

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5253723号
(P5253723)

(45) 発行日 平成25年7月31日 (2013. 7. 31)

(24) 登録日 平成25年4月26日 (2013. 4. 26)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

A 6 1 B 5/0478 (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 4 K

請求項の数 9 外国語出願 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-231962 (P2006-231962)
 (22) 出願日 平成18年8月29日 (2006. 8. 29)
 (65) 公開番号 特開2007-61617 (P2007-61617A)
 (43) 公開日 平成19年3月15日 (2007. 3. 15)
 審査請求日 平成21年8月4日 (2009. 8. 4)
 (31) 優先権主張番号 11/215, 435
 (32) 優先日 平成17年8月30日 (2005. 8. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 508080229
 バイオセンス・ウエブスター・インコーポ
 レーテッド
 アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 1 7 6
 5 ダイヤモンドバー・ダイヤモンドキャニ
 オンロード 3 3 3 3
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (72) 発明者 アサフ・ブレイス
 イスラエル国、1 7 9 0 6 シムシット、
 エトガー・ストリート 7
 (72) 発明者 イツハック・シュワルツ
 イスラエル国、3 4 6 0 6 ハイファ、ハ
 ントケ・ストリート 2 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理的データを使用した多様式の画像の断片化と位置合わせ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の身体中の構造をマッピングするための装置において、
 前記構造の三次元画像をとらえるための画像処理装置であって、前記構造が前記画像中
 に現れる解剖学的特徴を有する、画像処理装置と、

前記画像処理装置にリンクしたプロセッサであって、前記プロセッサは、前記構造の多
 数の点で計測された前記構造に関する機能的情報を含む前記構造の三次元マップを含む機
 能的モデルを発生させるために作動し、前記マップは、前記構造の第 1 の機能的特徴およ
 び第 2 の機能的特徴を表し、前記プロセッサは、前記第 1 の機能的特徴を含み前記マップ
 内の一部の領域である第 1 の領域を、オペレータによって特定された前記画像中の第 1 の
 地点と位置合わせすると共に、前記第 2 の機能的特徴を含み前記マップ内の一部の領域で
 あって前記第 1 の領域と異なる領域である第 2 の領域を、オペレータによって特定され前
 記第 1 の地点と異なる前記画像中の第 2 の地点と位置合わせするように作動する、プロセ
 ッサと、

前記プロセッサにリンクした表示装置であって、前記マップからの前記機能的情報を前
 記画像に位置合わせして表示するための、表示装置と、

を含み、

前記表示装置は、前記画像、前記画像の一部の領域における前記第 1 の機能的特徴、及
 び、前記画像の他の一部の領域における前記第 2 の機能的特徴を表示する、装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 に記載の装置において、

前記プロセッサにリンクし、前記構造中に挿入するよう構成されたプローブであって、前記プローブが、前記プローブの位置情報および方位情報を決めるための位置センサーを有する、プローブ、
をさらに含む、装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の装置において、

前記プローブが前記構造上の多数の接触点と接触しているときには、前記機能的モデルが電気的モデルを含み、前記プローブの前記位置センサーに応答して、前記プロセッサが、前記接触点のそれぞれに関連する位置情報および方位情報を得るように作動する、装置

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の装置において、

前記構造が心臓を含み、

前記機能的情報が、前記接触点のそれぞれにおいて撮られた局所的な心電図の特徴を含む、
装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の装置において、

前記機能的情報が、前記接触点における電圧の大きさを含む、装置。

20

【請求項 6】

請求項 3 に記載の装置において、

前記機能的情報が、前記身体表面と前記接触点のそれぞれとの間のインピーダンスをさらに含む、装置。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の装置において、

前記画像が、前記身体胸部のコンピュータ断層撮影画像であり、当該断層撮影画像は、前記身体心臓の表示を含む、装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置において、

前記画像が超音波画像である、装置。

30

【請求項 9】

請求項 1 に記載の装置において、

前記機能的情報が、温度、前記構造中の流体の流速、前記構造の化学的性質または機械的活動である、装置。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の背景〕

〔発明の分野〕

40

本発明は、解剖学的画像処理および電気解剖学的マッピング(mapping)に関するものである。より詳しくは、本発明は、相異なる様式により取得された心臓の画像と電気解剖学的マップとの同期した表示に関するものである。

【0002】

〔関連技術の説明〕

三次元の幾何学的図形マッピングおよび心内膜表面の再構築の方法は、当技術分野で公知である。例えば、米国特許第 5,738,096 号(本発明の開示内容は、参照により本明細書に包含される)には、心臓壁の多数の場所にプローブを接触させ、これらの場所のそれぞれにおけるプローブの位置座標を決定することに基づく心内膜のマッピング方法が記述されている。位置座標は組み合わされて、少なくとも心臓の一部のマップを形成す

50

る。

【0003】

現在、位置検出とともに超音波画像処理を実行するものとしてはハイブリッドカテーテルが知られている。このような装置は、例えば、同一出願人による米国特許第6,690,963号、同6,716,166号および同6,773,402号（これらの文献は参照により本明細書に包含される）に開示されている。医療用途としては、体腔の三次元マッピング、ならびに、心臓の房室（chamber）壁の厚さの計測と壁面速度（wall velocity）の計測および電気的活動のマッピングが含まれる。医療用途では、相異なる様式であって相互に関連づけて解釈されるべき様式によって人体器官のマップおよび画像を取得することが一般的である。心臓の電気解剖学的マップと画像、たとえば三次元超音波画像との相互関係がその一例である。

10

【0004】

身体内のプローブの位置の検出に基づく、商業的な電気生理学的マッピングおよび物理的マッピングのシステムが、現在利用可能である。これらの中で、3333 ダイヤモンド・キャニオン・ロード、ダイヤモンド・バー、カリフォルニア州 91765（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）システムは、局所的な電気的活動とカテーテルの場所との自動的な関連づけおよびマッピングのためのシステムである。

20

【0005】

解剖学的画像および電気解剖学的マップを、異なる様式によって取得された三次元画像と位置合わせするための既存の方法は、一般的に場所データ（location data）に依存している。心臓等の対象の器官のいくつかの既知の場所にこのマッピングカテーテルが置かれ、位置座標が記録される。これらの同じ場所が三次元画像にマークされるか、または、そうでなければ記録される。この技術では、一般的に、マッピング手順そのものの一部として取られる措置に加えて、システムのオペレーターが、時間を掛けて、位置合わせの目的のための所望の場所を見出してマークすることが必要である。

