

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5764668号
(P5764668)

(45) 発行日 平成27年8月19日(2015.8.19)

(24) 登録日 平成27年6月19日(2015.6.19)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 21 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-546127 (P2013-546127)	(73) 特許権者	506257180
(86) (22) 出願日	平成23年9月13日 (2011.9.13)		セント・ジュード・メディカル・エイトリ
(65) 公表番号	特表2014-500127 (P2014-500127A)		アル・フィブリレーション・ディヴィジョン・インコーポレーテッド
(43) 公表日	平成26年1月9日 (2014.1.9)		アメリカ合衆国、55117-9913、
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/051446		ミネソタ州、セント・ポール、セント・ジュード・メディカル・ドライブ 1
(87) 国際公開番号	W02012/091764	(74) 代理人	110000110
(87) 国際公開日	平成24年7月5日 (2012.7.5)		特許業務法人快友国際特許事務所
審査請求日	平成25年8月8日 (2013.8.8)	(72) 発明者	ヒル アンソニー
(31) 優先権主張番号	12/978, 935		アメリカ合衆国、55407、ミネソタ州、ミネアポリス、16番 アベニューサウス 3601
(32) 優先日	平成22年12月27日 (2010.12.27)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波による物体の識別

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波映像中の物体を識別する方法であって、

カテーテルから受信された前記カテーテルの位置および向きを示す信号を使用して前記カテーテルの超音波情報を含む平面を決定し、かつ、2個以上の明瞭な物体をもつ3次元心臓モデル内に前記超音波情報を位置付ける工程であって、前記明瞭な物体の各々が固有の識別子をもつ工程と、

前記3次元心臓モデルの少なくとも一部を表示し、同時に、前記3次元心臓モデルから少なくとも1個の明瞭な物体を前記超音波情報の視覚表示内に表示する工程と、

前記超音波情報の前記視覚表示内において少なくとも1個の前記明瞭な物体を、前記3次元心臓モデル中の前記物体について与えられた前記識別子に対応する識別子を使用して識別する工程と、を含む超音波映像中の物体を識別する方法。

【請求項 2】

位置および向きを示す前記信号が、磁界に応答するコイルにより与えられる請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

位置および向きを示す前記信号が、電界に応答する電極により与えられる請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

少なくとも1個の明瞭な物体を前記超音波情報の視覚表示内に表示する工程が、

10

20

前記 3 次元心臓モデルと超音波情報を含む平面との間で一致する 2 次元境界情報を前記 3 次元心臓モデルから抽出することであって、前記 2 次元境界情報は前記 3 次元心臓モデルの少なくとも 1 個の明瞭な物体に対応する、ことと、

超音波情報の視覚表示および前記抽出された一致 2 次元境界情報を表す境界線を含む 2 次元拡大エコー映像を表示することと、を含む請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

物体が、前記 3 次元心臓モデルのボリュームメトリック領域であり、

前記 3 次元心臓モデルの 2 つ以上のボリュームメトリック領域のそれぞれが、着色されるかまたは固有の色識別子を与えられ、

前記超音波情報の前記表示内の前記少なくとも 1 個の明瞭な物体を識別する工程が、前記 3 次元心臓モデル内の前記ボリュームメトリック領域の前記色識別子に従って前記境界線を着色することを含む請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

さらに、前記拡大エコー映像および前記 3 次元心臓モデルの視覚化を総合表示に表示する工程を含む請求項 4 又は 5 に記載の方法。

【請求項 7】

物体が、前記 3 次元心臓モデルのボリュームメトリック領域、対象身体的部位を識別するマーカー、電気生理学的マーカー、またはカテーテル、電極、または磁界応答コイルの表示である請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

固有の識別子が、前記物体の特性に対応する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

固有の識別子が、色識別子を含む請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

固有の識別子が、テキスト・ラベルを含む請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記 3 次元心臓モデル内の少なくとも 1 つの物体が、前記超音波情報の前記視覚表示により指定される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記超音波情報の前記視覚表示により指定される前記物体が、前記 3 次元心臓モデル内で前記超音波の前記視覚表示中の前記物体に与えられた識別子を使用して識別される請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

超音波映像中の物体を識別するシステムであって、

超音波情報を与えるように構成されるカテーテルと、

表示装置と、

前記カテーテルから超音波情報を受信し、3 次元心臓モデルから 2 次元境界情報を抽出し、前記 2 次元境界情報を前記超音波情報の視覚化上に重ね合わせて拡大エコー映像を形成し、前記 3 次元心臓モデル内で与えられる識別子を使用して前記拡大エコー映像内において前記 2 次元境界情報を識別し、かつ、前記拡大エコー映像と前記 3 次元心臓モデルの少なくとも一部を前記表示装置上に同時に表示するように構成される処理装置と、を含む超音波映像中の物体を識別するシステム。

