化する場合には、画像の位置合わせがかなり困難にあることがある。その場合、本発明によって提供されるような、信頼性の高い基準点の存在が、一層価値のあるものになる。

20

【0010】

本発明の利点には、医療手技の進捗を追跡するために超音波画像処理を用いることの正確さが改善されることが含まれる。その利点が、手術手技を実行しながら画像処理用カテーテルのビームのねらいをつけるという連続的な注意散漫から手術者を解放する。その利点は、体内の特定の構造または位置を、カテーテルの視野内に保つために用いられてもよい。

【0011】

本発明は、生きた被験者の体内の構造情報の表示方法を提供し、その方法は、画像処理用カテーテルを体内に導入する過程と、標的の構造に医療手技を施すために、手術用カテーテルを体内に導入する過程と、医療手技を実行しながら体内で手術用カテーテルを移動する過程と、によって実行される。手術用カテーテルを移動する間に、その方法は、手術用カテーテルの現在の位置を繰り返して検出する過程と、手術用カテーテルの現在の位置に対応して、予め決められた標的を含むように画像処理用カテーテルの視野を自動的に変える過程とによって、さらに、実行される。

30

【0012】

本発明の方法のある態様に基づけば、予め決められた標的は、手術用カテーテルの一部、および標的の構造の一部のうちの少なくとも一方を含む。

40

【0013】

本発明の方法の別の態様は、画像処理用カテーテルの視野の画像を表示する過程を含む。

【0014】

本発明の方法のある態様では、画像を表示する過程が、予め決められた標的の一部に位置合わせされた画像処理用カテーテルの視野の2次元スライスを表示する過程を含む。

【0015】

本発明の方法の別の態様では、視野を変える過程は、体内で画像処理用カテーテルを操縦する過程を含む。

【0016】

50

本発明の方法のさらに別の態様では、視野を変える過程は、テーテルを固定して配置する過程と、振動運動している画像処理用カテーテルからの超音波ビームを走査する過程と、を含む。

【0017】

超音波ビームを走査しながら実行される、その方法のさらに別の態様は、視野の複数の2次元画像を取得する過程と、複数の2次元画像から3次元画像を構築する過程と、3次元画像を表示する過程と、を含む。

【0018】

本発明の方法のさらに別の態様では、視野を変える過程は、振動運動している画像処理用カテーテルを動かす過程を含む。

10

【0019】

画像処理用カテーテルを動かしながら実行される、本発明の方法のさらに別の態様は、視野の複数の2次元画像を取得する過程と、複数の2次元画像から3次元画像を構築する過程と、3次元画像を表示する過程と、を含む。

【0020】

本発明の方法のさらに別の態様に基づけば、標的の構造は、心臓の一部である。

【0021】

本発明は、生きた被験者の体内の構造情報の表示システムを提供し、そのシステムは、体内に導入するように構成された画像処理用カテーテルを含み、その画像処理用カテーテルは、その中に位置センサーを含んでいる。そのシステムは、体内に導入するように、および、体の標的の構造に医療手技を施すように、構成された手術用カテーテルを含み、その手術用カテーテルは、その中に位置センサーを含んでいる。そのシステムは、体内の画像処理用カテーテルを操縦するように動作するロボットマニピュレータと、ロボットマニピュレータに連結されたポジショニングプロセッサであって、手術用カテーテルの現在の位置を繰り返し検出するために、手術用カテーテルの位置センサーからの信号に応答して動作する、ポジショニングプロセッサと、を含む。ポジショニングプロセッサは、手術用カテーテルの現在の位置に応答してロボットマニピュレータに制御信号を送信するように動作して、ロボットマニピュレータに手術用カテーテルまたは標的の構造の一部を視野内に保つように画像処理用カテーテルを操縦させる。そのシステムは、画像処理用カテーテルから受信した画像データに応答して視野の画像を生成するように動作する画像プロセッサと、画像を表示するためのディスプレイと、を含む。

20

30

【0022】

本発明のシステムの別の態様に基づけば、ポジショニングプロセッサは、手術用カテーテルの位置センサーによって発生した信号に応答して画像処理用カテーテルを操縦するように動作する。

【0023】

本発明のシステムの別の態様に基づけば、ポジショニングプロセッサは、予め決められた位置座標に基づいて、画像処理用カテーテルを配置するように動作する。

【0024】

本発明のシステムのさらに別の態様に基づけば、画像プロセッサは、手術用カテーテルの一部と位置合わせされた視野の2次元画像を生成するように動作する。

40

【0025】

本発明のシステムの別の態様に基づけば、ロボットマニピュレータは、振動運動している画像処理用カテーテルを操縦するように動作し、画像プロセッサは、視野の複数の2次元画像を生成するように動作し、3次元画像は、複数の2次元画像から画像プロセッサによって構築される。

【0026】

本発明のシステムのある態様に基づけば、画像処理用カテーテルは、超音波画像処理用カテーテルを含む。

【0027】

50

本発明は、生きた被験者の体内の構造情報の表示方法を提供し、その方法は、画像処理用カテーテルを体内に導入する過程と、画像処理用カテーテルの視野が体内の予め決められた標識点（landmark）を含むように、画像処理用カテーテルを配置する過程と、によって実行される。その方法は、さらに、体の標的の構造に医療手技を施すように構成された手術用カテーテルを体内に導入する過程と、医療手技を実行しながら手術用カテーテルを体内で移動する過程と、標識点を視野内に保持するように視野を自動的に調節する過程と、標識点の画像を表示する過程と、によって実行される。

【0028】

本発明の方法のある態様は、標識点の位置座標を含む標的の構造のマップを構築する過程を含み、画像処理用カテーテルを配置する過程が、標識点の位置座標に基づいて視野を方向付けする過程を含む。