【0006】

ロブ等（Robb et al.）に特許された米国特許第5,568,384号には、三次元の多様式の画像セットを、正確な位置合わせと調和のとれた単一の複合画像へと合成する方法が記述されている。表面は、まず、二つ以上の相異なる画像から抽出され、半自動断片化（semi-automatic segmentation）技術を使用してマッチさせる。これらの表面は、共通の特徴をマッチさせた輪郭として表される。一つの表面画像に対して距離変換が実行され、この距離画像を使用して、マッチングのプロセスのための費用関数が開発される。幾何学的図形の変換には、相異なる位置、方位およびサイズの画像を受け入れるための三次元翻訳、回転および拡大縮小率合わせ（scaling）が含まれる。マッチングのプロセスには、この多パラメータ空間の効率的なサーチおよび、表面を調整して、これらの中で最も適したものを見つけ出し、コスト関数を最小にすることが関与する。局所解の問題（local minima problem）は、出発点を多数使用することにより対処される。距離変換の計算と多パラメータ極小化プロセスの両方の速度を上げるために、ピラミッドマルチレゾリューションアプローチ（pyramid multi-resolution approach）が採用される。ノイズの処理における堅牢性は、マルチレゾリューションサーチに組み込まれた多数の閾値を用いて実現される。本方法は、部分的に重なり合った表面と断片化した表面との両方を位置合わせすることができる。

30

40

【0007】

文献、「心臓画像の位置合わせ方法の総説（A Review of Cardiac Image Registration Methods）」、ティモ・マケラ（Timo Maekela）他、医療画像処理におけるIEEEトランザクション（IEEE

50

E Transactions on Medical Imaging), 2002年9月, 第21巻, 第9号, p. 1011、には、心臓画像の位置合わせ方法の現在の状況について総説してある。心臓は動く身体の内にある軟質の動く器官であり、解剖学的な目標物の場所が正確に分かっている数が相対的に少ないので、心臓画像の位置合わせは、画像位置合わせの特に複雑な問題であることが特筆される。

【0008】

〔発明の概要〕

本発明の開示された諸実施形態によれば、三次元画像の断片化および、マップにおける生理学的または機能的情報を用い、特定の場所の点と組み合わせ、そのような画像と解剖学的マップとの位置合わせをすることを含む、マップを画像と位置合わせするための代替システムおよび代替方法が提供される。臨床的な状況では、医師は、しばしば、心の中で、相異なる様式からの画像情報を統合する。本発明に係る生理学的データを用いたコンピュータプログラムに基づく位置合わせは精度がより優れ、したがってより迅速である。

【0009】

本発明の一実施形態では、電気解剖学的マップの電圧値が、そのような値を発生させることが分かっている、予め取得されたまたはリアルタイムの三次元画像の特徴と同定される。例えば、心臓の瘢痕組織は、一般的に、電気解剖学的マップにおいて、健康な組織より低い電圧を示す。電気解剖学的マップの低電圧領域として輪郭を描かれる瘢痕は、三次元画像で描かれたこれに対応する構造と位置合わせしうる。

【0010】

本発明の他の一実施形態では、画像の断片化のために他の電位計測を使用しうる。例えば、心臓の弁の場所および形状は、弁と周囲の心内膜との間の電位の相違に基づいて描きうる。断片化と位置合わせには他の電気的特徴も使用しうる。例えば、心房から心室へのマッピングカテーテルの移動は、カテーテルが心室に入っていくときの局所的な心電図におけるP波の消滅によって特定しうる。もう一つの用途としては、マッピングカテーテルと体表電極との間の電氣的インピーダンスを計測する、インピーダンスを基礎とする場所確認システムを用いて、マッピングカテーテルが左心房から静脈に移動する際のインピーダンスの増加によって肺静脈の場所を特定しうる。

【0011】

本発明のさらに他の一実施形態では、もし患者が胸部のコンピュータ断層撮影(CT)画像処理の間、体表電極の「ベスト」を着ていれば、それらの電極がCT画像中に現れる。これら電極を使用して実行されるECG計測により、心臓の表面に向かって内向きに投影しうる電氣的モデルが得られる。心臓の電気解剖学的マップからも同様に、体表に向かって外向きに投影しうる心臓の電氣的モデルが得られる。これら二つの電氣的モデルを互いに位置合わせして、心臓の電気解剖学的マップをCT画像と位置合わせさせることができる。

【0012】

本発明は、被験者の身体中の構造をマッピングする方法を提供する。この方法は、構造の三次元画像をとらえ、多数の点で計測された構造に関する機能的情報を持つその構造の三次元マップを発生させ、マップ上の機能的特徴の少なくとも一つを、その画像中の解剖学的特徴の対応する少なくとも一つと自動的に同定することにより、前記画像を前記マップと位置合わせし、マップからの機能的情報を、前記画像に位置合わせして表示することにより実行される。

【0013】

本方法の一態様には、プローブ自体の位置情報および方位情報を決定するための位置センサーを含む当該プローブを構造中に挿入することが含まれる。

【0014】

本方法の他の一態様では、機能的モデルを発生させることには、プローブを構造上の多数の接触点と接触させ、プローブの位置センサーを用いて接触点のそれぞれと関連した位置情報および方位情報を得ることにより、電氣的モデルを発生させることが含まれる。

【 0 0 1 5 】

本方法の他の一態様によれば、この構造には心臓が含まれ、機能的情報には、接触点のそれぞれで取られた局所的な心電図の特徴が含まれる。

【 0 0 1 6 】

本方法のさらに他の一態様の特征はP波であり、P波が存在するときには、接触点の心房の場所を特定し、P波が存在しないときには、接触点の心室の場所を特定することが含まれる。

【 0 0 1 7 】

本方法の一態様によれば、機能的情報には、接触点における電圧の大きさが含まれる。

【 0 0 1 8 】

本方法のさらに他の一態様には、心臓のある領域であって、その領域の接触点が、この領域外にある接触点より低い電圧を持つ領域の輪郭を描くことにより心臓中の心筋の瘢痕を特定することが含まれる。

【 0 0 1 9 】

本方法の他の一態様には、心臓のある領域であって、接触点が、この領域外にある接触点の電圧とは異なる電圧を持つ領域の輪郭を描くことにより心臓の弁を特定することが含まれる。

【 0 0 2 0 】

本方法のさらなる一態様によれば、機能的情報に、身体表面と接触点のそれぞれの間におけるインピーダンスが含まれる。

【 0 0 2 1 】

本方法のさらなる一態様によれば、画像が身体胸部のコンピュータ断層撮影画像（これには心臓の表示も含まれる）である。

【 0 0 2 2 】

本方法のさらなる一態様には、複数の表面電極を被験者の胸部に置き、表面電極を用いて心電図作成を行うことにより外部電気的モデルを発生させることが含まれる。ここで、画像とマップとの位置合わせには、心臓の表示上に外向きに電気的モデルを投影し、心臓の表示上に内向きに外部電気的モデルを投影し、外部電気的モデルを、電気的モデルおよび心臓の表示と位置合わせして配置する追加的ステップが含まれる。

