

(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2007-296362
(P2007-296362A)

(43) 公開日 平成19年11月15日(2007.11.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-121658 (P2007-121658)
 (22) 出願日 平成19年5月2日 (2007.5.2)
 (31) 優先権主張番号 11/417,766
 (32) 優先日 平成18年5月3日 (2006.5.3)
 (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・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

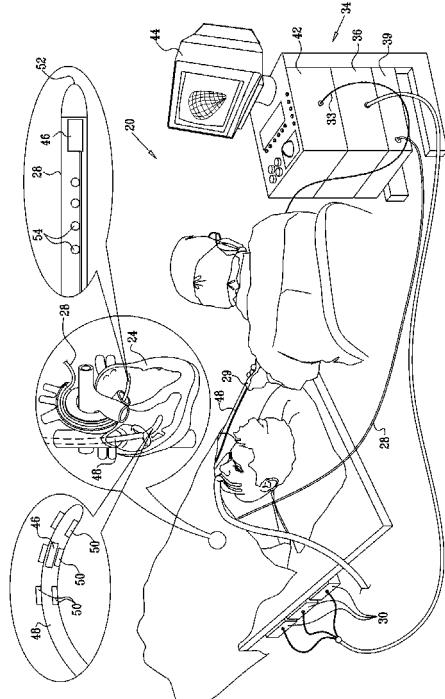
(54) 【発明の名称】機能強化型超音波画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】二次元の扇状パターンとして典型的に現われる超音波画像を解釈することは困難である。

【解決手段】画像の取得のために特化された心臓カテーテルを用いると、予め生成された心臓の電気的活性化マップに基づいて、心臓の特徴が超音波画像上で容易に識別される。この電気的活性化マップは、カテーテル内の位置センサから得られた情報を利用して、超音波画像と自動的に位置合わせされる。ポイント、タグ、デザイン線、および、テキスト形式の識別表示として表現される電気的活性化マップ上で識別可能な特徴は、超音波の扇状の平面に映し出されて超音波画像に重ねられ、これによって超音波画像上で見ることができる特徴を明確にする。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の心臓の画像を作成するためのコンピュータ支援された方法において、前記心臓内に少なくとも 1 つのプローブを導入するステップであって、前記プローブは、場所センサを有する、ステップと、三次元空間を定義するために、前記プローブで、前記心臓内の異なる場所の各空間座標を決定する、ステップと、前記心臓の参照画像を取得するステップと、前記参照画像の参照空間座標を定義するため、前記参照画像上のポイントを前記三次元空間内の対応するポイントに関係付けるステップと、前記心臓の同期された超音波画像を取得するステップと、前記超音波画像を前記三次元空間と位置合わせをするステップと、前記参照空間座標を前記超音波画像の対応する座標と関係付けることによって、前記超音波画像上の特徴を自動的に識別するステップと、を含む、方法。

【請求項 2】

生体の心臓の画像を作成するための画像化システムにおいて、前記心臓内に挿入するように構成された少なくとも 1 つの細長いプローブであって、場所センサ、前記プローブが前記心臓内にある間に音響波を放出および受信するように動作する、少なくとも 1 つの音響トランスデューサ、および、前記心臓を通過する電気信号を探知するための電気センサ、を有する、プローブと、前記場所センサから受信した場所信号に応じて、前記心臓内の前記プローブの位置座標を決定するための位置決めサブシステムと、第 1 の制御回路であって、前記位置決めサブシステムと協働して、前記電気信号を処理して前記心臓の電気的マップを生成し、前記電気的マップ上の特徴を識別し、前記特徴の各第 1 の位置を定義するための、第 1 の制御回路と、第 2 の制御回路であって、前記位置決めサブシステムと協働して、前記心臓の音響画像を構成し、前記音響画像上の第 2 の位置を定義するように、前記音響トランスデューサからの信号を分析するための、第 2 の制御回路と、前記音響画像を表示するように動作可能なモニタと、前記電気的マップを前記音響画像と位置合わせするように動作可能な画像処理回路であって、前記画像処理回路は、前記位置合わせされた電気的マップ上の前記特徴を前記音響画像上の前記第 2 の位置と関係付けることによって、前記モニタ上の前記表示された音響画像上の前記心臓の解剖学的構造を識別するように動作可能である、画像処理回路と、を含む、画像化システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の画像化システムにおいて、前記画像処理回路は、個別の視覚的表示を前記識別された解剖学的構造に適用するよう動作可能である、画像化システム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の画像化システムにおいて、前記視覚的表示は、テキスト形式の指標である、画像化システム。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の画像化システムにおいて、前記視覚的表示は、グラフィックスである、画像化システム。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の画像化システムにおいて、前記超音波画像は、同期された超音波画像である、画像化システム。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の画像化システムにおいて、
前記超音波画像は、三次元超音波画像である、画像化システム。

【請求項 8】

請求項 2 に記載の画像化システムにおいて、
前記プローブは、第 1 のプローブ、および、第 2 のプローブを含み、
前記第 1 のプローブは、前記場所センサを有し、
前記第 2 のプローブは、前記少なくとも 1 つの音響トランスデューサを有する、
画像化システム。

【発明の詳細な説明】

10

【開示の内容】**【0001】****〔発明の背景〕****〔発明の分野〕**

本発明は、医療用の画像化 (medical imaging) に関する。特に、本発明は、心臓超音波画像の位相的特徴 (topologic features) の識別の改善に関する。