10

【0029】

本発明をより良く理解するために、類似の要素に類似の参照番号が付された以下の図面と共に読まれるべき例示としての本発明の詳細な説明を記載する。

【0030】

〔発明の詳細な説明〕

以下の説明では、さまざまな具体的な詳細が、本発明を十分に理解するために、記載されている。しかし、当業者には、本発明が、これらの具体的な詳細なしで、実施されてもよいことが、明らかであろう。別の例では、通常のアлゴリズムおよびプロセスのための、公知の回路、制御ロジック、および、コンピュータプログラム命令（computer program instruction）の詳細は、本発明を不必要に不明瞭にしないために、詳細には記載されていない。

20

【0031】

本発明の態様を実現した、ソフトウェアプログラミングコードは、典型的には、コンピュータ可読媒体（computer readable medium）のような、永久記憶装置（permanent storage）によって維持されている。クライアント-サーバー環境では、そのようなソフトウェアプログラミングコードは、クライアントまたはサーバー上に記憶されていてよい。ソフトウェアプログラミングコードは、データ処理システムと共に用いるために、さまざまな公知の媒体のいずれかで実現されていてよい。それらには、以下に限定されないが、ディスクドライブ、磁気テープ、コンパクトディスク（CD）、デジタルビデオディスク（DVD）、のような磁気または光学記憶装置、および、その上に信号が変調される搬送波を伴うまたは伴わない伝送媒体で実現されたコンピュータ命令信号、などが含まれる。例えば、伝送媒体は、インターネットのような通信ネットワーク、を含んでいてよい。さらに、本発明はコンピュータソフトウェアで実現されてよいが、本発明を実施するために必要な機能は、それに代わって、特定用途向け集積回路または他のハードウェアのようなハードウェアコンポーネントを用いて、または、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアのある組み合わせによって、部分的にまたはその全体が、実現されてもよい。

30

【0032】

〔システムの概観〕

今度は図面に注意を向けると、最初に図1が参照され、図1には本発明のある実施の形態に基づく、患者の心臓24を画像処理およびマッピングするための、および、心臓24に関する診断または治療手技を実行するのに適した、システム20が示されている。システムは、カテーテル28を含み、カテーテル28は、典型的には医者である手術者43によって、経皮的に、心臓の室または脈管構造の中に挿入される。カテーテル28は、典型的には、医者がカテーテルを操作するためのハンドル29を含んでいる。ハンドルを適切に制御することによって、医者は、医療手技を実行するために、カテーテルの遠位端部の操縦、位置、および向き（orient）を望むようにすることができる。第2のカテーテル27は、以下に記載するように、心臓を画像処理するため、および、標的に関するカテーテル28の位置を求めるために用いられる。カテーテル27は、操縦機構（steering mechanism）41を含み、操縦機構41は、ロボットマニピュレータ31によって制御され、ま

40

50

た、必要に応じて手術者 43 によって制御される。マニピュレータ 31 は、コンソール 34 内に配置されたポジショニングプロセッサ 36 からの制御信号を受信する。

【0033】

システム 20 は、カテーテル 28 の位置および姿勢座標を測定するポジショニングサブシステムを含んでいる。この特許出願明細書の全体を通して、用語「配置 (location)」は、カテーテルの空間座標を意味し、用語「姿勢 (orientation)」は、カテーテルの方位角座標を意味する。用語「位置 (position)」は、配置座標および姿勢座標の両方を含む、カテーテルの全ての位置的情報を意味する。

【0034】

ある実施の形態では、ポジショニングサブシステムは、カテーテル 28 およびカテーテル 27 の位置および姿勢を求める磁気的位置追跡システムを含んでいる。ポジショニングサブシステムは、サブシステムの近傍の予め決められた可動範囲内に磁界を発生させ、これらの磁界をカテーテルで検出する。ポジショニングサブシステムは、典型的には、磁界発生コイル 30 のような外部の放射器の集合を含み、外部の放射器は、患者の体の外の固定された既知の位置に配置されている。コイル 30 は、心臓 24 の近傍に、フィールドを、典型的には電磁界を、発生させる。

【0035】

別の実施の形態では、カテーテル内のコイルなどの放射器は、電磁界を生み出し、電磁界は患者の体の外のセンサー (図示されていない) によって受信される。

【0036】

位置センサーは、検出されたフィールドにตอบสนองして、位置に関連した電気信号を、カテーテルを通してコンソール 34 へ延びるケーブル 33 を通して伝送する。それに代わって、位置センサーは、無線リンクを通して、信号をコンソールへ伝送してもよい。ポジショニングプロセッサ 36 は、位置センサー 32 によって送られた信号に基づいてカテーテル 28 の配置および姿勢を計算する。ポジショニングセンサー 36 は、典型的には、カテーテル 28 からの信号を、受信し、増幅し、フィルタリングし、デジタル化し、および、その他の方法で処理する。ポジショニングプロセッサ 36 は、さらに、カテーテル 27 を操縦するために、マニピュレータ 31 に信号入力を供給する。

【0037】

この目的のために用いられるいくつかの位置追跡システムが、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 2002/0065455 A1、同 2004/0147920 A1、および、同 2004/0068178 A1 に記載されていて、これらの開示内容の全ては参照することによって本明細書に組み込まれる。図 1 に示されたポジショニングサブシステムは、磁界を用いているが、以下に記載される方法は、電磁界、音響、または、超音波の測定に基づくシステムのような、任意のその他の適切なポジショニングサブシステムを用いることによって実施されてもよい。

【0038】

それに代わって、システム 20 は、本明細書で以下に記載される手順を実行するために適切に変更された、前述された Carto-Biosense ナビゲーションシステムとして実現されてよい。例えば、システム 20 は、必要な変更を加えて、ほぼリアルタイムで表示するための超音波画像を取得するために前記の米国特許第 6,716,166 号および同第 6,773,402 号に開示されたカテーテルを用いてよい。