【 0 0 2 3 】

本方法のさらなる一態様によれば、画像が超音波画像である。

【 0 0 2 4 】

本方法のさらなる一態様によれば、機能的情報が、温度、構造中の流体の流速、構造の化学的性質または機械的活動である。

【 0 0 2 5 】

本発明により、構造の三次元画像をとらえるための画像処理デバイスおよび画像処理デバイスにリンクしたプロセッサを含む、被験者の身体中の構造をマッピングするための装置が提供される。ここで、プロセッサは、構造上の多数の点で計測された、構造に関する機能的情報を含む構造の三次元機能マップを生成するように作動する。このプロセッサは、マップ上の機能的特徴の少なくとも一つを、画像中の解剖学的特徴の対応する一つと自動的に同定することにより、画像をマップと位置合わせするように作動する。本装置には、マップからの機能的情報を画像と位置合わせして表示するための、このプロセッサとリンクした表示デバイスが含まれる。

【 0 0 2 6 】

本発明のよりよい理解のために、発明の詳細な説明が例示により参照され、次の図面との関連において読み取られる。なお、同一の要素は同一の符号により表される。

【 0 0 2 7 】

〔 発明の詳細な説明 〕

以下の説明では、本発明の完全な理解を提供するために、多数の具体的な詳細について説明する。しかしながら、これらの特定の詳細がなくとも本発明が実施しうることは、当

10

20

30

40

50

業者にとっては明白であろう。他の例では、本発明を不必要に不明瞭にしないために、周知の回路、制御論理および在来型アルゴリズムならびにプロセスのためのコンピュータプログラム指示の詳細は示されていない。

【 0 0 2 8 】

ソフトウェアプログラミングコードは、本発明の諸態様を具体化するものであるが、典型的には永久記録媒体、例えばコンピュータ読み込み可能な媒体、に維持される。クライアント - サーバ環境では、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に格納されうる。この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を用いた使用のための種々の公知の媒体の内のどれででも、具現化しうる。これには、磁気記憶デバイスおよび光学記憶デバイス、例えば、ディスクドライブ、磁気テープ、コンパクトディスク (C D)、デジタルビデオディスク (D V D) および、信号が変調される搬送波の有無にかかわらず伝送媒体で具現化されるコンピュータ命令信号が含まれるが、これらに限定されるわけではない。例えば、伝送媒体には、通信網、例えばインターネット、が含まれうる。さらに、本発明はコンピュータソフトウェアで具現化しうるが、その代わりに、特定用途向け集積回路もしくは他のハードウェア等のハードウェアコンポーネント、または、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアとの組合せを使用して、本発明を実行するのに必要な機能を部分的にまたは全体的に具現化しうる。

【 0 0 2 9 】

〔 システムの概要 〕

次に図面に関し、まず、患者の心臓 2 4 の画像表示とマッピングのためのシステムであって、本発明の実施形態にもとづく、心臓 2 4 に関与する診断手順または治療手順の実行に適するシステム 2 0 の図示である図 1 について説明する。本システムには、医師によって、心臓の房室または血管構造体に経皮的に挿入されるカテーテル 2 8 が含まれる。カテーテル 2 8 には、一般的には、医師によるカテーテルの操作のためのハンドル 2 9 が含まれる。ハンドルの適切なコントロールによって、医師が、所望に応じて、カテーテルの遠位端の操作、位置付けおよび方向付けを行うことができる。

【 0 0 3 0 】

システム 2 0 には、カテーテル 2 8 の場所および方位の座標を計測する位置決めサブシステムが含まれる。この特許出願を通して、用語「場所」(" l o c a t i o n ") は、カテーテルの空間座標を意味し、用語「方位」(" o r i e n t a t i o n ") は、その角度座標または回転を意味する。用語「位置」(" p o s i t i o n ") は、場所の座標と方位座標との両方を含む、カテーテルの完全な位置情報を意味する。

【 0 0 3 1 】

一実施形態では、位置決めサブシステムに、カテーテル 2 8 の位置と方位とを決定する磁気的位置トラッキングシステムが含まれる。位置決めサブシステムは、その近辺に予め定義された作業空間に磁場を発生させ、カテーテルでこれらの場を感知する。位置決めサブシステムには、一般的に、一組の外部放射体 (r a d i a t o r)、例えば患者の外にある既知の固定した位置に置かれた場発生コイル 3 0、が含まれる。コイル 3 0 は、心臓 2 4 の近くに、場、典型的には電磁場、を発生させる。

【 0 0 3 2 】

一代替的实施形態では、カテーテル中の放射体 (例えばコイル) が、電磁場を発生させ、これが、患者の体の外にあるセンサー (図示せず) によって受信される。

【 0 0 3 3 】

位置センサーは、感知した場に応じて、カテーテルを通してコンソール 3 4 に至るケーブル 3 3 で、位置に関する電気信号を送信する。あるいは、位置センサーは、無線接続により、信号をコンソールに送信しうる。コンソールには、位置センサー 3 2 によって送信された信号に基づいて、カテーテル 2 8 の場所および方位を計算する位置決めプロセッサ 3 6 が含まれる。位置決めプロセッサ 3 6 は、典型的には、カテーテル 2 8 からの信号について、受信、増幅、濾波、デジタル化、およびその他の処理を行う。

【 0 0 3 4 】

この目的のために使用されうる若干の位置トラッキングシステムは、例えば、米国特許第6,690,963号、同第6,618,612号および同第6,332,089号ならびに米国特許出願公開第2002/0065455A1、同第2004/0147920A1および同第2004/0068178A1に記述されている。これらの文献は、参照によりその全体が本明細書に包含される。図1に示される位置決めサブシステムは磁場を使用するが、以下に記す方法は、任意の他の適切な位置決めサブシステム、例えば電磁場に基づくシステム、音響計測または超音波計測、を用いて実行しうる。

【0035】

あるいは、システム20は、3333 ダイヤモンド・キャニオン・ロード、ダイヤモンド・バー、カリフォルニア州 91765 (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.) から入手できるCarto-Biosense (登録商標) ナビゲーションシステムとして、以下に記述した手順を実行するために必要な変更を加えて、実現しうる。例えば、上記の米国特許第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採用するために、システム20を、必要な変更を加えて、リアルタイムに近い超音波画像を表示するための超音波画像を、展開カテーテルの位置の画像または表示と同時に、同一または相異なるセッションで、また多くの相異なる組み合わせで、取得するように構成しうる。

【0036】

治療装置およびインプラントを挿入するために使用する場合、カテーテル28には、所望の部位に送り込まれる柔軟なガイドワイヤが装備される。インプラントや治療装置を配置するための要求に応じるために、オプションで、サイドポート (図示せず) のようなアクセサリポートが提供されうる。

【0037】

ここで、本発明の実施形態にもとづくカテーテル28 (図1) の遠位端の実施形態を概略的に図示する図2について説明する。場発生コイル30 (図1) によって発生した場合は、カテーテル28内部の位置センサー32によって感知される。カテーテル28には、超音波画像処理センサーが含まれる。この超音波センサーには、一般的に、多くの超音波トランスジューサー40が含まれる。一実施形態では、トランスジューサーが圧電型トランスジューサーである。超音波トランスジューサーは、カテーテルの本体または壁の中の開放部を画定するウインドウ41中または、ウインドウ41に隣接して置かれる。カテーテル28は、一般的に、治療装置の展開の助けとなるガイドワイヤおよびガイドチューブを受け入れることのできる、少なくとも一つの孔37を有する。