【請求項 14】

前記処理装置が、さらに、前記 3 次元心臓モデルを前記被験者の実際の生体構造に合わせるように構成される請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記処理装置が、さらに、前記カテーテルに関連する電極またはコイルにより与えられる位置情報に基づいて前記 3 次元心臓モデル内に前記カテーテルの表示を与えるように構

10

20

30

40

50

成される請求項 1 3 又は 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記 3 次元心臓モデル内で与えられる前記識別子が、明瞭な解剖学的構造にそれぞれ関連する 1 つ以上の色である請求項 1 3 ~ 1 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記処理装置が、さらに、前記 3 次元心臓モデルからの非構造的物体を前記超音波情報の前記視覚化上に重ね合わせるように構成される請求項 1 3 ~ 1 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記表示装置が、前記拡大エコー映像の前記表示経路で物体の表示を受信するように構成され、さらに、前記処理装置が指示された前記物体を前記 3 次元心臓モデル内に位置付けるように構成される請求項 1 3 ~ 1 7 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 1 9】

超音波映像中の物体を識別する方法であって、

カテーテルの位置および向きを使用して 3 次元心臓モデル内に 2 次元平面を定義する工程と、

前記 2 次元平面と一致する前記 3 次元心臓モデルの 1 個以上の物体を抽出する工程と、

前記 3 次元心臓モデル内に前記カテーテルの超音波情報を位置付ける工程と、

前記超音波情報および 1 個以上の抽出された物体を含む拡大エコー映像を組み立てる工程と、

前記拡大エコー映像内の 1 個以上の抽出された前記物体のそれぞれを、前記 3 次元心臓モデル内の前記物体に与えられた識別子を使用して識別する工程と、

表示装置上の同時表示のために前記拡大エコー映像および前記 3 次元心臓モデルの少なくとも一部を与える工程と、を含む超音波映像中の物体を識別する方法。

【請求項 2 0】

位置および向きの前記情報が、前記カテーテルの前記遠位端部分付近に位置する電極またはコイルから受け取られる請求項 1 9 に記載の方法。

【請求項 2 1】

1 個以上の抽出された前記物体が、前記 2 次元平面と一致する前記 3 次元心臓構造の前記壁を表す境界線であり、

前記拡大エコー映像内の前記境界線が、前記 3 次元心臓モデル内の前記生体構造に与えられたものと同一の色を使用して前記境界線を着色することにより識別される請求項 1 9 又は 2 0 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

関連出願の相互参照

本願は、2010年12月27に出願された米国特許出願第12/978,935号の利益及び優先権を主張するものであり、その内容は参照によって本明細書に組み込まれる。

【0 0 0 2】

本開示は、超音波映像中の解剖学的物体を自動的に識別する機器および方法を含むカテーテルの機器およびシステムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

電気生理学 (EP) カテーテルは、ますます多くの処置に関連して使用されている。かかるカテーテルは、たとえば、診断、治療、マッピング、およびアブレーション処置のために使用されてきた。カテーテルは、一般的に患者の脈管構造を経由して意図する場所、たとえば、患者の心臓内の場所に到達するように操作され、かつ、検知、マッピング、アブレーション、または診断処置において使用される 1 個以上の超音波変換器、位置センサ

10

20

30

40

50

、または電極を運ぶことができる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

超音波映像中の物体を識別する方法は、カテーテルから超音波情報を収集する工程と、その超音波情報を2個以上の明瞭な解剖学的物体をもつ3次元心臓モデルに位置付ける工程と、その心臓モデルからの少なくとも1個の明瞭な解剖学的物体を超音波情報の視覚表示内に表示する工程と、3次元心臓モデル中において当該物体に与えられた識別子を使用して超音波情報の視覚表示内のその少なくとも1個の明瞭な解剖学的物体を識別する工程とを含む。

10

【0005】

一実施形態では、超音波情報は、超音波情報の位置および向きを指示するカテーテル関連の位置センサからの信号を検知すること、および次にその信号を使用して超音波情報を3次元心臓モデル内に位置付けることにより3-D心臓モデルに位置合わせされる。一実施形態では、この位置センサは、電界に応答するように構成された電極または磁界に応答するコイルのいずれかとすることができる。

【0006】

一実施形態では、明瞭な解剖学的物体は、3次元心臓モデルからモデルと位置合わせされた超音波情報との間で一致する2次元境界情報を抽出し、続いて超音波情報の視覚表示を含む2次元拡張エコー映像を抽出された一致境界情報のオーバーレイとともに表示することにより、超音波情報の視覚表示内に表示することができる。この境界情報は、境界線として視覚化することができ、また、3-Dモデル内の特徴物に与えられたものと同一の識別子を使用して識別することができる。同様に、一実施形態では、電気生理学的マーカーまたは対象身体部位を示すマーカー、アブレーション損傷、カテーテル、電極、または磁気応答コイルを3次元心臓モデルから抽出し、超音波情報の視覚表示上に重ねることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】心臓構造の一般的表現をカテーテルと共に示す。