【0039】

今度は図 2 を参照すると、図 2 は、本発明のある実施の形態に基づく、カテーテル 28 (図 1) の遠位端部を概略的に示している。フィールド発生コイル 30 (図 1) によって発生させたフィールドは、カテーテル 28 の内部の位置センサー 32 によって検出される。カテーテル 28 は、超音波画像処理センサーをも含んでいて、超音波画像処理センサー 28 は、典型的には、超音波トランスデューサ 40 の配列として実現される。ある実施の形態では、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

10

20

30

40

50

は、窓 4 1 内に、または、窓 4 1 の近くに配置されていて、窓 4 1 はカテーテルの本体または壁に開口を画定している。カテーテル 2 8 は、典型的には、少なくとも一つの内腔 3 7 を有し、内腔 3 7 は、治療用装置の配備を援助するためにガイドワイヤおよびガイドチューブを受け入れることができる。

【 0 0 4 0 】

トランスデューサ 4 0 は、窓 4 1 を通して、配列の開口から超音波ビームを共同で送信する位相配列 (phased array) として動作する。トランスデューサは、直線配列の構成で配置されて図示されているが、円形の構成または凸状の構成のような、その他の配列の構成が用いられてもよい。ある実施の形態では、配列は、短いバーストの超音波エネルギーを送信し、次に、周囲の組織からの反射された超音波信号を受信するための受信モードに切り替わる。典型的には、トランスデューサ 4 0 は、超音波ビームを所望の向きに操縦するために、制御された方式で、個々に駆動される。トランスデューサのタイミングを適切にとることで、発生した超音波ビームは、同中心で湾曲した波面が与えられ、ビームがトランスデューサ配列から所定の距離で収束するようにされる。したがって、システム 2 0 (図 1) は、トランスデューサ配列を位相配列として用い、超音波ビームを操縦および収束させることができる送信 / 受信走査機構を実現している。

【 0 0 4 1 】

ある実施の形態では、超音波センサーは、16 個から 64 個までのトランスデューサ 4 0 を含み、好ましくは、48 個から 64 個までのトランスデューサを含む。典型的には、トランスデューサは、中心周波数が 5 MHz から 10 MHz までで、典型的な侵入深さ (penetration depth) が 1.4 cm の、超音波エネルギーを生成する。侵入深さは、典型的には、数 mm から約 1.6 cm までの範囲内にあり、超音波センサーの特性、周囲の組織の特性、および、動作周波数、に応じて変わる。別の実施の形態では、別の周波数範囲および侵入深さが用いられてよい。

【 0 0 4 2 】

反射された超音波エコーを受信した後に、反射された音響信号すなわちエコーに基づく電気信号が、トランスデューサ 4 0 によって、カテーテル 2 8 を通るケーブル 3 3 を介して、コンソール 3 4 内の画像プロセッサ 4 2 (図 1) に送られ、画像プロセッサ 4 2 が、電気信号を 2 次元の、典型的には扇形状の (sector-shaped) 超音波画像に変換する。ポジショニングプロセッサ 3 6 は画像プロセッサ 4 2 と共に動作して、典型的には、位置および姿勢情報を計算しまたは求め、リアルタイムの超音波画像を表示し、3 次元画像または範囲を再構築し、および、その他の機能を実行するが、これらは全て以下により詳しく記載される。

【 0 0 4 3 】

カテーテル 2 7 (図 1) 内の位置センサーおよび超音波トランスデューサは、カテーテル 2 7 のトランスデューサが、標的に治療用の超音波エネルギーを供給するのではなく、画像処理の用途に用いるように構成されていること以外は、カテーテル 2 8 の超音波トランスデューサと同様である。

【 0 0 4 4 】

いくつかの実施の形態では、画像プロセッサ 4 2 は、超音波画像および位置情報を用いて、患者の心臓の標的の構造の 3 次元モデルを生成する。3 次元モデルは、医者に対して、ディスプレイ 4 4 上の 2 次元の投影として提示される。

【 0 0 4 5 】

いくつかの実施の形態では、カテーテル 2 8 の遠位端部は、電気生理学的マッピングおよび高周波 (RF) アブレーションのような、診断機能、治療機能、または、それらの両方、を実行するための少なくとも一つの電極 4 6 をさらに含んでいる。ある実施の形態では、電極 4 6 は、局所的な電位を検出するために用いられる。電極 4 6 によって測定された電位は、心内膜の接触点の局所的な電気的活性をマッピングするのに用いられてよい。電極 4 6 が、心臓 2 4 (図 1) の内側面上の点に接触するまたは内側面上の点に接近した状態にされると、電極 4 6 は、その点での局所的な電位を測定する。測定された電位は、

10

20

30

40

50

電気信号に変換されて、カテーテルを通して、各接触点での機能的データまたは活性を反映したマップとして表示するために画像プロセッサに送られる。別の実施の形態では、電位は、適切な電極および位置センサーを含む別のカテーテルから取得され、電極および位置センサーは全てコンソール34に接続されている。いくつかの用途では、電極46は、電位が心筋に比べて弁ではより弱いので、カテーテルが弁と接触したときを判定するために、用いられてよい。

【0046】

電極46は一つのリング状電極として図示されているが、カテーテルは任意の形の任意の個数の電極を含んでいてよい。例えば、カテーテルは、これまでに概説された診断機能および治療機能を実行するための、2つ以上のリング状電極、複数のすなわち配列の点電極 (point electrode)、先端電極 (tip electrode)、または、これらの種類の電極の任意の組み合わせ、を含んでいてよい。