【0038】

トランスジューサー40は、位相配列として動作し、協働して、ウインドウ23を通してアレイの開口部から超音波ビームを送信する。トランスジューサーは、線状の配列構成で配置されているように描かれているが、円形または凸面状構成等の他の配列構成も使用しうる。一実施形態では、この配列が、超音波エネルギーの短いバーストを送信し、次いで、周囲の組織から反射した超音波信号を受信する受信モードに切り換えられる。一般的に、超音波ビームを好ましい方向に進めるために、トランスジューサー40はコントロールされたやり方で、個々に駆動される。トランスジューサーの適切なタイミングにより、生じた超音波ビームは、トランスジューサー配列から所与の距離にビームを収束させる、同心状に湾曲した波面を与えうる。このようにして、システム20 (図1) が、位相配列としてトランスジューサー配列を使用し、二次元の超音波画像を生み出すために、超音波ビームの操作と収束とを可能とする送信/受信スキミングメカニズムを実行する。

【0039】

一実施形態では、超音波センサーに、16個から64個の間、好ましくは48個から64個の間、のトランスジューサー40が含まれる。一般的には、トランスジューサーが、典型的には14cmの進入深さで、5~10MHzの範囲の中心周波数の超音波エネルギー

ーを発生させる。進入深さは、一般的に、数mmから約16cmの範囲に及び、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依存する。代替的实施形態では、他の適切な周波数範囲と進入深さとを使用しうる。

【0040】

反射した超音波エコーを受信した後、反射した音響信号またはエコーに基づく電気信号が、トランスジューサー40によって、カテーテル28を通してコンソール34の画像プロセッサ42(図1)に至るケーブル33で送信され、この画像プロセッサで、二次元の、典型的には扇形の超音波画像に変換される。画像プロセッサ42は、一般的に、位置情報および方位情報の計算、決定、リアルタイム超音波画像の表示、三次元画像またはボリューム再構築の実行およびその他の機能を行う。これらは全て、以下で詳細に説明する。

10

【0041】

実施形態によっては、画像プロセッサが、超音波画像と位置情報とを使用して、患者の心臓の目標構造の三次元モデルを生成する。この三次元モデルは、ディスプレイ44上で二次元投影として医師に示される。

【0042】

実施形態によっては、カテーテルの遠位端に、電気生理学的マッピングおよび高周波(RF)切除等の、診断機能、治療的機能またはその両方を実行するための少なくとも一つの電極46も含まれる。ある実施形態では、電極46が、局所的電位を感知するために使用される。電極46で計測された電位は、心内膜表面の接触点における局所的な電気的活動をマッピングするのに使用しうる。電極46が心臓24の内部表面のある点に接触せられあるいはその近傍に置かれると(図1)、その点の局所的電位がその電極で計測される。計測された電位は、電気信号に変換され、カテーテルを通して画像プロセッサに送信され、それぞれの接触点における機能的データまたは活動を反映するマップとして表示される。他の実施形態では、局所的電位が、適切な電極と位置センサーとを持つもう一つのカテーテルから得られる。これらの電極と位置センサーとは全てコンソール34に接続されている。弁では心筋より電位が弱いので、使用目的によっては、カテーテルが弁と接触している時を決定するために電極46を使用しうる。

20

【0043】

電極46は単一の環状電極として示されているが、カテーテルに含まれる電極はどのような形状でもよく、その数もいくつでもよい。例えば、カテーテルには、前に概説した診断機能および治療機能を実行するための、二個以上の環状電極、点電極の複数個の配列、先端電極または、この種の電極の任意の組合せが含まれうる。

30

【0044】

位置センサー32は、典型的には、電極46およびトランスジューサー40に隣接して、カテーテル28の遠位端内に置かれる。一般的に、位置センサー32、電極46および超音波センサーのトランスジューサー40の間の相互の位置的および方位的オフセットは一定である。一般的にこれらのオフセットは、位置センサー32の計測位置が与えられた場合に、位置決めプロセッサ36により、超音波センサーおよび電極46の座標を導き出すのに使用される。他の一実施形態では、カテーテル28に、二個以上の位置センサー32が含まれ、それぞれが、電極46およびトランスジューサー40に対し一定の位置的および方位的オフセットを有する。実施形態によっては、オフセット(または同等の較正パラメータ)が、予め較正され、位置決めプロセッサ36に記憶される。あるいは、オフセットが、カテーテル28のハンドル29(図1)中に取り付けられた記憶装置(例えば電氣的にプログラム可能なROM、またはEPROM)に記憶されうる。

40

【0045】

位置センサー32には、一般的に、上記の米国特許第6,690,963号に記載されたような三つの非同心状コイル(図示せず)が含まれる。あるいは、任意の数の同心状または非同心状のコイル、ホール効果センサーまたは磁気抵抗センサーを含むセンサー等の、任意の他の適切な位置センサー配置も使用しうる。

【0046】

50

一般的に、超音波画像と位置計測との両方が、ゲート信号および画像キャプチャを体表心電図（ECG）信号または心臓内心電図と比較して、心臓の拍動サイクルと同期される。（一実施形態では、ECG信号が電極46によって生成されうる。）心臓の特徴が、心臓の周期的な収縮および弛緩の間にその形状および位置を変えることにあるので、一般的に、画像処理の全体が、この期間に関し特定のタイミングで実行される。実施形態によっては、カテーテルによってなされる追加的な計測（例えば種々の組織の特徴、温度および血流の計測）も、心電図（ECG）信号と同期される。これらの計測は、位置センサー32によって取られる対応位置計測にも関連しうる。これらの追加的な計測は、一般的に、以下に説明するように、再構築された三次元モデル上にオーバーレイされる。

【0047】

10

実施形態によっては、位置計測および超音波画像の取得が、システム20によって生成される内部的に発生した信号に同期される。例えば、ある信号に起因する超音波画像における干渉を避けるために、同期機構を使用することができる。この例では、画像を干渉なしで取得するために、画像取得および位置計測のタイミングが、妨害信号に関して特定のオフセットにセットされる。このオフセットは、干渉のない画像取得を維持するために時折調整しうる。あるいは、この計測と取得とを、外部的に供給される同期信号に同期させることができる。

【0048】

ある実施形態では、システム20に、超音波トランスジューサー40を駆動する超音波駆動装置39が含まれる。この目的のために使用しうる適切な超音波駆動装置の一例は、8センチニアルドライブ、ピーボディ、マサチューセッツ州01960（8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960）所在のアナログック・コーポレーション（Analogic Corporation）によって生産されているAN2300（登録商標）超音波システムである。この実施形態では、超音波駆動装置が、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、二次元の超音波画像を生成する。超音波駆動装置は、公知の、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等の異なる画像処理モードをサポートしうる。