【図2a】位相配列カテーテルの表示を含むボリュメトリック心臓モデルの一般的表現である。

30

【図2b】位相配列超音波映像およびオーバーレイされた境界情報を含む拡大エコー映像の一般的表現である。

【図3a】半径方向走査カテーテルの表現を含むボリュメトリック心臓モデルの一般的表現である。

【図3b】半径方向走査超音波映像およびオーバーレイされた境界情報を含む拡大エコー映像の一般的表現である。

【図4a】位相配列カテーテル、電極、および対象部位の表現を含むボリュメトリック心臓モデルの一般的表現である。

【図4b】位相配列超音波映像およびオーバーレイされた境界情報、電極、および対象部位の表現を含む拡大エコー映像の一般的表現である。

40

【図5】超音波により特徴物を識別する方法を示すフロー・チャートである。

【図6】超音波により物体を識別するシステムを示す略図である。

【図7a】位相配列カテーテルの表現を含むボリュメトリック心臓モデルの表現である。

【図7b】位相配列超音波映像およびオーバーレイされた境界情報を含む拡大エコー映像の表現である。

【図8】図8は、ボリュメトリック心臓モデルの2つの図に加えて、位相配列超音波画像およびオーバーレイされた境界情報を含む拡大エコー映像を示す表示である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

50

同様な参照番号を使用して種々の図の同様または同一の構成要素を識別する図面を参照する。図 1 は、心臓構造 12 の一部分に配置されたカテーテル 10 を大まかに示す。図 1 において大まかに示されているように、カテーテル 10 は、たとえば、心臓構造 12 の右心房 14 に配置することができる。一実施形態では、カテーテル 10 は、超音波変換器 16 のような 1 個以上の超音波変換器を含み得る心臓エコー (ICE) カテーテルとすることができる。カテーテル 10 はさらに、その遠位端に配置され、カテーテル 10 の一部の位置および向きの両方を示す信号を与えるように構成される 1 個以上の位置検知器 18、20、22 を含むことができる。

【0009】

1 つの実施形態では、位置検出器 18、20、22 は、被験者の体内に送り込まれる電界に応答するように構成された電極（たとえば、リングタイプまたはスポット・タイプまたは部分的にマスクされる電極）とすることができる。かかる電極を使用して特定の場所のインピーダンスを検知し、かつ、代表的信号を外部コンピュータまたは処理装置に送ることができる。インピーダンス応用位置検知システムの例は、St. Jude Medical, Inc. of St. Paul, MN により商品化され、参照により本出願にその全体が含まれている「Method And Apparatus For Catheter Navigation And Location And Mapping In The Heart」と題する米国特許第 7,263,397 号明細書において記述されている EnSite NavX (商標) System である。

【0010】

一実施形態では、1 個以上の位置検知器 18、20、22 は、カテーテル 10 の上またはその中に配置される金属製コイルとし、かつ、被験者の体内に送り込まれる磁界に応答するように構成することができる。複数のコイルを別々の軸上において方向付けることができる。かかるコイルは、特定の場所における磁界の強さを検知し、かつ、代表的信号を外部コンピュータまたは処理装置に送ることができる。磁気応用位置検知システムの例は、St. Jude Medical, Inc. によりイスラエル国ハイファのその事業部 MediGuide Inc. を通じてナビゲーションのために開発され、参照により本出願にその全体が含まれている「Medical Imaging and Navigation System」と題する米国特許第 7,386,339 号明細書において概して示され、かつ、記述されている Medical Positioning System (gMPS) である。この位置検出システムは、1 個以上の磁気コイルと 1 個以上の電極の組み合わせとすることもできる。

【0011】

超音波変換器 16 は、超音波信号を隣接組織および流体を通して外に放射するように構成することができる。かつさらに、かかる組織および流体から超音波エコーを受け取ることができる。一実施形態では、超音波変換器 16 は、単方向位相配列超音波変換器とすることができる。かかる変換器は、超音波エネルギーをカテーテルの一方の側からカテーテルの長手方向軸に沿った 2 次元平面に放射するように構成できる。別の実施形態では、超音波変換器 16 は、超音波エネルギーをカテーテルから半径方向外側に放射するように構成され、かつ、さらにカテーテルの円周の周りに 360 度まで回転するように構成される半径方向走査超音波変換器とすることができる。