10

【0047】

位置センサー32は、典型的には、電極46およびトランスデューサ40に隣接して、カテーテル28の遠位端部内に配置されている。典型的には、超音波センサーの位置センサー32、電極46、および、トランスデューサ40の間の相互の位置および姿勢のオフセットは、一定である。これらのオフセットは、典型的には、測定された位置センサー32の位置から、超音波センサーの座標および電極46の座標を導くために、ポジショニングプロセッサ36によって用いられる。別の実施の形態では、カテーテル28は、2つ以上の位置センサー32を含んでいて、各位置センサー32は、電極46およびトランスデューサ40に関する一定の位置および姿勢のオフセットを有している。いくつかの実施の形態では、オフセット (または等価な較正変数) は、事前に較正されてポジショニングプロセッサ36内に記憶されている。それに代わって、オフセットは、カテーテル28のハンドル29 (図1) 内に嵌め込まれた記憶装置 (電氣的に書き込み可能なROM、すなわち、EPROMなど) に記憶されていてもよい。

20

【0048】

位置センサー32は、典型的には、前記の米国特許第6,690,963号に記載されているような、3つの非同中心のコイル (図示されていない) を含んでいる。それに代わって、任意の個数の同中心または非同中心のコイルを含むセンサー、ホール効果センサー、または、磁気抵抗センサー、のような、任意の適切な位置センサーの配置が、用いられてよい。

30

【0049】

典型的には、超音波画像および位置の測定値の両方は、ゲート信号および画像キャプチャを、体表面の心電図 (ECG) 信号または心臓内の心電図と比較して、心臓の拍動サイクルと同期化される。(ある実施の形態では、ECG信号は、電極46によって発生する。) 心臓の特徴部は、心臓の周期的な収縮および拡張 (弛緩) の間にその形および位置を変えるので、全体の画像処理プロセスは、典型的には、この心臓周期に関する特定のタイミングで実行される。いくつかの実施の形態では、さまざまな組織の特性の測定値、温度、および、血液の流れの測定値、のような、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) 信号に対して同期化される。これらの測定値も、位置センサー32によって測定された対応する位置の測定値と関連付けられる。追加の測定値は、典型的には、再構築された3次元モデルの上に配置される。

40

【0050】

いくつかの実施の形態では、位置の測定値、および、超音波画像の取得、は、システム20によって発生し、内部で生成された信号に同期化されている。例えば、同期化機構は、ある信号によって引き起こされた超音波画像中の干渉を回避するために用いられてよい。この例では、画像の取得、および、位置の測定、のタイミングは、干渉する信号に関してある特定のオフセットで設定されていて、画像が干渉なしに取得されるようにされている。オフセットは、干渉のない画像の取得を維持するように時折調節されてよい。それに代わって、測定および取得は、外部から供給された信号と同期化されていてもよい。

50

【 0 0 5 1 】

ある実施の形態では、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ー 25 を含んでいる。この目的で使用できる、適切な超音波トランスデューサある例は、アメリカ合衆国マサチューセッツ州ピーボディー (Peabody, Massachusetts) 所在のアナログック・コーポレーション (Analogic Corp.) が製造した AN 2300 (商標) 超音波システムである。この実施の形態では、超音波ドライバーは、画像プロセッサ 42 の機能のいくつかを実行し、超音波センサーを駆動し、2次元超音波画像を生成する。超音波ドライバーは、当技術分野で知られた、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、のような異なる画像モードをサポートしてよい。

【 0 0 5 2 】

典型的には、ポジショニングプロセッサ 36 および画像プロセッサ 42 は、汎用コンピュータを用いて実現されてよく、汎用コンピュータは本明細書に記載された機能を実行するようにソフトウェアでプログラムされている。そのソフトウェアは、例えばネットワークを介して電子的な形態でコンピュータにダウンロードされてよく、または、その代わりに、ソフトウェアは、CD-ROMのような有形の媒体上でコンピュータに供給されてもよい。ポジショニングプロセッサおよび画像プロセッサは、別々のコンピュータを用いて、または、単一のコンピュータを用いて実現されてよく、または、システム 20 の別の計算機能と一体化されていてもよい。それに加えて、または、それに代わって、ポジショニングおよび画像処理機能の少なくともいくつかは専用のハードウェアを用いて実行されてもよい。

【 0 0 5 3 】

〔 2次元解剖学的画像処理 〕

図 1 を再び参照すると、カテーテル 27 を用いて、心臓の、ゲート画像 (gated image) 、例えば、超音波画像が、発生して、カテーテル 28 の配置情報と位置合わせされる。適切な位置合わせ技術が、米国特許第 6,650,927 号に記載されていて、この米国特許は、その開示内容が参照することによって本明細書に組み込まれる。

【 0 0 5 4 】

今度は図 3 を参照すると、図 3 は、本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓 24 (図 1) の診断画像 56 の概略的な分解図である。この図は、ブルズアイ表現方法 (bullseye rendition technique) を用いて生成される。画像 56 は、平行なスライス 58 の積み重ねを含み、スライス 58 は、軸 60 に垂直である。スライスは、典型的には、軸 60 に沿って、一定のスライス増分で取得されている。各スライスが、断面 62 を示している。