20

【0049】

一般的に、位置決めおよび画像プロセッサは、ここに記述された機能を実行するためにソフトウェアでプログラムされる汎用コンピュータを使用して実行される。このソフトウェアは、たとえばネットワーク上、コンピュータに電子形態でダウンロードされうる。あるいは、有形の媒体、例えばCD-ROMでコンピュータに供給されうる。位置決め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使用して、または単一のコンピュータを使用して、実行しうる。または、システム20の他の計算機能と一体化しうる。追加的に、あるいは代替的に、位置決め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使用して実行しうる。

30

【0050】

〔二次元の解剖学的画像処理〕

再度図1を参照して、心臓の同期画像（gated images）、例えば、超音波、SPECT、画像、が作成され、カテーテル28の場所データと相関される。同期画像は、もう一つの画像または、冠状動脈洞中への治療装置の配置のために使用される同一または異なるカテーテルの位置と位置合わせできる。適切な位置合わせ技術は、同一出願人による米国特許第6,650,927号に開示されている。本文献は、参照により本明細書に包含される。この技術を次に簡潔に説明する。

40

【0051】

ここで、本発明の開示された実施形態にもとづくもう一つの診断画像と位置合わせするために作られた心臓の画像54の簡略化された幾何学的図形表示である図3について説明する。画像54の作成の詳細は、以下でさらに詳細に説明する。表面56は、おおむね心臓の表面と一致する。座標系が定められ、表面56上の各点58が、頂点60からの距離Rと下向きの方向62に対する角度で（すなわち、被験者26に関し、腹側および身体

50

の後端方向 (c a u d a l) に表される (図 1) 。 もう一つの構造を画像 5 4 と位置合わせするために、軸 6 4 と頂点 6 0 が画像 5 4 上に特定され、この構造の対応する位置、目標または基準マークと並べられ、カテーテル 2 8 (図 1) のセンサーによって与えられる場所情報を用いて、位置合わせされる。これは自動的であることが好ましいが、追加的または代替として、オペレーターにより行われるか、または補助されうる。位置合わせされるべき構造のスケールが、その寸法が画像 5 4 のスケールにできるだけ緊密に合致するよう調整される。

【 0 0 5 2 】

ここで、本発明の開示された実施形態に係る、心臓 2 4 (図 1) の診断画像 6 6 の模式的分解図である図 4 について説明する。本図は、ブルズアイ表示 (b u l l s e y e r e n d i t i o n) 技術を用いて作成される。画像 6 6 には、軸 6 4 に対し直交する平行スライス 6 8 の積み重ねが含まれる。スライスは、典型的には、軸 6 4 に沿って一定のスライス増分で取られる。それぞれのスライスは、部分 7 0 を表す。

【 0 0 5 3 】

〔 三次元解剖学的画像処理 〕

再び図 1 を参照して、三次元画像の作成は、同一出願人による 4 月 2 6 日出願の特許出願第 1 1 / 1 1 5 , 0 0 2 号、名称「超音波輪郭再構築技術を使用した三次元の心臓の画像処理 (T h r e e - D i m e n s i o n a l C a r d i a c I m a g i n g U s i n g U l t r a s o u n d C o n t o u r R e c o n s t r u c t i o n) 」に説明されている。本文献は、参照により本明細書に包含される。本方法の簡単な説明は本発明の理解に役立つであろう。

【 0 0 5 4 】

開示された方法は、基本的に、上述のカテーテル 2 8 の相異なる位置で取得された多数の二次元超音波画像を組み合わせ、目標構造の単一の三次元モデルにする。一般的に、医師が適切な血管を通して、心臓の房室にカテーテル 2 8 を挿入し、次いで、房室内部の相異なる位置間でカテーテルを移動させることにより目標構造をスキャンする。それぞれのカテーテル位置で、画像プロセッサ 4 2 が二次元の超音波画像を取得し生成する。

【 0 0 5 5 】

再度図 1 を参照して、治療装置またはインプラントの展開中に、システム 2 0 の位置決めサブシステムが、カテーテル 2 8 の現在位置を計測し計算する。計算された位置は、対応するスライス 6 8 と共に記憶される (図 4) 。一般的に、カテーテル 2 8 のそれぞれの位置は、座標形式 (例えば 6 次元座標 (X 、 Y 、 Z 軸位置ならびに、ピッチ、振れ (y a w) および回転角度方位 (r o l l a n g u l a r o r i e n t a t i o n)) で表される。

【 0 0 5 6 】

画像プロセッサ 4 2 は、その後、画像セットの中で特定された対象の輪郭に三次元座標を割り当てる。三次元空間におけるこれらの画像面の場所および方位は、画像と共に保存された位置情報により認識される。したがって、画像プロセッサは、任意のピクセルの三次元座標を二次元の画像で決定することができる。座標を割り当てる際、一般的に画像プロセッサは、上述のように、位置センサーと超音波センサーとの間の位置および方位のオフセットを含む記憶された校正データを使用する。

【 0 0 5 7 】

あるいは、三次元モデルを再構築することなく、二次元の超音波画像の三次元表示および投影のためにシステム 2 0 (図 1) を使用することができる。例えば、医師は、単一の二次元の超音波画像を取得することができる。以下に記す手順を使用して、この画像上の対象の輪郭にタグ付けすることができる。次いで、システム 2 0 は、三次元空間で超音波画像を方位付け、投影することができる。医療処置の間、システムは、その医療処置を実行しているカテーテルの三次元位置を連続的に追跡し表示することができる。なお、このカテーテルは、現在医療処置を実行しているカテーテルが位置合わせされている画像を取得したカテーテルと異なってもよい。

【 0 0 5 8 】

〔 機能的画像処理技術 〕

ここで、心臓の電気解剖学的マップ 7 2、対応する三次元解剖学的画像 7 4、および複合画像 7 5 を示す図 5 について説明する。図 5 では、電気解剖学的マップ 7 2 の一部分の複製部分が、本発明の開示された実施形態にしたがって、解剖学的画像 7 4 と位置合わせされている。画像は、上述のようにして取得され、再構築される。図の下部に参照 E C G 記録 7 6 が示されている。電気解剖学的マップ 7 2 は、相対的に低い電圧の領域 7 8 を示している。心筋の瘢痕と合致する対象の領域 8 0 が、解剖学的画像 7 4 上に描かれている。心臓の瘢痕組織は、一般的に、領域 7 8 によって示されるように、電気解剖学的マップで健康的な組織より低い電圧を示す点で、心筋機能に影響を及ぼす。複合画像は、領域 8 0 を領域 7 8 と位置合わせすることによって形成される。

10

【 0 0 5 9 】

〔 代替の実施形態 〕

本発明の他の一実施形態によれば、画像の断片化のために電位が使用されうる。例えば、心臓の弁の場所および形状は、弁と周囲の心内膜との間の電位の差異に基づいて描かれる。