【0002】**〔関連技術の説明〕**

超音波画像化 (ultrasound imaging) は現在、心臓の画像化方式として確立されている。例えば、ここに参照して本願の一部とする米国特許第 6,066,096 号は、容積測定の管腔内超音波画像化のための画像化用プローブ (imaging probe) を開示している。このプローブは、患者の体内に配置されるよう構成され、近位端および遠位端を有する細長い本体を含む。超音波トランスデューサフェーズドアレイは、この細長い本体の遠位端に接続されて配置されている。超音波トランスデューサフェーズドアレイは、細長い本体の遠位端から容積測定の前方走査のために超音波エネルギーを放射および受信するように配置される。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によって占有される複数の部位を含む。

【0003】

しかし、多くの医師は、二次元の扇状パターンとして典型的に現れる超音波画像を解釈することの困難性に気付く。医師は、超音波カテーテルによって形成される、ディスプレイに現れた解剖学的構造が何であるかを知るが、この扇状の明暗領域とこれらの構造を適合できないこともある。

【0004】

異なる位置合わせの方式によって得られた画像を重ね合わせることで、医学的な画像解釈を向上させることが提案されている。例えば、パッカー他 (Packer et al.) に付与された米国特許第 6,556,695 号は、磁気共鳴画像を取得可能であることと、この磁気共鳴画像を、続いて得られる電気的活性化マップまたは超音波画像と、位置合わせ可能であることを示している。

【0005】**〔発明の概要〕**

40

画像取得のために特化された心臓カテーテルを用いた本発明で開示される実施形態によれば、心臓の特徴は、心臓の予め生成された電気的活性化マップに基づき、超音波画像上で容易に識別可能である。電気的活性化マップは、カテーテル内の位置センサから得られた情報を用いて、超音波画像とともに自動的に位置合わせされる。電気的活性化マップ上で識別可能な特徴は、点、タグ、デザイン線 (design lines)、および、テキスト形式の識別表示として表現され、超音波の扇状の平面に映し出されて超音波画像上に重ねられ、超音波画像上で他の位相的特徴 (topologic features) を識別可能とする参照対象 (references) として利用される。本発明で開示された実施形態による技術は、超音波カテーテルの診断における実用性を向上させ、超音波画像の専門ではない医師にこのカテーテルをより利用しやすくする。

50

【0006】

本発明の実施形態は、生体の心臓の画像を作成するためのコンピュータ支援された方法を提供し、少なくとも1つのプローブを心臓内に導入することによって行われる。プローブは、三次元空間を定義するために、心臓の異なる場所における各空間座標を決定するための場所センサを有する。この方法は、心臓の参照画像を取得するステップと、参照画像 (reference image) の参照空間座標を定義するため、参照画像上のポイントを三次元空間内の対応するポイントに関係付けるステップと、心臓の同期された超音波画像 (gated ultrasound image) を取得するステップと、超音波画像を三次元空間と位置合わせするステップと、参照空間座標を超音波画像の対応する座標と関係付けることによって、超音波画像上の特徴を自動的に識別するステップと、によって行われる。

10

【0007】

この方法の1つの態様によれば、参照画像は、電気解剖学的マップ (electro-anatomic map)、三次元超音波画像、磁気共鳴画像、または、コンピュータ断層撮影画像であってもよい。

【0008】

この方法の別の態様によれば、超音波画像は、二次元超音波画像である。

【0009】

この方法のさらに別の態様によれば、超音波画像上の特徴を識別するステップは、個別の視覚的表示 (visual indicator) をその特徴に適用するステップを含む。この視覚的表示は、テキスト形式の指標 (textual indicia)、または、グラフィックスであってもよい。

20

【0010】

本発明の実施形態は、生体の心臓の画像を作成するためのコンピュータ支援された方法を提供し、この方法は、心臓内に少なくとも1つのプローブを導入することによって行われ、このプローブは、場所センサを有する。プローブの使用時、この方法はさらに、心臓を通過する電気信号を心臓の異なる場所で測定するステップと、これらの場所の各空間座標を決定するステップによって行われる。この方法はさらに、電気信号に応じて心臓の電気的活性化マップを生成するステップと、心臓の超音波画像を取得するステップと、電気的活性化マップと超音波画像とを位置合わせするステップと、位置合わせされた電気的活性化マップ上の空間マップ座標を超音波画像上の空間画像座標と関係付けることによって、超音波画像上の解剖学的構造を自動的に識別するステップと、によって行われる。

30

【0011】

この方法の1つの態様では、電気信号を測定するステップ、および、超音波画像を取得するステップは、正確に1本のプローブで行われる。代替的には、電気信号を測定するステップは、第1のプローブで行われ、超音波画像を取得するステップは、第2のプローブで行われる。

【0012】

本発明の実施形態は、生体の心臓の画像を作成するための画像化システムを提供し、心臓内に挿入するように構成された少なくとも1つの細長いプローブであって、プローブは、場所センサと、プローブが心臓内にある間に音響波を放出および受信するように動作する少なくとも1つの音響トランスデューサと、心臓を通過する電気信号を探知するための電気センサとを有する。このシステムは、場所センサ (location sensor) から受信した場所信号 (location signals) に応じて、心臓内のプローブの位置座標を決定するための位置決めサブシステムと、第1の制御回路であって、位置決めサブシステムと協働して、電気信号を処理して心臓の電気的マップを生成し、この電気的マップ上の特徴を識別し、これらの特徴の各第1の位置を定義するための、第1の制御回路と、第2の制御回路であって、位置決めサブシステムと協働して、心臓の音響画像を構成し、この音響画像の第2の位置を定義するように、音響トランスデューサからの信号を分析するための、第2の制御回路と、を含む。このシステムは、音響画像を表示するように動作可能なモニタと、電気的マップを音響画像と位置合わせするように動作可能な画像処理回路と、を含む。画像