【 0 0 5 5 】

〔 3次元解剖学的画像処理 〕

図 1 を再び参照して、3次元画像処理が、2005年4月26日に出願された、本出願の出願人に譲渡された、米国特許出願第 11/115,002 号「超音波外形再構築を用いた 3次元心臓画像処理 (Three-Dimensional Cardiac Imaging Using Ultrasound Contour Reconstruction)」に記載されていて、前記米国特許出願は、参照することによって本明細書に組み込まれる。本質的には、3次元画像は、さまざまな位置のカテーテル 27 によって取得された複数の 2次元超音波画像を、標的の構造の一つの 3次元モデルに組み合わせることで、構築される。カテーテル 27 は、心臓 24 の室の内側のさまざまな位置の間を移動しながら、走査モードで動作してよい。カテーテルの各位置で、画像プロセッサ 42 は、2次元超音波画像を取得し生成する。ある実施の形態では、カテーテル 27 は、側方監視 (side-looking) であり、心臓の部分的な 3次元再構築が、マニピュレータ 31 を用いて、カテーテル 27 の振動様式 (oscillatory manner) のロール (横揺れ) 角 (roll angle) を変えるように、カテーテル 27 を振動 (dithering) させることで、取得される。それに代わって、カテーテル 27 は、カテーテル 27 のピッチ (縦揺れ) 角またはヨー (偏揺れ) 角 (pitch or yaw angle) を変えるように振動 (dithered) させられてもよい。いずれの場合でも、結果が、カテーテル 28 およびカテーテル 28 の現在の標的

10

20

30

40

50

を含む心臓の室の3次元セグメントとして表示される。

【0056】

それに代わって、カテーテル28に、2次元配列のトランスデューサ40(図2)が備え付けられていてよく、トランスデューサ40は、カテーテル28が一定の位置に保持された状態で、振動様式にあるビームを掃引し、それによって、ある平面内の標的の構造のさまざまな2次元画像を得るために、段階的に駆動されてよい。

【0057】

〔追跡および表示〕

図1を再び参照すると、医療手技の間、システム20は、カテーテル27を用いてカテーテル28およびカテーテル28の標的の領域のほぼリアルタイムの画像を生成することによって、カテーテル28の3次元の位置を連続的に追跡および表示できる。システム20のポジショニングサブシステムは、カテーテル28の現在の位置を繰り返して測定および計算する。計算された位置は、対応するスライスまたは複数のスライス58(図3)と一体にされて記憶される。典型的には、カテーテル28の各位置は、6次元座標(X、Y、Z軸の位置、ならびに、ピッチ(縦揺れ)、ヨー(偏揺れ)、および、ロール(横揺れ)角度方向(angular orientation))のような座標の形態で表現される。

10

【0058】

画像プロセッサ42は、それに続いて、3次元座標を、例えば画像の集合中で特定される、注目されている外形に割り当てる。3次元空間中のこれらの画像の平面の配置および姿勢は、画像と一体で記憶された位置情報によって、知ることができる。したがって、画像プロセッサは、2次元画像の任意の画素(pixel)の3次元座標を求めることができる。座標が割り当てられると、画像プロセッサは、典型的には、前述されたように、位置センサーと超音波センサーとの間の位置および姿勢のオフセットを含む記憶された較正データを用いる。

20

【0059】

それに代わって、システム20は、3次元モデルを再構築することなく、3次元ディスプレイおよび2次元超音波画像の投影のために、用いられてよい。例えば、医者は、一つの2次元超音波画像を取得することができる。この画像の注目されている外形が、以下に記載される手順を用いて、タグ付けられてよい。システム20は、次に、超音波画像を3次元空間内に方角を定めて配置し投影してよい。

30

【0060】

今度は、図4が参照され、図4は、本発明の開示された実施の形態に基づいて、医療手技の間に画像処理用カテーテルのリアルタイムの制御を実行するために、システム20(図1)によって用いられる機構を概略的に示している。ポジショニングプロセッサ36は、カテーテル28の配置を求めるために、位置センサー32(図2)によって発生した信号を用い、マニピュレータ31に送信される信号を変える。カテーテル27は、次に、マニピュレータ31によって自動的に操縦され、カテーテル28の現在の位置が常にカテーテル27の視野35内に含まれているようにする。ポジショニングプロセッサ36は、カテーテル27内の位置センサー(図示されていない)からの信号も受信し、ポジショニングプロセッサ36がカテーテル27およびカテーテル28の相対的な配置を求めることができる。

40

【0061】

カテーテル27、28から取得された情報を用いて、位置検出システムは、カテーテル27の現在の適正な配置および姿勢を求め、どのような偏差も測定する。位置検出システムは、次に、マニピュレータ31にカテーテル27の補償的な操縦を実行するように信号を送る。必要に応じて、アナウンシエータ39は、聴覚的または視覚的に手術者にマニピュレータ31に優先してカテーテル27の位置を手動で調節するように合図を出すこともできる。

【0062】

いくつかの実施の形態では、標的がカテーテル28の近傍内に入ると、エンハンストモ

50

ードの動作が可能にされる。画像プロセッサ42(図1)によって生成された画像を用いて、標的38が、一般的には手術者によって特定されるが、その代わりに、以下に記載されるように、知識ベースまたは事前に取得されたマップから取得された情報を用いて、特定されてもよい。次に、ポジショニングプロセッサ36は、カテーテル28だけでなく標的38も視野35内に含むように命令する。次に、システム20(図1)は、手術者にとって最も有用な斜視図でカテーテル28と標的38とをディスプレイ44上に表示する。例えば、内視鏡下での用途では、ディスプレイ44は、手術者によって要求されたように余角の図(complementary angular view)を提供してよい。

【0063】

〔別の実施の形態〕

本発明の技術は、位置センサーが備え付けられていない標的に向けて超音波カテーテルを保持するためにも用いられてよい。図1を再び参照すると、カテーテル27は、心臓の標識点に超音波ビームを連続的に向けるように制御されてよい。超音波ビームの配置および姿勢を、標識点を含むように、固定する別の方法がある。