【 0 0 6 0 】

ここで、心臓の電気解剖学的マップ 8 2、同時に取得された対応する三次元解剖学的画像 8 4、および複合画像 9 0 を示す図 6 について説明する。図 6 では、電気解剖学的マップ 8 2 の複製部分が、本発明の開示された実施形態にしたがって、解剖学的画像 8 4 と位置合わせされている。オペレーターは、心臓の形態学上の外見に基づいて、僧帽弁および大動脈弁の場所を解剖学的画像 8 4 上で決定することができる。電気解剖学的マップ 8 2 上、比較的低い電気的活動の領域 8 6、8 8 がそれぞれ大動脈弁と僧帽弁とを示している。領域 8 6、8 8 を含む電気解剖学的マップ 8 2 の関連部分が解剖学的画像 8 4 のオペレーターによって特定された領域と位置合わせされた後、オペレーターは、ほぼリアルタイムで、結果として得られた心臓全体の複合画像 9 0 を利用できるようになる。

20

【 0 0 6 1 】

他の電気的特徴も、断片化および位置合わせに使用しうる。例えば、心房から心室へのマッピングカテテルの移動は、カテテルが心室に進入する際における、局所的な心電図中の P 波の消滅によって特定しうる。他の一例では、マッピングカテテルと体表電極との間の電氣的インピーダンスが計測される、インピーダンスに基づく場所確認システム (impedance - based location systems) において、肺静脈の場所は、カテテルが左心房から静脈中へ移動する際におけるインピーダンスの上昇によって特定されうる。

30

【 0 0 6 2 】

本発明の一実施形態では、バイオセンス・ウェブスター (Biosense - Webster) 社から入手可能な NOGA (登録商標) ソフトウェアが位置合わせのために使用される。このソフトウェアは、フィルタを使用してバイポーラ E K G 中の P 波を検出し、これにより、基底帯 (basal zone) の弁の線維輪上の点を、明確に心房中にある点と識別することができる。使用されるアルゴリズムは、基本的に、体表 Q R S 群およびその P 波の場所を画定し、次いで、バイポーラウィンドウ中、その時間範囲における偏差を探索する。二つの定義済みパラメータが合致しなければならない： (1) 偏差のピーク間の電圧が 0 ~ 0 . 5 m V の範囲になければならない。 (2) Q R S 群の大きさに対する偏差の割合が、0 ~ 1 0 0 % の範囲になければならない。一般に、0 . 1 m V のピーク間の電圧は既にノイズレベルを上回っており、真の偏差信号を表していると考えられる。2 5 % の比率で十分であるようである。第一または第二のパラメータが増加すると、基準に合致する点がより少なくなり、より正しい基底点 (basal point) を見失うことになる。他方、パラメータが減少すると、有効な点が減少することになる (偽陽性の増加) 。典型的な左心室のマップでは、このアルゴリズムは、一般的に、3 ~ 1 0 ポイントを検出するが、これらはほとんど常に基底の場所である。

40

50

【0063】

本発明のさらに他の一実施形態では、患者が胸部のコンピュータ断層撮影（ＣＴ）画像処理の間に体表電極の「ベスト」を着用していると、電極がＣＴ画像中に現れる。この電極を使用して実行されるＥＣＧ測定により、心臓表面に向けて内向きに投影しうる電氣的モデルが得られる。心臓の電氣解剖学的マップからも同様に、体表に向けて外向きに投影しうる心臓の電氣的モデルが得られる。これら二つの電氣的モデルはお互いに位置合わせされて、心臓の電氣解剖学的マップをＣＴ画像と位置合わせするようにしうる。この位置合わせアルゴリズムは、場所情報と電氣的活動情報との両方を使用する。

【0064】

画像の位置合わせおよび断片化においてマッピングされ使用されうるその他の生理的データには、温度、血流速度、化学的性質および機械的活動が含まれる。例えば、上記の米国特許第6,716,166号および同第6,773,402号に開示されたように、超音波カテーテルによってドップラー画像中で検出された高速流の領域が特定され、三次元解剖学的画像で観察される血管中の狭窄と位置合わせされうる。他の一例として、虚血を示す低いNADPHレベルの心臓領域を特定するために化学センサーを使用しうる。このような領域は、磁気共鳴スペクトロスコピー（magnetic resonance spectroscopy）を使用して得られた画像上に観察された、対応する虚血性の領域と位置合わせし得る。論文「31P磁気共鳴スペクトロスコピーによる冠動脈疾病における心臓リン代謝の定量的計測（Quantitative Measurement of Cardiac Phosphorus Metabolites in Coronary Artery Disease by 31P Magnetic Resonance Spectroscopy）」、ヤベ タカヒロ他（Takahiro Yabe et al.）、循環器科（Circulation）、1995年、92号、p.15-23（1995；92：15-23）に記述された技術は、このような領域を示すのに適している。

【0065】

当業者ならば、本発明が上記に示した特定のものに制限されるわけではないことを認識するであろう。むしろ、本発明の範囲には、上記の種々の特徴の組合せおよび下位の組合せの両方ならびに、上記の説明を読んだ当業者が想到するであろうその変形および修正であって、先行技術にはないものが含まれる。

【0066】

〔実施の態様〕

本発明の好ましい実施態様は以下の通りである。

（１）被験者の身体中の構造をマッピングするための方法において、

前記構造の三次元画像をとらえるステップであって、前記構造は、前記画像中に現れる解剖学的特徴を有する、ステップと、

前記構造の多数の点で計測された前記構造に関する機能的情報を含む前記構造の三次元マップであって、前記構造の機能的特徴を表すマップ、を含む機能的モデルを発生させる、ステップと、

前記機能的特徴の少なくとも一つを、前記画像中の前記解剖学的特徴の対応する少なくとも一つと自動的に同定することにより、前記画像を前記マップと位置合わせする、ステップと、

前記マップからの前記機能的情報を、前記画像に位置合わせして表示する、ステップと、

を含む、方法。

（２）実施態様１に記載の方法において、

前記プローブを前記構造中に挿入するステップであって、前記プローブが、前記プローブの位置情報と方位情報とを決めるための位置センサーを有するステップ、

をさらに含む、方法。

（３）実施態様２に記載の方法において、

機能的モデルを発生させる前記ステップが、前記プローブを前記構造上の多数の接触点と接触させることにより電気的モデルを発生させ、前記プローブの前記位置センサーを用いて、前記接触点のそれぞれに関連する位置情報と方位情報とを得ることを含む、方法。