40

50

処理回路は、位置合わせされた電気的マップ上の特徴を音響画像上の第2の位置と関係付けることによって、モニタ上に表示された音響画像上の心臓の解剖学的構造を識別するように動作可能である。

【0013】

本発明の追加的な態様によれば、この画像化システムは、第1のプローブ、および、第2のプローブを含み、第1のプローブは、場所センサを有し、第2のプローブは、少なくとも1つの音響トランスデューサを有する。

【0014】

〔発明の詳細な説明〕

本発明のよりよい理解のため、本発明は例証として詳細に説明されたが、添付の図面と共に読まれるべきであり、図面においては、同様の要素には同様の符号が付与されている。

10

【0015】

以下の説明において、多数の特定的な詳細は、本発明の十分な理解を提供するために示される。一方、本発明がこれら特定的な詳細なしで実施可能であることは、当業者にとって明らかである。異なる例では、従来のアルゴリズムおよびプロセスのためのよく知られた回路、制御論理、および、コンピュータプログラムの指令の詳細は、本発明を必要に不明瞭にすることのないように、詳細には示していない。

【0016】

システム概要

20

ここで図面を参照すると、最初に図1が参照され、この図1は、患者の心臓24の電気活性化マップを画像化して生成するためのシステム20の図示であり、心臓24を含む診断および治療方法の実施に適したものである。このシステムは、カテーテル28を含み、医師によって経皮的に心臓の房室または脈管構造内に挿入される。カテーテル28は、典型的には、医師が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29の適切な制御によって、医師は所望のとおりにカテーテルの遠位端を導き、配置し、および、方向付けすることが可能である。

【0017】

システム20は、6自由度までのカテーテル28の三次元の場所情報、および、方位座標を測定する位置決めサブシステム(positioning subsystem)を含む。本願の全体にわたり、用語「場所("location")」は、カテーテルの空間座標を意味し、用語「方向("orientation")」は、角度座標(angular coordination)を意味する。用語「位置("position")」は、カテーテルの全ての位置情報を意味し、場所座標および方向座標の両方を含む。

30

【0018】

1つの実施形態において、位置決めサブシステムは、カテーテル28の位置および方向を決定する磁気位置検出システムを含む。位置決めサブシステムは、このシステムの近傍の所定の可動範囲に磁場を発生し、これらの磁場をカテーテルで検知する。典型的に、位置決めサブシステムは、患者の外部で既知の固定された位置に配置された磁場発生コイル30のような外部ラジエータのセットを含む。典型的に、コイル30は、心臓24の近傍で電磁場である磁場を発生する。

40

【0019】

代替の実施形態では、カテーテル中のコイルのようなラジエータは、患者の体外のセンサ(図示せず)で受け入れる電磁場を発生する。

【0020】

位置センサは検知された磁場に応じて、位置に関連する電気信号を、カテーテルを通してコンソール34に接続するケーブル33を介して送信する。代替的に、位置センサはワイヤレスリンクを介してコンソール34に信号を送信してもよい。コンソール34は、場所センサ46によって送信された信号に基づいて、カテーテル28の場所および方向を計算する位置決めプロセッサ36を含む。位置決めプロセッサ36は、典型的に、カテーテ

50

ル28からの信号を、受信し、増幅し、フィルタがけし、デジタル化し、かつ、その他の処理を行う。システム20によって作成された画像は、モニタ44上に表示される。

【0021】

この目的のために利用できるいくつかの位置検出システムは、例えば、米国特許第6,690,963号、同第6,618,612号、同第6,332,089号、米国特許出願公開第2004/0147920号、および、同第2004/0068178号に説明されており、これらの開示は、参照して本願の一部とする。図1に示される位置決めサブシステムは磁場を利用するが、以下に説明する方法は、音響または超音波の測定結果に基づくシステムのような、あらゆる適切な位置決めサブシステムを用いて実施することができる。

【0022】

同一のセッションまたは異なるセッションで、かつ、多くの異なる組み合わせで、配備カテー¹⁰タルの位置の画像または表示と同時に、ほぼリアルタイムで超音波画像を表示するための超音波画像を取得するために、システム20は、開示を参照して本願の一部とする米国特許第6,716,166号、および、同第6,773,402号に開示されたカテー¹⁰タルを、超音波画像を生成するために利用することができる。このようなカテー¹⁰タルは、音波を放射して心臓内の音響発生インターフェース(echogenic interfaces)からの反響を受信するように構成された音響トランスデューサを有する。この反響はその後、心臓の二次元および三次元画像を構成するために解析される。

【0023】

システム20は、超音波画像化カテー²⁰タルとして機能する場合にカテー²⁰タル28の超音波トランスデューサを駆動する、超音波ドライバ39を含む。この目的のために利用可能で適切な超音波ドライバの一例は、センテニアルドライブ8、ピーボディー、マサチューセツ州01960に所在のアナロジック・コーポレーション(Analogic Corporation: 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960)によって製造された、AN2300(登録商標)超音波システムである。超音波ドライバ39は、当業界に知られている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、異なる画像モードをサポートしてもよい。

【0024】

任意で、カテー³⁰タル28および他のカテー³⁰タル48は両方とも、システム20に組み込まれ、異なる脈管アプローチを介して同時に心臓内に挿入される。この例では、音響トラン³⁰スデューサ50のアレイを利用し、カテー³⁰タル28はマッピングカテー³⁰タルとして機能し、カテー³⁰タル48は、超音波画像化カテー³⁰タルとして機能する。各カテー³⁰タルは、体内のカテー³⁰タルの位置および方向を決定するために用いられる場所センサ46の事例を有する。