【0012】

このシステムは、さらに、処理装置 24 および表示装置 26 を含むことができる。この処理装置は、いくつかある処理タスクの中でも、カテーテルの遠位端部分に関連する 1 個以上の位置センサ（たとえば、位置センサ 18、20、22）からの位置および/または向きの信号を受け取るように構成されること、1 個以上の超音波変換器（たとえば、超音波変換器 16）から超音波情報を受け取ること、心臓構造の 3 次元ポリュメトリック・モデルを維持すること、および種々の表示を表示装置 26 に与えることができる。

【0013】

図 2 a および 3 a は、両方とも、処理装置 26 に与えられているかまたはそれにより維

10

20

30

40

50

持される例示的な 3 次元心臓モデル 30 を示す。図 2 a および 3 a に示した心臓モデル 30 は、説明のために単純化されている。しかし、実際には、心臓モデル 30 は、より複雑化し、かつ / または実際の心臓構造 12 を表すようにすることもできる。一実施形態では、心臓モデル 30 は、無視できるほど薄い代表的シェルを使用して実際の心臓構造の壁を表すことができる。別の実施形態では、この壁は、実際の心臓組織を表す目に見える厚さをもつことができる。心臓モデル 30 は、標準コンピュータ表示装置などの表示装置 26 を使用して直ちにユーザーに表示することができる。

【0014】

一実施形態では、3 次元モデル 30 は、患者の心臓構造 12 のコンピュータ断層撮影法 (CT) 走査により得られる 2 次元スライス・データから構築されるセグメント化モデルとすることができる。別の実施形態では、3 - D 心臓モデル 30 は、2 次元磁気共鳴映像法 (MRI) スライス・データから構築することができる。このスライス・データは、たとえば、St. Jude Medical, Inc により商品化されている EnSite Verismo (商標) Segmentation Tool などのコンピュータ化ツールを使用して自動的にセグメント化 3 - D モデルに組み立てることができる。さらに別の実施形態では、この 3 - D モデルは、回転式血管造影法から作成することができる。さらに別の実施形態では、この 3 - D モデルは、心臓の内部でカテーテルを移動し、次にその運動を EnSite (商標) NavX System などの 3 - D マッピング・システムにより監視することにより直接作成することができる。記録された運動を観察することにより、3 - D シェルを最も外側の部位に当てはめることができる。

【0015】

心臓モデル 30 は、このモデルの座標空間 (たとえば、直交座標空間) 内において画定される 1 個以上の識別可能物体を含むことができる。一実施形態では、この 1 個以上の物体は、構造的および非構造的物体を含むことができる。このモデルのポリュメトリック領域などの構造的物体 (たとえば、構造 32、34、36) は、右心房、左心房、右心室、左心室、大動脈、肺静脈、および / または肺動脈などの被験者の心臓構造の特定の部分を表すことができる。心臓モデル 30 内に含まれ得るその他の非構造的物体は、たとえば、対象の解剖学的部位 / 領域 (たとえば、肺動脈心門または洞房 (SA) 結節)、対象非解剖学的物体 (たとえば、カテーテルまたは電極)、および医師によりモデル内に配置されたその他のラベルまたはマーカー (たとえば、意図アブレーション場所、損傷マーカー、識別ラベル) を含む。

【0016】

各識別可能物体は、同様に、物体の一部分または物体全体としての特性を定義する 1 個以上の特性を有することができる。一実施形態では、これらの特性は、物体全体、たとえば 1 つの物体を他から区別するために使用し得る数値的物体識別子に結びつけることができる。別案として、これらの特性は、場所固有であり得る。たとえば、ただそれのみにより当該物体の単一の部位または部分の特徴を定義することができる。これらの場所固有の特性は、たとえば、当該ポリュメトリック構造上の部位における心臓組織の興奮伝達時間または電気記録図振幅、特定の電極と隣接組織との間の電氣的結合 (当該特定電極において与えられる) の程度、特定の電極と心臓構造との間の距離の程度、または当該ポリュメトリック構造上の特定の部位におけるアブレーションのエネルギーまたは時間の程度を含み得る。心臓モデル 30 内の各部位 (P) が 3 次元において物理的に定義される一実施形態では、この部位は、たとえば、等式 1 により示される配列により表すことができる。ただし、(x, y, z) は 3 次元における部位の位置を表し、(C1, C2, . . . , Cn) は当該場所における 1 つ以上の特性を表す。同様な定義は、物体全体および物体定義特性について存在し得る。

$$P = [x, y, z, C1, C2, . . . , Cn] \quad \text{等式 1}$$

【0017】

心臓モデル 30 内において、各物体は、明瞭な表示色またはテキスト・ラベルの使用により別々に識別され得る。一実施形態では、各識別子は、それぞれの当該物体の数値的識