【0064】

手術者43は、事前に取得されたマップ上に、固定された基準座標を示す。適切なマップが、米国特許第6,226,542号に記載された方法を用いて準備され、この米国特許は参照することによって本明細書に組み込まれる。本質的に、プロセッサは、位置座標が既に求められている患者の体内の体積の複数のサンプル点から患者の体内の体積または腔の3次元マップを再構築する。心臓などの動く構造の場合には、サンプル点は、画像データを心臓周期のある時点でゲートする(gating)ことによって取得された基準フレームに関連付けられる。マップを取得すると、基準カテーテルは、心臓内で固定して配置され、サンプル点が、サンプル点の位置合わせに用いられる基準カテーテルの位置と共に求められる。

【0065】

今度は、図5を参照すると、図5は、本発明の別の実施の形態に基づく、医療手技の間に画像処理用カテーテルのリアルタイムの追跡および制御を実行するための、システム20(図1)によって用いられる制御機構を概略的に示している。図5は、ポジショニングプロセッサ36がカテーテル27の配置センサーからの信号を受信しないこと以外は、図4と等しい。代わりに、カテーテル27の位置は、マップ70の適切に変換された座標を基準として、ポジショニングプロセッサ36によって自動的に求められ、マップ70は、図5では、再構築された心容積として示されている。マップ70は、複数のサンプル点72を含み、複数のサンプル点72は表面74を再構築するために用いられている。グリッド(図示されていない)が表面74を形成するために調節され、表面74では、グリッド上の各点は、決定値の正確さを示す信頼値を受け取る。マップ70が手術者43に表示されると、比較的信頼値が低いグリッド点で覆われた表面74の領域が、半透明に表示されてよい。それに代わって、または、それに加えて、異なるレベルの半透明さが、複数のレベルの信頼性スケールと共に用いられてもよい。

【0066】

その代わりに、マップ70は、標的の座標を示してよく、その場合には、その座標が基準点として用いられる。

【0067】

図5によって表現された実施の形態は、超音波カテーテルを、左心耳または僧坊弁のような重要な標識点に向けるために用いられてもよい。このように用いることの目的は、例えば、その領域(重要な標識点)が医療手技によって損傷を受けていないこと、または、塞栓が発達していないこと、を確認するため、などである。別の例として、図5で示された実施の形態は、アブレーション損傷(ablation lesion)の深さを確認するために用いられてよい。

【0068】

当業者には、本発明がこれまでに具体的に示され記載されたものに限定されないことが

10

20

30

40

50

、適正に理解されるはずである。むしろ、本発明の範囲は、これまでに記載されたさまざまな特徴部の組み合わせまたは副次の組み合わせ（sub-combination）の両方、および、これまでの記載を読むことで当業者の想到しうる、従来技術に含まれないさまざまな特徴部の変形および変更、を含む。

【 0 0 6 9 】

〔実施の態様〕

この発明の具体的な実施態様は以下の通りである。

- (1) 生きた被験者の体内の構造情報を表示するための方法において、
前記体内に画像処理用カテーテルを導入する過程であって、前記画像処理用カテーテルが視野を有する、画像処理用カテーテルを導入する過程と、
前記体の標的の構造に医療手技を施すために手術用カテーテルを前記体内に導入し、前記医療手技を実行しながら前記手術用カテーテルを前記体内で移動する過程と、
前記手術用カテーテルを移動する前記過程を実行する間に、前記手術用カテーテルの現在の位置を繰り返し検出する過程と、
前記手術用カテーテルの前記現在の位置に応答して、前記画像処理用カテーテルの前記視野を予め決められた標的を含むように自動的に変える過程と、
を具備する、方法。 10
- (2) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記予め決められた標的が、前記手術用カテーテルの一部、および、前記標的の構造の一部、のうちの少なくとも一方を含む、方法。 20
- (3) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記画像処理用カテーテルの前記視野の画像を表示する過程、
をさらに具備する、方法。
- (4) 実施態様 (3) に記載の方法において、
前記画像を表示する前記過程が、前記予め決められた標的の一部と位置合わせされた前記視野の 2 次元スライスを表示する過程、を含む、方法。
- (5) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記画像処理用カテーテルの前記視野を変える前記過程が、前記体内で前記画像処理用カテーテルを操縦する過程、を含む、方法。
- (6) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記視野を変える前記過程が、
前記画像処理用カテーテルを固定して配置する過程と、
振動運動している前記画像処理用カテーテルからの超音波ビームを走査する過程と、
を含む、方法。 30
- (7) 実施態様 (6) に記載の方法において、
走査する前記過程を実行する間に、前記視野の複数の 2 次元画像を取得する過程と、
前記複数の 2 次元画像から 3 次元画像を構築する過程と、
前記 3 次元画像を表示する過程と、
をさらに具備する、方法。
- (8) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記視野を変える前記過程が、振動運動している前記画像処理用カテーテルを動かす過程、を含む、方法。 40
- (9) 実施態様 (8) に記載の方法において、
前記画像処理用カテーテルを動かす前記過程を実行する間に、前記視野の複数の 2 次元画像を取得する過程と、
前記複数の 2 次元画像から 3 次元画像を構築する過程と、
前記 3 次元画像を表示する過程と、
をさらに具備する、方法。
- (1 0) 実施態様 (1) に記載の方法において、
前記標的の構造が、心臓の一部である、方法。 50