【0025】

システム20は、電気的活性化マップの生成のための電気回路を含み、多くの特化されたマッピングカテー⁴⁰タルと関連して利用することができる。カテー⁴⁰タル28として用いる適切なマッピングカテー⁴⁰タルは、同一出願人による米国特許第6,892,091号に開示されており、その開示は、参照して本願の一部とする。要するに、マッピングカテー⁴⁰タルの遠位端は、心臓組織の電気的特性を測定するために、遠位に配置されたマッピング電極52を含む。マッピングカテー⁴⁰タルの遠位端は、また、心房室内(heart chamber)における遠視野の電気信号(far field electrical signals)を測定するための非接触型電極54のアレイをさらに含む。

【0026】

システム20は、サブシステムとして、ダイヤモンドキャニオンロード3333、ダイヤモンドバー、カリフォルニア州91765に所在のバイオセンス・ウェブスター・インク(Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765)から入手可能であり、以下に説明する方法を実施するため適切に変更された、CARTO(登録商標)XP EPナビゲーションおよびアブレーションシステム(CARTO XP EP Navigation and Ablation System)を、サブシステムとして含むことができる。

【0027】

典型的には、マッピングカテーテルが最初に導入され、そのデータから電気的活性化マップが生成される。その後、超音波画像化カテーテルが導入される。2本のカテーテルは、同一または異なる脈管アプローチを介して導入することができる。

【0028】

さらに別の代替例では、電気的活性化マップの生成に適した両方のデータ取得が可能であり、超音波画像化機能も有するハイブリッドカテーテルを用いることができる。このようなカテーテルは、例えば、米国特許第6,773,402号、同第6,788,967号、および、同第6,645,145号に開示されている。このようなカテーテルの使用は、医療処置を短縮させることができる。この代替例では、カテーテル1本だけが挿入されることを必要とする。全ての代替例では、以下にさらなる詳細を説明するように、電気的活性化マップが最初に取得され、その後超音波画像に適合させて、後者（超音波画像）の解釈を補助することが好ましい。2つの方式を統合するための適切な画像位置合わせ技術は、米国特許第6,650,927号および2005年8月30日に出願された「生理学的データを用いた多様な画像の分割および位置合わせ（Segmentation and Registration of Multimodal Images using Physiological Data）」を名称とする、同時係属出願第11/215,435号に開示されており、ともに同じ譲受人による両件を参照して本願の一部とする。

10

【0029】

位置決めプロセッサ、および、画像プロセッサは、汎用コンピュータを用いて実行されてもよく、ここで説明する機能を遂行するソフトウェアにプログラムされる。ソフトウェアは例えば、電子的形態でネットワークを介してコンピュータにダウンロード可能であり、または代替的に、CD-ROMのような有形の記憶媒体でコンピュータに提供することができる。位置決めプロセッサ、および、画像プロセッサは、複数の個別のコンピュータ、または、単一のコンピュータを用いて実行されてもよく、あるいは、システム20の他の計算機能と一体化されてもよい。追加的または代替的に、少なくとも位置決めおよび画像処理機能のいくつかが専用のハードウェアを用いて遂行されてもよい。

20

【0030】

ここで図2を参照すると、システム20（図1）のさらに詳細なブロック図が示されている。前述のように、図2に示された機能ブロックに対応するオブジェクトを含むプロセッサおよびメモリを含む汎用または専用コンピュータとして、システム20の多くの構成要素が具現化されている。位置決めプロセッサ36は、心臓カテーテルの遠位先端部近傍に配置されて、場所の検出を行う場所センサに接続されている。

30

【0031】

トランスデューサ50（図1）を駆動する超音波ドライバ39は、超音波回路56と協働して二次元超音波画像を作成する。

40

【0032】

前述したように、電気的活性化マップを生成するためのマッピング回路58は、CARTO XP EP ナビゲーションおよびアブレーションシステムとして実現することができ、マッピング電極52（図1）からの信号を受信する。いくつかの実施形態では、マッピング回路58は、位置決めプロセッサ36と一体化されてもよい。

【0033】

画像プロセッサ60は、マッピング回路58、位置決めプロセッサ36、および、超音波回路56に接続されている。画像プロセッサ60は、三次元超音波画像の再構築を行い、超音波画像上の心臓における位相的特徴を自動的に識別するために特化されている。いくつかの実施形態において、画像プロセッサ60はオペレータの補助なしに、マッピング回路58による電気的活性化マップ上の位相的特徴の自動識別を強化することができる。画像プロセッサ60はまた、画像位置合わせ機能をも果たす。その動作はユーザー入力62によって成立する。その出力は、ディスプレイ64に送られる。

【0034】

動作

50

ここで図3を参照すると、本発明で開示される実施形態にしたがって、心臓の超音波画像における心臓の電気的活性化マップ情報を抽出して重ねる(overlaying)プロセスのフローチャートが示されている。最初のステップ66では、図1および図2に関する前述の器具類を使用し、マッピングカテーテルがよく知られた技術を用いることによって被検者の体内に導入される。

【0035】

次に、ステップ68で、マッピングカテーテルは心臓内部を進行し、電気的なデータが得られる。電気的活性化マップが、例えば、前述のCARTO XP EP ナビゲーションおよびアブレーションシステムを利用して生成される。

【0036】

次に、ステップ70で、ステップ68で挿入されたマッピングカテーテルは任意に引き出される。超音波画像化カテーテルが心臓内に導入され、少なくとも1つの超音波画像を取得する。超音波画像化カテーテル上の場所センサによって提供される位置情報は、超音波画像上の異なるポイントの座標を確立するため、位置決めサブシステムによって処理される。