別子特性に一意的に結びつけることができる。たとえば、しかし限定することなく、心臓モデル 30 の表示内において、構造 32 に赤色の陰影を施し、構造 34 に青色の陰影を施し、構造 36 に灰色の陰影を施すことができる。別の方法として、構造 32 はテキスト・ラベル「右心房」または「R A」により、構造 34 はテキスト・ラベル「肺動脈」または「P A」により、構造 36 はテキスト・ラベル「大動脈」または「A o」により、それぞれ識別することができる。同様に、その他の識別可能物体は、他の固有の色および/またはテキスト・ラベルにより識別することができる。

【0018】

物体固有の特性により識別する代わりに、心臓モデル 30 内の各物体は、複数の部位における特性の大きさまたは性質を示す複数の色などの場所固有の特性により表すことができる。たとえば、ただし限定することなく、ポリュメトリック構造上のあらゆる部位の色は、各部位における心臓組織の興奮伝達時間を反映することができる（たとえば、心臓組織の電気生理学マップにより）。かかる実施形態では、色のスペクトルを使用して一連の時間値を表すことができる。この場合、たとえば、濃い赤い色はより長い興奮伝達時間を反映し、かつ、濃い青い色はより短い興奮伝達時間を反映し得る。

【0019】

心臓モデル 30 が C T または M R I などの別の映像診断法を使用して作成される場合、モデル 30 は、1 個以上の位置検出器（たとえば、位置検出器 18、20、22）をもつ位置検出システムを使用して実際の心臓構造 12 に位置合わせすることができる。モデルが位置決めシステムの使用により直接作成される場合、モデル 30 の実際の心臓構造 12 への位置合わせは不要とするかまたは間接的とすることができる。一実施形態では、心臓モデルの位置合わせは、カテーテル 10 を一連の既知の場所経由で移動することおよび各場所の位置を記録することにより行うことができる。このシステムは、記録された位置を関連 3 - D 心臓モデル 30 内の同様な位置に相関させ、かつ、それに応じて心臓モデル 30 の回転、オフセット、および/または拡張を調整することができる。一実施形態では、医師は、かかる処置に関する個人的経験を使用し、または蛍光透視法などのリアルタイム映像の助けによりカテーテルを既知の位置へ操作することができる。一実施形態では、医師は、St. Jude Medical, Inc. により商品化された EnSite Fusion（商標）Registration Tool などの動的位置合わせツールを使用して心臓モデル 30 と実際の心臓構造 12 との間の位置合わせを行い得る。

【0020】

心臓モデル 30 が実際の心臓構造 12 に位置合わせされた後（明示的にまたは間接的に）、システムは、カテーテル 38 の表現を心臓モデル 30 内に組み込むことができる。カテーテルの表現 38 は、実際のカテーテル 10 の位置および向きに基づいてモデル 30 内において位置付けおよび方向付けされ得る。さらに、1 個以上の位置センサ（たとえば、位置センサ 18、20、22）と超音波変換器 16 との間の物理的関係を理解することにより、システムは、2 - D 超音波発散の正確な位置および向きを導くことができる。この位置的関係の情報により、システムは、次に、対応する 2 次元超音波映像 40、42 を心臓モデル 30 内で、たとえば、図 2 a および 3 a に示すように、位置付けることができる。3 - D 心臓モデル 30 内に表示された超音波映像 40、42 は、変換器 16 により取得された超音波情報を表すことができ、かつ、たとえば、必要に応じて、高い音圧反射率をもつ組織をそれに応じて高い輝度の単色で表示し得る。

【0021】

図 2 a は、超音波変換器 16 が位相配列超音波変換器である実施形態を示す。大まかに示されているように、超音波映像 40 は、カテーテル表現 38 の一部分から指向的に投射されている。図 3 a は、超音波変換器 16 が半径方向走査超音波変換器である実施形態を示している。図 3 a に大まかに示されているように、超音波映像 42 は、カテーテル 38 から半径方向にカテーテル 38 の軸にほぼ垂直になるように投射されている。

【0022】

2 次元超音波映像 40、42 が心臓モデル 30 内に位置付けられた後、この映像を使用

10

20

30

40

50

してモデル・スライス平面を一般的に定義することができる。本出願において使用されているように、このモデル・スライス平面は、3次元モデル空間内に位置する2次元平面とすることができる。それは、2次元超音波画像40、42を含み、かつ、さらにカテーテル38の表現および心臓モデル30の一部と交差する。

【0023】

このシステムは、超音波映像の平面内に存在するモデル情報を抽出するためにモデル・スライス平面を使用することができる。一実施形態では、モデル・スライス平面と心臓モデルの交差は、この平面内の心臓構造の壁を表す一連の境界線を作成し得る。図2bおよび3bに大まかに示すように、次に境界情報50を超音波情報52、54の独立視覚化の上に重ね合わせて拡大エコー映像56、58を作成することができる。