(4) 実施態様3に記載の方法において、

前記構造が心臓を含み、前記機能的情報が、前記接触点のそれぞれで撮られた局所的な心電図の特徴を含む、方法。

(5) 実施態様4に記載の方法において、

前記特徴がP波であり、

前記P波が存在するときには、前記接触点の心房の場所を特定し、前記P波が存在しないときには、前記接触点の心室の場所を特定するステップ、をさらに含む、方法。

10

【0067】

(6) 実施態様3に記載の方法において、

前記機能的情報が、前記接触点における電圧の大きさを含む、方法。

(7) 実施態様6に記載の方法において、

前記構造が心臓を含み、

前記心臓のある領域の輪郭を描くことにより、前記心臓中の心筋の瘢痕を特定するステップ、をさらに含む、

前記領域中の前記接触点が、前記領域外にある前記接触点より低い電圧を有する、方法。

20

(8) 実施態様6に記載の方法において、

前記構造が心臓を含み、

前記心臓のある領域の輪郭を描くことにより、前記心臓の弁を特定するステップ、をさらに含む、

前記接触点が、前記領域外にある他の前記接触点の電圧とは異なる電圧を有する、方法。

(9) 実施態様3に記載の方法において、

前記機能的情報が、前記身体表面と前記接触点のそれぞれとの間のインピーダンスを含む、方法。

(10) 実施態様3に記載の方法において、

前記画像が、前記身体胸部のコンピュータ断層撮影画像であり、当該断層撮影画像は、前記身体心臓の表示を含む、方法。

30

【0068】

(11) 実施態様10に記載の方法において、

複数の表面電極を前記胸部上に配置するステップと、

前記表面電極を用いて心電図計測を実行することによって外部電気的モデルを発生させるステップと

さらに含む、

位置合わせする前記ステップが、前記電気的モデルを前記心臓の前記表示上に外向きに投影し、前記外部電気的モデルを前記心臓の前記表示上に内向きに投影し、前記外部電気的モデルを前記電気的モデルおよび前記心臓の前記表示と位置合わせして配置する、ステップ、をさらに含む、

40

方法。

(12) 実施態様1に記載の方法において、

前記画像が超音波画像である、方法。

(13) 実施態様1に記載の方法において、

前記機能的情報が、温度、前記構造中の流体の流速、前記構造の化学的性質または機械的活動である、方法。

(14) 被験者の身体中の構造をマッピングするための装置において、

前記構造の三次元画像をとらえるための画像処理装置であって、前記構造が前記画像中

50

に現れる解剖学的特徴を有する、画像処理装置と、

前記画像処理装置にリンクしたプロセッサであって、前記プロセッサは、前記構造の多数の点で計測された前記構造に関する機能的情報を含む前記構造の三次元マップを含む機能的モデルを発生させるために作動し、前記マップは、前記構造の機能的特徴を表し、前記プロセッサは、前記機能的特徴の少なくとも一つを、前記画像中の前記解剖学的特徴の対応する少なくとも一つと自動的に同定することにより、前記画像を前記マップと位置合わせするように作動する、プロセッサと、

前記プロセッサにリンクした表示装置であって、前記マップからの前記機能的情報を前記画像に位置合わせして表示するための、表示装置と、

を含む、装置。

10

(15) 実施態様14に記載の装置において、

前記プロセッサにリンクし、前記構造中に挿入するよう構成されたプローブであって、前記プローブが、前記プローブの位置情報および方位情報を決めるための位置センサーを有する、プローブ、

をさらに含む、装置。

【0069】

(16) 実施態様15に記載の装置において、

前記プローブが前記構造上の多数の接触点と接触しているときには、前記機能的モデルが電気的モデルを含み、前記プローブの前記位置センサーに応答して、前記プロセッサが、前記接触点のそれぞれに関連する位置情報および方位情報を得るように作動する、装置

20

(17) 実施態様16に記載の装置において、

前記構造が心臓を含み、

前記機能的情報が、前記接触点のそれぞれにおいて撮られた局所的な心電図の特徴を含む

、

装置。

(18) 実施態様16に記載の装置において、

前記機能的情報が、前記接触点における電圧の大きさを含む、装置。

(19) 実施態様16に記載の装置において、

前記機能的情報が、前記身体表面と前記接触点のそれぞれとの間のインピーダンスをさらに含む、装置。

30

(20) 実施態様16に記載の装置において、

前記画像が、前記身体胸部のコンピュータ断層撮影画像であり、当該断層撮影画像は、前記身体心臓の表示を含む、装置。

【0070】

(21) 実施態様14に記載の装置において、

前記画像が超音波画像である、装置。

(22) 実施態様14に記載の装置において、

前記機能的情報が、温度、前記構造中の流体の流速、前記構造の化学的性質または機械的活動である、装置。

40

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本発明の実施形態にもとづいて患者の心臓を画像処理し、マッピングするためのシステムの図示である。

【図2】本発明の実施形態にもとづく、図1に示されたシステムで使用されるカテーテルの遠位端の実施形態の概略的例示である。

【図3】本発明の開示された実施形態にもとづいて位置づけられたもう一つの診断画像と位置合わせするために作製された心臓の画像の簡略化された幾何学的図形表示である。

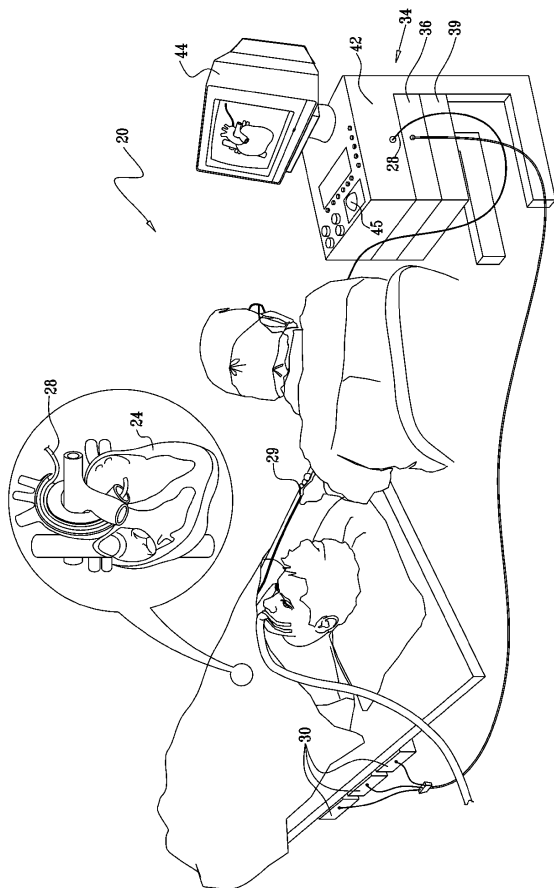
【図4】本発明の開示された実施形態にもとづく、心臓の診断用画像の概略的分解図である。

50

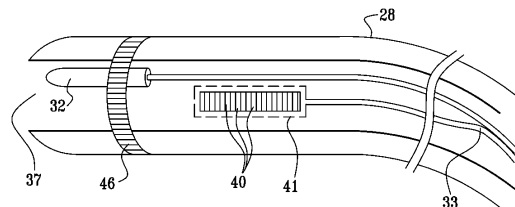
【図5】本発明の開示された実施形態にもとづく、心臓の電気解剖学的マップ、対応する三次元解剖学的画像および、電気解剖学的マップの一部が解剖学的画像と位置合わせして示されている複合画像の、簡略化された表示である。

【図6】本発明の代替的实施形態にもとづく、心臓の電気解剖学的マップ、対応する三次元解剖学的画像および、電気解剖学的マップの一部が解剖学的画像と位置合わせして示されている複合画像の、簡略化された表示である。