【0037】

次に、ステップ72で、超音波画像は、電気的活性化マップ上に重畠され、この2つが位置合わせされる。これは前述の位置合わせ技術を用いて自動的に行われる。超音波カテーテルは、場所センサおよび超音波トランスデューサの両方を一体的に備えているので、このシステムは、適切なキャリブレーション後に、超音波画像上に映るいかなるポイントも、電気解剖学的マップ(CARTO三次元空間(CARTO 3D-space))の三次元空間のその対応するポイントと自動的に関連付けを行うことができる。画像の位置合わせは、典型的には、ステップ70で得た位置情報および超音波画像上の座標を用いた電気解剖学的マップの生成中に、座標を関係付けることによって確立される。前述の特許文献から解るように、形式的な解剖学的マーカー(external anatomic markers)は、2つの方式からのデータを結合する目的で、参照先の同じフレームを提供するために利用することができる。いくつかの出願において、超音波画像は、複数の二次元超音波画像から再構成された三次元の超音波画像である。

【0038】

最終ステップ74は、全般的に、心臓の房室(cardiac chambers)および解剖学的構造の特徴が超音波画像上で識別される、後処理のステップとして実行される。これらは視覚的表示、例えば、テキスト形式の指標によって、または、グラフィックス、例えば、異なる解剖学的構造、異なる陰影(shading)、もしくは、テクスチャーパターンに対応する領域の色差の利用によって、相互に識別および特徴付けが可能である。

【0039】

ここで図4を参照すると、本発明で開示された実施形態にしたがって、電気的活性化マップと位置合わせされた超音波画像上の解剖学的構造を識別する方法を説明するフローチャートが示されている。本質的に、図4は最終ステップ74(図3)の実行を説明している。

【0040】

最初のステップ76で、心臓の房室のリストがオペレータに表示され、オペレータはこのリストから任意の房室の組み合わせを選択することが可能である。

【0041】

次に、ステップ78で、オペレータはこのリストから心臓の房室の適切な組み合わせを選択し、識別可能な画像識別子、例えば色彩を利用して、各選択された房室を関連させる。代替的に、この画像識別子はシステムによって自動的に割り当ててもよい。

【0042】

次に、ステップ80で、プロセッサは全ての選択された房室における、超音波画像との共通部分(intersection)を計算する。このステップのために、超音波画像は心周期の都合のよい時点で同期される。

10

20

30

40

50

【0043】

次に、ステップ82で、ステップ78で選択された色彩は、ステップ80で計算された共通部分に適用される。これは、選択された房室の1つを横切る超音波の扇形状における各領域の、選択された色彩の半透明なオーバーレイ(overlay)を結果として生じる。ここで図5を参照すると、本発明で開示された実施形態にしたがって、ステップ82の実行において生成された例示的なオーバーレイが示されている。心臓の超音波画像は扇形状の放射線84として示されている。重畠部は右心房(RA)、左心房(LA)、および、大動脈を表す領域である。

【0044】

再度図4を参照すると、房室の名称および色彩に加え、大動脈のような脈管構造、電気的活性化マップ上で留意された対象の領域、カテーテルの場所、アブレーションのための候補領域を示すタグ、予め切除された領域、および、アブレーションを予定している線、を含む、ステップ82の超音波画像に、他の情報が重ねられて表示されてもよい。

【0045】

任意であるステップ86では、オーバーレイ上の房室および他の情報を識別するため、テキストラベルが付与される。これは自動的に行われる。その後、この処理手順は、最終ステップ88で終了する。このステップは、共通の電気的活性化マップを利用して、超音波カテーテルが心臓内を進行し、別の画像を取得する場合には、いつでも繰り返しが可能である。

【0046】

代替の実施形態

ここで図6を参照すると、本発明の代替的な実施形態にしたがって、患者の心臓の超音波画像を評価するためのシステムおよび方法を説明する、画像入りの図が示されている。図6に示されるように、異なる画像化方式が、参照する解剖学的情報のソース(sources of reference anatomic information)として、個別的もしくは様々な組み合わせで用いられる。電気解剖学的マップが生成されていない場合であっても、場所センサの利用は、ブロック90として示されるCARTO三次元空間を定義するために、これら全てに共通である。参照情報(reference information)のソースの1つは、ブロック92として示された電気解剖学的マップとしてもよい。前述のように、電気解剖学的マップを取得する場合、マッピングカテーテルの位置は、その場所センサ46(図1)によって生成された情報から常に知ることができる。追加的または代替的に、参照する解剖学的情報のソースは、ブロック94に示すCT画像またはMRI画像、ブロック96に示す三次元超音波画像、あるいは、これらの画像の組み合わせを含む。三次元超音波画像は、前述の米国特許第6,773,402号に開示された方法を用いて構成される。これらの方程式は例示として列挙されるが、限定するものではない。いくつかの応用では、他の方式で、参照する解剖学的情報、例えば様々な核医学の技術を提供することもあり得る。

【0047】

ブロック94および96の画像は、予め取得されるか、または、CARTO三次元空間を定義するデータと同時に取得することができる。いずれの場合でも、ブロック94および96の画像上のポイントは、CARTO三次元空間(ブロック90)内のポイントに自動的に変換される。医師が解釈する二次元超音波画像98は、ブロック100として示されるCARTO三次元空間内の変換された座標と位置合わせされる。これは、前述した位置合わせの方法の1つに基づいて、オーバーレイアルゴリズムを用いて遂行される。図4に関して前述したグラフィックスによる機能強化(graphical enhancement)の後、その結果が機能強化された画像102として表示され、解釈を行う医師は、対象となる構造を、自動的に識別される特徴に関係付けることができる。