10

【0024】

図2bに大まかに示した位相配列超音波変換器を使用する一実施形態では、拡大エコー映像56は、図2aに描かれている構造32に対応する第1境界マーカ60を包含し得る。同様に第2境界マーカ62は構造34に、また、第3境界マーカ64は構造36に対応し得る。

【0025】

図3bにおいて大まかに示した半径方向走査超音波変換器を使用する実施形態では、拡大エコー映像58は、図3aにおいて描かれている構造32に対応できる第1境界マーカ66を包含することができ、また、第2境界マーカ68は構造36に対応し得る。超音波平面（および、従ってモデル・スライス平面）は構造34と交差しないので（図3aに示すように）、それは、拡大エコー映像58内に表現されない。

20

【0026】

超音波映像の平面内における構造的物体の識別に加えて、このシステムは、図4aおよび4bに大まかに示すように、モデル・スライス平面の所与誤差内に位置するその他の非構造的物体を抽出するように構成することもできる。前述したように、かかる他の物体は、心臓構造内の対象とする身体的部位または領域（たとえば、SA結節および/または肺心門）を識別するマーカ、処置固有のものを識別する電気生理学的マーカ（たとえば、アブレーション損傷マーカおよび/または特定の電気生理学的特性をもつ組織を示すマーカ）またはカテーテル、電極または磁気応答コイルの表現を含み得る。

【0027】

30

図4aは、心臓モデル内のその他の非構造的物体（すなわち、カテーテル電極70、72、およびマーカ74）の識別を含む一般化された3-D心臓モデル30を示す。上述したように、2次元超音波画像40は、心臓モデル30内に位置を占めることができ、かつ、モデル・スライス平面を一般的に定義するために使用できる。このシステムは、超音波映像の平面内の解剖学的構造を識別するためにモデル・スライス平面を使用することができる。また、このシステムは、このモデルを観察し、かつ、モデル・スライス平面の所定誤差内に存在するその他の非構造的物体を抽出することができる。モデル・スライス平面外に位置する特徴物は、オーバーレイおよび拡大エコー映像56を構築するために、この平面に直交的に投影させることができる。図4bに示すように、このモデル内のカテーテル電極70は、拡大エコー映像内の電極80として表示することができる。同様に、電極72は電極82として、マーカ74はマーカ84として表示することができる。

40

【0028】

拡大エコー映像（たとえば、拡大エコー映像56、58）中に表現される物体の医師またはその他の医療専門家による迅速な識別を助けるために、このシステムは、指示の下にまたは自動的に、心臓モデル30中の当該物体のために用意されているものと同一または同様な固有の識別子を使用して拡大エコー映像中の各物体（たとえば、図2b中の構造60、62、64）を識別することができる。次に図2aおよび2bを参照する。たとえば、構造32が赤色の陰影を施された場合、拡大エコー映像56内の対応する境界マーカ60は、同じ（または同様な）赤色を使用して表示することができる。同様に、構造34が青色の陰影を施された場合、対応する境界マーカ62は、同様な青色を使用して表示

50

することができる。また、構造 36 が緑色であった場合、境界マーカー 64 は、同様な緑色を使用して表示することができる。別の実施形態では、心臓モデル 30 内の 1 個以上の物体がその物体の大きさおよび / または種々の特性の性質を反映するように着色される場合、モデル・スライス平面の所与の誤差におけるまたはその範囲内の各物体の色を拡大エコー映像内の当該物体の表現に反映することができる。

【0029】

テキスト・ラベルを使用して心臓モデル 30 内の特定の物体を一意的に識別する場合、同一のテキスト・ラベル（またはその短縮形）を拡大エコー映像 56、58 内で使用してその物体の対応する表現を識別することができる。色および / またはテキスト・ラベルの使用によるかかる識別は、モデルのボリュームトリック領域などの構造的物体と損傷マーカー、電極、またはその他の対象部位などの非構造的物体の両方について等しく使用することができる。

10

【0030】

図 5 は、超音波映像中の物体を自動的に識別する方法の実施形態のフロー・チャートを大まかに示す。ステップ 100 において、システムは、心臓エコー（ICE）カテーテルなどのカテーテルから超音波情報を収集する。かかる情報は、たとえば、被験者の心臓中のカテーテルの遠位端付近にまたはそこに配置される半径方向走査超音波変換器からまたは位相配列超音波変換器から到来し得る。受信した情報は、2 次元映像中に可視化することができる。この場合、高い音圧反射率をもつ組織は、たとえば、それに応じた高い輝度の単色で表示し得る。