【 0 0 7 0 】

- (1 1) 生きた被験者の体内の構造情報を表示するためのシステムにおいて、
前記体内に導入するように構成された画像処理用カテーテルであって、視野を有し、前記画像処理用カテーテルの中に位置センサーを有する、画像処理用カテーテルと、
前記体内に導入するように、かつ、前記体の標的の構造に医療手技を施すように、構成された手術用カテーテルであって、前記手術用カテーテルの中に位置センサーを有する、手術用カテーテルと、
前記体内の前記画像処理用カテーテルを操縦するために動作するロボットマニピュレータと、
前記ロボットマニピュレータに連結されたポジショニングプロセッサであって、前記ポジショニングプロセッサは、前記手術用カテーテルの現在の位置を繰り返し検出するために、前記手術用カテーテルの前記位置センサーからの信号に応答して動作し、また、前記ポジショニングプロセッサは、前記現在の位置に応答して、制御信号を前記ロボットマニピュレータに送信するように動作して、前記ロボットマニピュレータに前記画像処理用カテーテルを操縦させて前記手術用カテーテルの一部を前記視野内に保持させる、ポジショニングプロセッサと、
前記画像処理用カテーテルから受信した画像データに応答して前記視野の画像を生成するように動作する画像プロセッサと、
前記画像を表示するディスプレイと、
を具備する、システム。 10
- (1 2) 実施態様 (1 1) に記載のシステムにおいて、
前記ポジショニングプロセッサが、前記手術用カテーテルの前記位置センサーによって発生した信号に応答して前記画像処理用カテーテルを操縦するように動作する、システム。 20
- (1 3) 実施態様 (1 1) に記載のシステムにおいて、
前記ポジショニングプロセッサが、予め決められた位置座標に基づいて、前記画像処理用カテーテルを配置するように動作する、システム。
- (1 4) 実施態様 (1 1) に記載のシステムにおいて、
前記画像プロセッサが、前記手術用カテーテルの前記一部と位置合わせされた前記視野の 2 次元画像を生成するように動作する、システム。 30
- (1 5) 実施態様 (1 1) に記載のシステムにおいて、
前記ロボットマニピュレータが、振動運動している (in an oscillatory motion) 前記画像処理用カテーテルを操縦するように動作し、
前記画像プロセッサが、前記視野の複数の 2 次元画像を生成するように動作し、
前記画像が、前記複数の 2 次元画像から前記画像プロセッサによって構築された 3 次元画像を含む、
システム。
- (1 6) 実施態様 (1 1) に記載のシステムにおいて、
前記画像処理用カテーテルが、超音波画像処理用カテーテルを含む、システム。 40
- (1 7) 生きた被験者の体内の構造情報を表示するための方法において、
前記体内に、視野を有する画像処理用カテーテルを導入し、前記画像処理用カテーテルを、前記視野が前記体内の予め決められた標識点を含むように、配置する過程と、
前記体の標的の構造に医療手技を施すために、手術用カテーテルを前記体内に導入し、前記医療手技を実行しながら前記手術用カテーテルを前記体内で移動する過程と、
前記手術用カテーテルを移動する前記過程を実行する間に、前記標識点を前記視野内に保持するように前記視野を自動的に調節する過程と、
前記標識点の画像を表示する過程と、
を具備する、表示方法。
- (1 8) 実施態様 (1 7) に記載の方法において、
前記標識点の位置座標を含む前記標的の構造のマップを構築する過程、 50

をさらに具備し、

前記画像処理用カテーテルを配置する前記過程が、前記標識点の前記位置座標に基づいて前記視野を方向付けする過程、を含む、方法。

(19)実施態様(18)に記載の方法において、前記標識点が、前記標的の構造を含む、方法。

(20)実施態様(17)に記載の方法において、前記画像を表示する前記過程が、前記手術用カテーテルの一部に位置合わせされた前記標識点の2次元図を表示する過程、を含む、方法。

【0071】

(21)実施態様(17)に記載の方法において、前記視野を調節する前記過程が、前記体内で前記画像処理用カテーテルを操縦する過程、を含む、方法。

(22)実施態様(17)に記載の方法において、前記視野を調節する前記過程が、前記画像処理用カテーテルを固定して配置する過程と、振動運動している前記画像処理用カテーテルからの超音波ビームを走査する過程と、を含む、方法。

(23)実施態様(22)に記載の方法において、走査する前記過程を実行する間に、前記視野の複数の2次元画像を取得する過程と、前記複数の2次元画像から3次元画像を構築する過程と、をさらに具備し、前記画像を表示する前記過程が、前記3次元画像を表示する過程、を含む、方法。

(24)実施態様(17)に記載の方法において、前記視野を調節する前記過程が、振動運動している前記画像処理用カテーテルを動かす過程、を含む、方法。

(25)実施態様(24)に記載の方法において、前記画像処理用カテーテルを動かす前記過程を実行する間に、前記視野の複数の2次元画像を取得する過程と、前記複数の2次元画像から3次元画像を構築する過程と、をさらに具備し、前記画像を表示する前記過程が、前記3次元画像を表示する過程、を含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明の開示された実施の形態に基づく患者の心臓を画像処理およびマッピングするためのシステムを示す図である。

【図2】本発明の開示された実施の形態に基づく、図1に示されたシステムで用いられるカテーテルの遠位端部の実施の形態を概略的に示す図である。

【図3】本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓の診断画像の概略的な分解図である。

【図4】本発明の開示された実施の形態に基づく、医療手技の間に画像処理用カテーテルを操縦するための図1に示されたシステムで用いられる制御機構を概略的に示す図である。