【0048】

ここで図7を参照すると、本発明で開示された実施形態にしたがって、生体の心臓を画像化する方法のフローチャートが示されている。

【0049】

10

20

30

40

50

最初のステップ104で、心臓の少なくとも1つの参照画像を取得して、CARTO三次元空間を定義し、この参照画像をCARTO三次元空間に変換し、同期された二次元超音波画像を取得するため、図6に関して前述したシステムおよび方法が用いられる。

【0050】

次に、ステップ106で、オペレータまたは医師は、特定の房室の断面を典型的に表示する、同期された二次元超音波画像を見る。医師は、房室壁を描写するため、その画像に注釈を付ける。

【0051】

次に、ステップ108で、CARTO三次元空間を定義するために利用された、例えばCARTOなどのコンピュータシステムは、同期された超音波画像上のポイントを、CARTO三次元空間におけるポイントと関連付けを行う。CARTO三次元空間を定義するために用いられた超音波トランスデューサの位置および方向は、同期された画像が得られた瞬間に知ることができることが想起されるであろう。特に、コンピュータシステムは、医師により二次元超音波画像上に描かれた輪郭を、CARTO三次元空間における輪郭に描出することができる。ステップ110では、この三次元の輪郭は、CARTO三次元空間における房室壁を再構築するためにこの時点で利用可能である。基本的に、CARTO三次元空間は、同期された二次元超音波画像の空間的なメモリとしての役目を果たす。

【0052】

次に、最終ステップ112で、ステップ108で実施された再構成は、新しい超音波参照画像をいくつでも重ねられる。一般的に、CARTO三次元空間に入るなどの参照画像も、同期された二次元超音波画像上に重ねられることができる。

【0053】

当業者によって理解されるべきは、本発明が特別に示し前述の説明してきたものに限定されないことである。むしろ本発明の範囲は、これまで説明された多くの特徴における組み合わせおよび副次的な組み合わせだけでなく、前述の説明を読めば当業者が想到するような、従来技術にないバリエーションおよび変更の両方を含む。

【0054】

〔実施の態様〕

(1) 生体の心臓の画像を作成するためのコンピュータ支援された方法において、前記心臓内に少なくとも1つのプローブを導入するステップであって、前記プローブは、場所センサ(location sensor)を有する、ステップと、

三次元空間を定義するために、前記プローブで、前記心臓内の異なる場所(locations)の各空間座標を決定する、ステップと、

前記心臓の参照画像を取得するステップと、

前記参照画像の参照空間座標を定義するため、前記参照画像上のポイントを前記三次元空間内の対応するポイントに関係付けるステップと、

前記心臓の同期された超音波画像を取得するステップと、

前記超音波画像を前記三次元空間と位置合わせをするステップと、

前記参照空間座標を前記超音波画像の対応する座標と関係付けることによって、前記超音波画像上の特徴を自動的に識別するステップと、

を含む、方法。

(2) 実施態様1に記載の方法において、

前記参照画像は、電気解剖学的マップ(electro-anatomic map)である、方法。

(3) 実施態様1に記載の方法において、

前記参照画像は、三次元超音波画像である、方法。

(4) 実施態様1に記載の方法において、

前記参照画像は、磁気共鳴画像である、方法。

(5) 実施態様1に記載の方法において、

前記参照画像は、コンピュータ断層撮影画像である、方法。

【0055】

10

20

40

50

(6) 実施態様 1 に記載の方法において、

前記超音波画像は、二次元超音波画像である、方法。

(7) 実施態様 1 に記載の方法において、

特徴を自動的に識別する前記ステップは、個別の視覚的表示を前記特徴に適用するステップを含む、方法。

(8) 実施態様 7 に記載の方法において、

前記視覚的表示は、テキスト形式の指標である、方法。

(9) 実施態様 7 に記載の方法において、

前記視覚的表示は、グラフィックスである、方法。

(10) 生体の心臓の画像を作成するためのコンピュータ支援された方法において、 10

前記心臓内に少なくとも 1 つのプローブを導入するステップであって、前記プローブは、場所センサを有する、ステップと、

前記プローブで、前記心臓を通過する電気信号を前記心臓の異なる場所で測定して、前記場所の各空間座標を決定するステップと、

前記電気信号に応じて前記心臓の電気的活性化マップを生成するステップと、

前記心臓の超音波画像を取得するステップと、

前記電気的活性化マップを前記超音波画像と位置合わせするステップと、

前記位置合わせされた電気的活性化マップ上の空間マップ座標を前記超音波画像上の空間画像座標と関係付けることによって、前記超音波画像上の解剖学的構造を自動的に識別するステップと、 20