20

【0031】

ステップ 102 において、収集された超音波情報を被験者の心臓構造の 3 - D モデル内に配置する。一実施形態では、超音波情報を配置することは、モデル内の超音波変換器の表現の位置および向きを識別して、この表現が被験者の実際の心臓構造内の実際の変換器の位置および向きを反映するようにすることを含み得る（St. Jude Medical, Inc. により商品化された Ensite NavX（商標）System などの位置決めシステムにより認識され得るように）。モデル内における変換器表現を正確に位置決めすることにより、システムは、3 - D モデル内の 2 - D 超音波映像投影を同様に位置決めすることができる。身体的患者についてリアルタイム位置決めシステムを使用してモデルが作成された実施形態またはモデルが事前にカテーテル位置決めシステムに位置合わせされている実施形態では、明示的な位置合わせは必須ではないであろう。しかし、心臓モデルが術式とは別に作成されたかまたは別の映像手段（たとえば、CT または MRI）を使用して作成された場合には、モデルをカテーテル位置決めシステムに明示的に位置合わせする（またはその逆に位置合わせする）必要がある。

30

【0032】

心臓モデルと位置決めシステムとの間の明示的な位置合わせが必要な場合、システムは、たとえば、モデルを拡張および / または回転して心臓構造に整列させる剛体位置合わせ技法を使用 / 採用することができる。別案として、St. Jude Medical, Inc. p により商品化された Ensite Fusion（商標）Registration Tool などの動的な位置合わせツールの使用により位置合わせを行うこともできる。モデルが被験者の心臓構造に位置合わせされた後（明示的または間接的に）、位置決めシステムを使用して超音波情報の原点および向きを心臓構造内に配置し、かつ、達成された位置合わせを使用してモデル内に配置することができる。

40

【0033】

一実施形態では、モデルは、ボリュームトリック領域またはその他の対象のものなどの複数の構造的または非構造的物体を含むことができる。この場合、各物体は、明瞭な色および / またはテキスト・ラベルなどの別々の識別子を使用してモデル内で識別され得る。ステップ 104 において、超音波情報の平面と一致する物体は、3 - D 心臓モデルから抽出され得る。かかる物体は、一定の心臓構造物の壁を画定する境界情報を含むことまたは平面の所与誤差内に位置するその他の医師関心対象非構造的物体を含むことができる。ステ

50

ステップ106において、抽出された物体は、2-D超音波情報の独立視覚化の上に重ね合わせることができる。このオーバーレイは、超音波のみの場合より明瞭に識別された構造的境界線または特徴物の識別を与える合成映像をもたらす得る。

【0034】

最後に、ステップ108において、3-Dモデルに関連する特定の対応物体のために使用されたものと同一または類似の識別子を使用して、合成映像中の重ね合わされた物体を識別することができる。たとえば、特定の色を使用して特定の解剖学的構造が識別された場合、合成映像の対応境界線は、同じ色を使用して識別される。同様に、モデルにおいて特定のテキスト・ラベルまたは記号が使用された場合、同じラベルまたは記号が合成映像において使用される。

10

【0035】

図6は、超音波映像中の物体を識別するシステムの略図である。図示のように、このシステムは、超音波情報110を投影することおよび受け取ることができるICEカテーテルなどのカテーテル10を含み得る。超音波情報110は、たとえば、位相配列超音波変換器または半径方向走査超音波変換器を使用して送信/受信することができる。カテーテル10の遠位部分は、さらに位置および向きを含む外部信号を受信するように構成される1個以上の位置センサ112をもつように構成することができる。1個以上の位置センサは、たとえば、EnSite NavX(商標)Systemなどにより外部的に生成された電界を監視するように構成される電極を含むかまたはMedical Positioning System(gMPS)などにより外部的に生成される磁界を監視するよう

20

【0036】

一実施形態では、カテーテル10は、超音波情報110を2-Dエコー映像システム114に与えることができる。エコー映像システム114は、受信した超音波情報をモニタ118に表示され得る超音波映像116に変換するように構成することができる。

【0037】

カテーテル10は、同様に1個以上の位置センサ112のそれぞれからの信号を位置検知システム120に与えることができる。この位置検知システムは、カテーテル10の遠位部分の位置および向きを導き出すように構成され得る。位置検知システム120は、カテーテル10の3D位置および向き(自由度6まで)を可視化処理装置122に与えるように構成し得る。後者は、心臓構造の3Dモデル124を維持することができる。3Dモデル124は、複数の物体126を含むことができ、各物体は、当該物体126の特徴または当該物体126内の部位の特徴を定義する1つ以上の特性128をもち得る。一実施形態では、可視化処理装置122は、カテーテル10の遠位部分の与えられた位置および向きを使用してカテーテルの表現を心臓構造の3Dモデル124内に位置付けることができる。

30

【0038】

一実施形態では、エコー映像システム114は、超音波情報の表現も可視化システム122に与えることができる。カテーテル10の遠位部分の位置および向きを使用して、可視化処理装置122は、超音波情報の表現をモデル124内に位置付けることができる。