【図5】本発明の別の実施の形態に基づく、医療手技の間に画像処理用カテーテルを操縦するための図1に示されたシステムによって用いられる制御機構を示す概略図である。

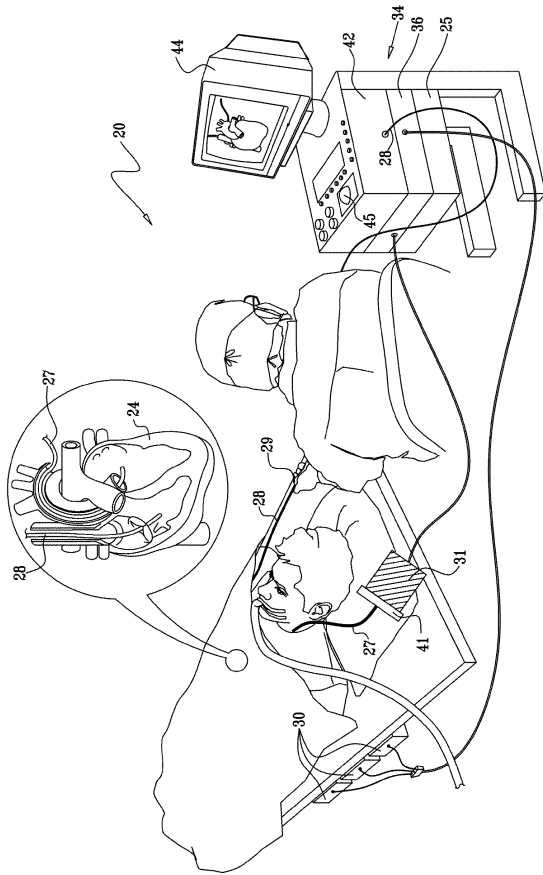
10

20

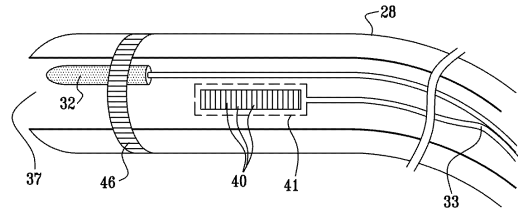
30

40

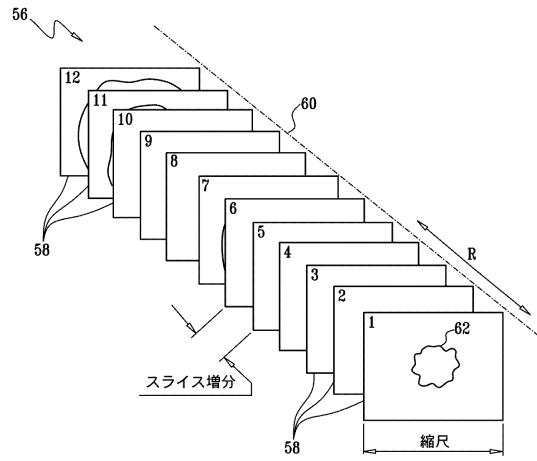
【図1】



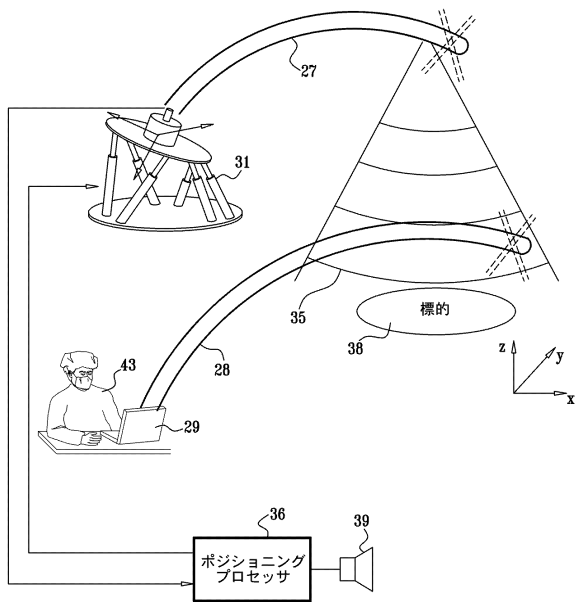
【図2】



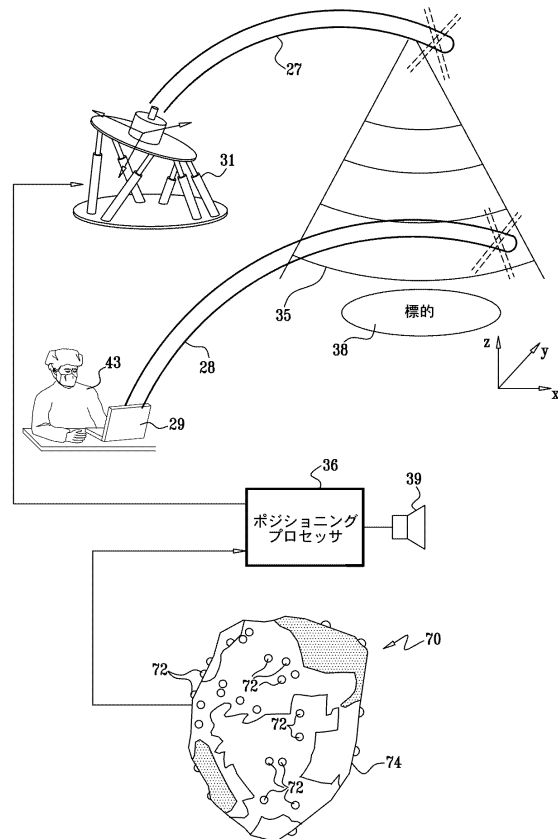
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 M 25/01 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
A 6 1 B 19/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)

(72)発明者 アサフ・ゴバリ
イスラエル国、3 4 4 0 0 ハイファ、ピッツォ 1

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開2 0 0 0 - 0 0 0 2 4 2 (J P , A)
特表2 0 0 7 - 5 2 7 2 9 6 (J P , A)
特表2 0 0 6 - 5 1 1 2 9 6 (J P , A)
特開2 0 0 2 - 0 6 5 6 2 6 (J P , A)
国際公開第9 9 / 0 0 5 9 7 1 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 5 / 0 4 0 2
A 6 1 B 5 / 0 4 0 8
A 6 1 B 5 / 0 4 7 8
A 6 1 B 5 / 0 4 9 2
A 6 1 B 1 9 / 0 0
A 6 1 M 2 5 / 0 1
G 0 6 T 1 / 0 0