を含む、方法。

【 0 0 5 6 】

(11) 実施態様 10 に記載の方法において、

電気信号を測定する前記ステップ、および、超音波画像を取得する前記ステップは、正確に 1 本のプローブで行われる、方法。

(12) 実施態様 10 に記載の方法において、

電気信号を測定する前記ステップは、第 1 のプローブで行われ、

超音波画像を取得する前記ステップは、第 2 のプローブで行われる、

方法。

(13) 実施態様 10 に記載の方法において、 30

解剖学的構造を識別する前記ステップは、個別の視覚的表示を前記解剖学的構造に適用するステップを含む、方法。

(14) 実施態様 13 に記載の方法において、

前記視覚的表示は、テキスト形式の指標である、方法。

(15) 実施態様 13 に記載の方法において、

前記視覚的表示は、グラフィックスである、方法。

【 0 0 5 7 】

(16) 実施態様 10 に記載の方法において、

前記超音波画像は、同期された超音波画像 (gated ultrasound image) である、方法。

(17) 実施態様 10 に記載の方法において、 40

前記超音波画像は、三次元超音波画像である、方法。

(18) 実施態様 10 に記載の方法において、

前記超音波画像を予め取得された解剖学的画像と位置合わせするステップ、をさらに含む、方法。

(19) 生体の心臓の画像を作成するための画像化システムにおいて、

前記心臓内に挿入するように構成された少なくとも 1 つの細長いプローブであって、

場所センサ (location sensor)、

前記プローブが前記心臓内にある間に音響波を放出および受信するように動作する、少なくとも 1 つの音響トランスデューサ、および、

前記心臓を通過する電気信号を探知するための電気センサ、 50

を有する、プローブと、

前記場所センサから受信した場所信号 (location signals) に応じて、前記心臓内の前記プローブの位置座標を決定するための位置決めサブシステム (positioning subsystem) と、

第1の制御回路であって、前記位置決めサブシステムと協働して、前記電気信号を処理して前記心臓の電気的マップを生成し、前記電気的マップ上の特徴を識別し、前記特徴の各第1の位置を定義するための、第1の制御回路と、

第2の制御回路であって、前記位置決めサブシステムと協働して、前記心臓の音響画像を構成し、前記音響画像上の第2の位置を定義するように、前記音響トランスデューサからの信号を分析するための、第2の制御回路と、

前記音響画像を表示するように動作可能なモニタと、

前記電気的マップを前記音響画像と位置合わせするように動作可能な画像処理回路であって、前記画像処理回路は、前記位置合わせされた電気的マップ上の前記特徴を前記音響画像上の前記第2の位置と関係付けることによって、前記モニタ上の前記表示された音響画像上の前記心臓の解剖学的構造を識別するように動作可能である、画像処理回路と、

を含む、画像化システム。

(20) 実施態様19に記載の画像化システムにおいて、

前記画像処理回路は、個別の視覚的表示を前記識別された解剖学的構造に適用するよう動作可能である、画像化システム。

【0058】

(21) 実施態様20に記載の画像化システムにおいて、

前記視覚的表示は、テキスト形式の指標である、画像化システム。

(22) 実施態様20に記載の画像化システムにおいて、

前記視覚的表示は、グラフィックスである、画像化システム。

(23) 実施態様19に記載の画像化システムにおいて、

前記超音波画像は、同期された超音波画像である、画像化システム。

(24) 実施態様19に記載の画像化システムにおいて、

前記超音波画像は、三次元超音波画像である、画像化システム。

(25) 実施態様19に記載の画像化システムにおいて、

前記プローブは、第1のプローブ、および、第2のプローブを含み、

前記第1のプローブは、前記場所センサを有し、

前記第2のプローブは、前記少なくとも1つの音響トランスデューサを有する、画像化システム。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の詳細な実施形態にしたがって、患者の心臓を画像化およびマッピングするためのシステムを示す。

【図2】本発明の詳細な実施形態にしたがって、図1のシステムをさらに詳細に示すプロック図である。

【図3】本発明の詳細な実施形態にしたがって、心臓の電気的活性化マップの情報を抽出して心臓の超音波画像上に重ねるステップのフローチャートである。

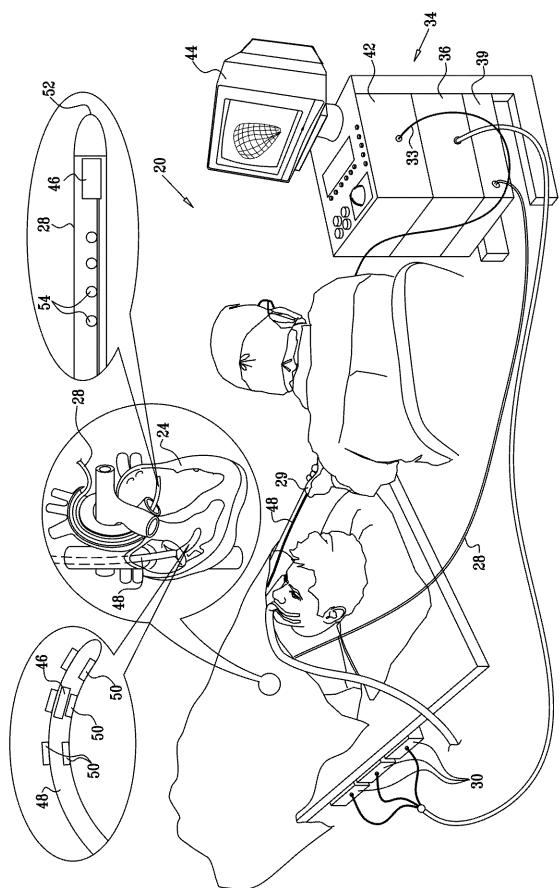
【図4】本発明の詳細な実施形態にしたがって、電気的活性化マップと位置合わせされている超音波画像上の解剖学的構造を識別する方法を示すフローチャートである。