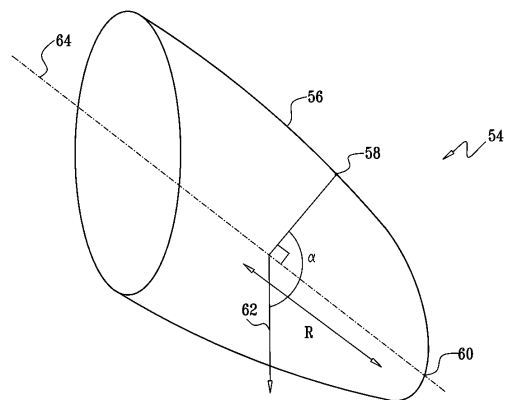
【図1】



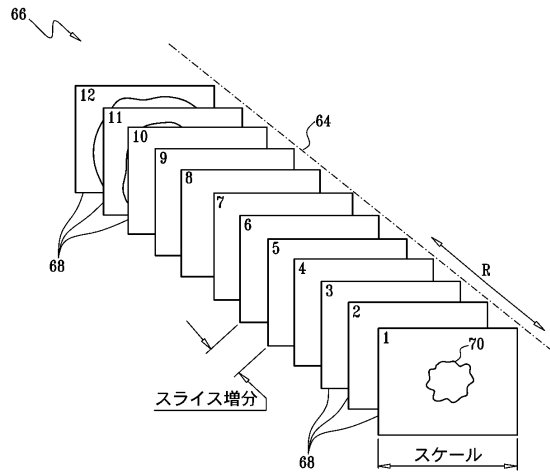
【図2】



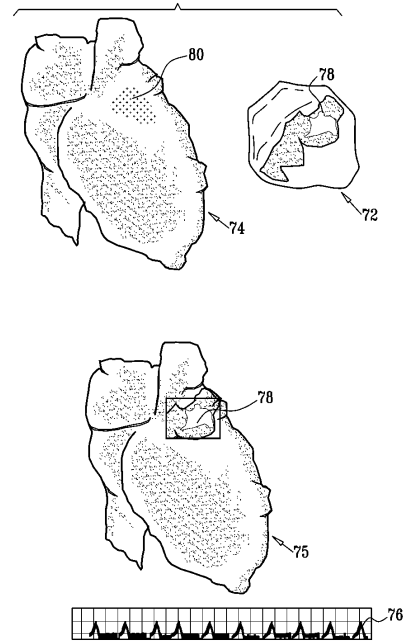
【図3】



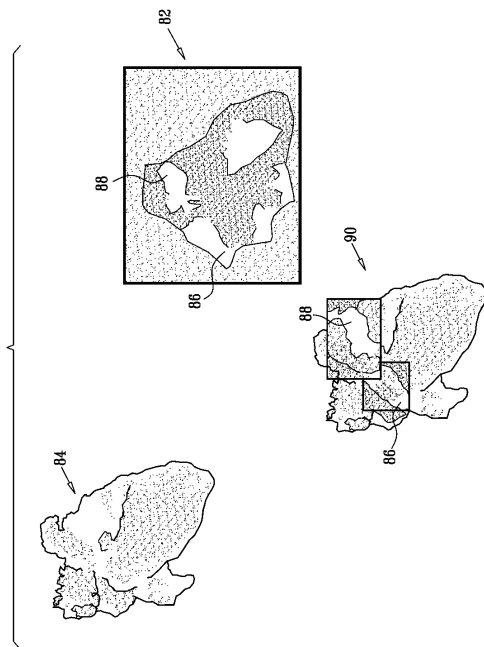
【図 4】



【図 5】



【図 6】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I		
<i>A 6 1 B</i>	<i>5/044</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>A 6 1 B</i>	<i>5/05</i>	<i>B</i>
<i>A 6 1 B</i>	<i>5/05</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>A 6 1 B</i>	<i>5/00</i>	<i>G</i>
<i>A 6 1 B</i>	<i>5/00</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>A 6 1 B</i>	<i>5/00</i>	<i>1 0 1 J</i>
<i>A 6 1 B</i>	<i>5/01</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>A 6 1 B</i>	<i>8/06</i>	
<i>A 6 1 B</i>	<i>8/06</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>A 6 1 B</i>	<i>8/08</i>	
<i>A 6 1 B</i>	<i>8/08</i>	<i>(2006.01)</i>			

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 4 3 1 7 9 (J P , A)
 特開 2 0 0 1 - 2 9 1 0 8 8 (J P , A)
 米国特許第 0 5 7 3 8 0 9 6 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B *8 / 0 0*
A 6 1 B *6 / 0 0*
A 6 1 B *5 / 0 0*

专利名称(译)	使用生理数据对多模态图像进行分割和配准		
公开(公告)号	JP5253723B2	公开(公告)日	2013-07-31
申请号	JP2006231962	申请日	2006-08-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特，Incorporated的Rete算法每次		
[标]发明人	アサフプレイス イツハックシュワルツ		
发明人	アサフ・プレイス イツハック・シュワルツ		
IPC分类号	A61B8/12 A61B6/03 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/044 A61B5/05 A61B5/00 A61B5/01 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/0538 A61B5/06 A61B5/062 A61B5/063 A61B6/12 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/12 A61B8/4488 A61B8/5238 A61B8/543 G06K9/00 G06K2209/05 G06T5/50 G06T7/30 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/12 A61B6/03.360.Q A61B6/03.377 A61B5/04.300.J A61B5/04.314.K A61B5/05.B A61B5/00.G A61B5/00.101.J A61B8/06 A61B8/08 A61B5/01.300 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/AA06 4C027/BB05 4C027/EE01 4C027/GG01 4C027/GG09 4C027/HH03 4C027/HH13 4C027/KK03 4C027/KK05 4C093/CA21 4C093/FF35 4C093/FF42 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD24 4C117/XE16 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE23 4C117/XE44 4C117/XE46 4C117/XF13 4C117/XG02 4C117/XG14 4C117/XG34 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XJ01 4C117/XK13 4C117/XK19 4C117/XK24 4C127/AA02 4C127/AA06 4C127/BB05 4C127/EE01 4C127/GG01 4C127/GG09 4C127/HH03 4C127/HH13 4C127/KK03 4C127/KK05 4C127/LL08 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE10 4C601/FF08 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GA27 4C601/GB03 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK36 4C601/LL04 4C601/LL33		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	11/215435 2005-08-30 US		
其他公开文献	JP2007061617A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在位置上指定心脏瘢痕组织特征的技术，该技术在电解剖图中显示出比健康组织更低的电压，并在三维图像和地图上正确地绘制轮廓。解决方案：提供一种系统和方法，包括三维图像的碎片和图像和电解剖图的定位，不仅使用位置信息而且使用地图中的生理或功能信息和图像，用于定位地图和图片。本发明的共同用途包括定位心脏的电解剖图和先前获得的或实时的三维图像。 Ž

图 3