【図5】本発明の詳細な実施形態にしたがって、図4に示す方法を用いて作成される例示的なオーバーレイである。

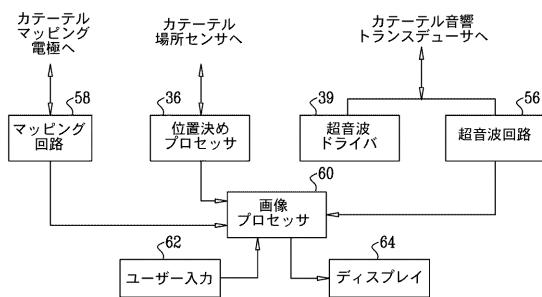
【図6】本発明の別の実施形態にしたがって、患者の心臓の超音波画像を評価するための構成を示す、画像入りの図 (composite pictorial diagram) である。

【図7】本発明の詳細な実施形態にしたがって、図6に示す構成を用いて生体の心臓を画像化する方法のフローチャートである。

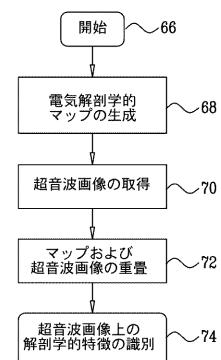
【図1】



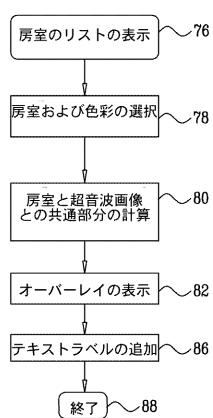
【図2】



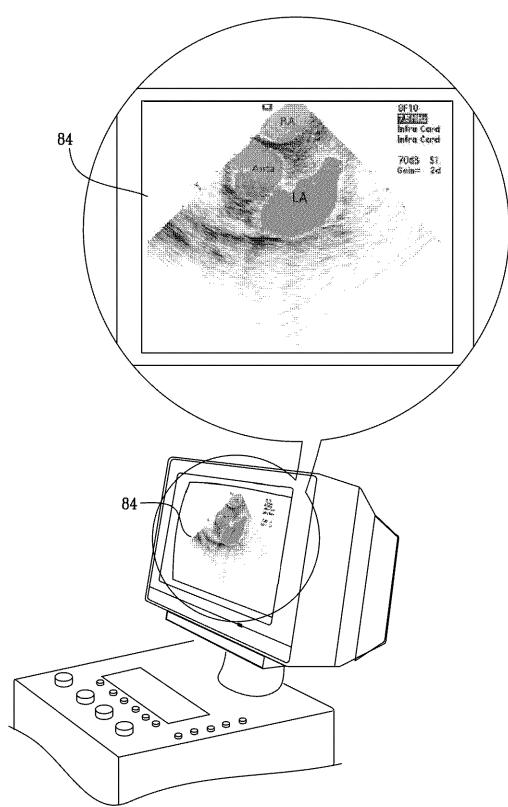
【図3】



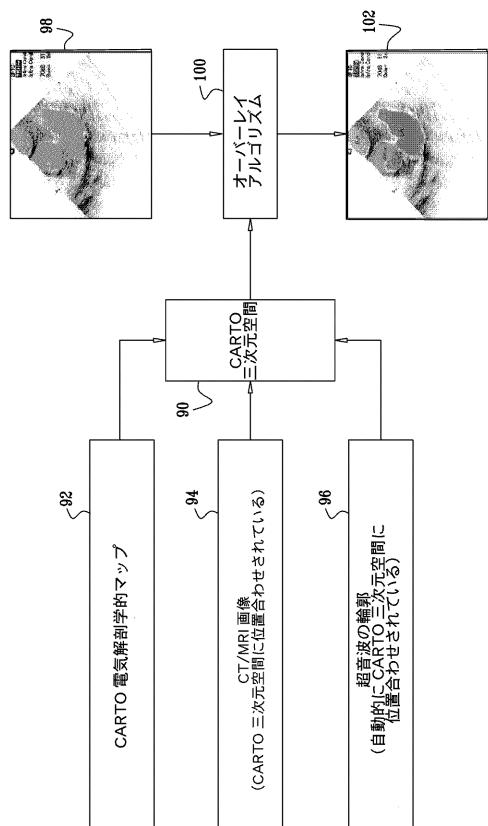
【図4】



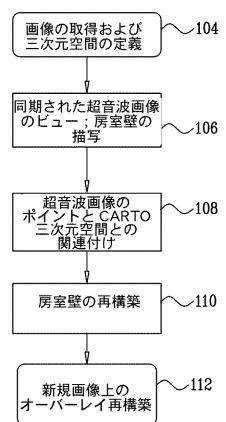
【図5】



【図6】



【図7】



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 ロイ・タル
イスラエル国、34984 ハイファ、カシュタン 2

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB23 DD15 DE18 EE09 FE03 FF08 JC20
JC25 KK02 KK12 KK24 KK31 KK36 KK40 LL33

【外國語明細書】

2007296362000001.pdf

专利名称(译)	功能增强的超声图像显示装置		
公开(公告)号	JP2007296362A	公开(公告)日	2007-11-15
申请号	JP2007121658	申请日	2007-05-02
[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	ロイタル		
发明人	ロイ・タル		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	G06T7/73 G06T7/32 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B8/15		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DE18 4C601/EE09 4C601/FE03 4C601/FF08 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/KK40 4C601/LL33		
优先权	11/417766 2006-05-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供图像显示，其可以解决通常显示为二维扇形图案的超声图像难以解释的问题。ŽSOLUTION：使用专门的心脏导管进行图像采集，基于先前生成的心脏电激活图，可以在超声图像上轻松识别心脏的特征。使用从导管中的位置传感器获得的信息，利用超声图像自动定位电激活图。在电激活图上可识别的特征（以点，标签，设计线和文本识别呈现）被投射到超声波风扇的平面中并覆盖在超声图像上，从而阐明在后者上可见的特征。Ž