40

【0039】

可視化処理装置122は、3Dモデル124の表現を表示装置130に与えるように構成することができる。この表現は、維持されている3Dモデルの表示(心臓構造132を含む)を含むことができ、かつ、さらにモデル内の超音波情報の位置付けられた表現(たとえば、超音波映像134)を含むことができる。

【0040】

視覚化処理装置122は、さらにエコー・オーバーレイ副処理装置136を含み得る。この副処理装置は、可視化処理装置122が超音波情報の平面内(または平面の指定誤差内)の物体を抽出し、オーバーレイ映像138を生成することを可能にし得る。エコー・オーバーレイ副処理装置は、さらにモニタ118上で超音波映像116とのオーバーレイ

50

映像 1 3 8 を表示するように構成することができる。このオーバーレイを生成するとき、エコー・オーバーレイ副処理装置 1 3 6 は、各物体 1 2 6 とその物体に関するいずれかの特性 1 2 8 との間の既存関係を維持するように構成し得る。かかる関係を維持することにより、オーバーレイ 1 3 8 内の物体は、表示装置 1 3 0 上の 3 D モデル 1 2 4 の表現中の場合と同様な方法により（たとえば、特定の色またはテキスト参照により）一意に識別することができる。

【 0 0 4 1 】

さらに図 6 に示すように、このシステムによりユーザー 1 4 0 は、3 D モデル 1 3 0 の表示または拡大エコー映像 1 1 8 の表示の両方と相互作用してユーザーの対象特徴物を標識することができる。一実施形態では、ユーザー 1 4 0 は、ラベル、マーカーまたはその他のかかるタグの使用によりいずれの映像内の部位も識別することができる。これらの物体は、たとえば、損傷部位または構造的異常点を識別することにおいて有益たり得る。

【 0 0 4 2 】

一実施形態では、ユーザーはマーカーなどの非構造的物体を生成することができるが、それは、いずれかの映像中の当該マーカーの意図位置を選択することにより行われる。マーカーが映像中に設定された後、視覚化処理装置は、その位置座標を当該映像から 3 D モデル 1 2 4 に物体 1 2 6 として転送することができる。カテーテル 1 0 が続いて動かされて超音波情報 1 1 0 の平面がもはや設定物体を含まないようになった場合、その物体は拡大エコー表示装置 1 1 8 から消滅する（3 D モデル表示 1 3 0 中では依然として見えるが）。超音波平面が設定部位を含む位置および／または向きに戻った場合、当該物体はこの平面の他の物体と同様にオーバーレイ 1 3 8 経由で表示され得る。

【 0 0 4 3 】

一実施形態では、2 - D エコー映像システム 1 1 4、位置検知システム 1 2 0、および視覚化処理装置 1 2 2 は、たとえば、電氣的または R F 手段により互いに通信するすべて別々の構成要素とすることができる。別の実施形態では、これらのシステムまたは処理装置のいずれか 2 つ以上を単一の汎用コンピュータ内に常駐させ得る。これらのシステムおよび／または処理装置のこれらの物理的關係は、本発明の範囲を限定するものと解釈すべきではない。

【 0 0 4 4 】

図 7 a は、被験者の心臓構造の C T または M R I スライスから組み立て得るより複雑なセグメント化心臓モデル 2 0 0 を示す。図示されているように、モデル 2 0 0 は、右心房 2 0 2、左心房 2 0 4、大動脈 2 0 6、および肺動脈 2 0 8 を示す。一実施形態では、モデル 2 0 0 内の種々の構造は、明瞭な色を使用して識別され得る。たとえば、右心房 2 0 2 は青色とし、左心房 2 0 4 はベージュ色とし、大動脈 2 0 6 はマジェンタ色とし、肺動脈 2 0 8 は赤色とすることができる。

【 0 0 4 5 】

カテーテル 2 1 0 の表現は、さらに心臓のモデル 2 0 0 内において位置付けし、かつ、被験者内の実際カテーテルの検知された位置に従って位置付けし、かつ、向きを与えることができる。図示されているように、カテーテル表現 2 1 0 は、実際のカテーテルにより受信される超音波情報 2 1 2 の 2 - D 視覚化を投射することができる。表示される場合、超音波映像 2 1 2 に対し、被験者内の実際のカテーテルの検知された位置および向きに従って、3 - D モデル内において同様に向きを与えることができる。超音波映像 2 1 2 は、被験者内の密度の高い組織を表すコントラストの弱い部分（たとえば、領域 2 1 4）を少なくとも 1 つ含むことができる。

【 0 0 4 6 】

図 7 b に示すように、図 5 a からの超音波映像 2 1 2 は、モデル 2 0 0 から独立に表示することができる。超音波映像 2 1 2 は、同様に被験者内の音圧反射率の高い組織を表すコントラストの弱い部分を少なくとも 1 つ（たとえば、領域 2 1 4）含むことができる。さらに、境界情報、またはモデル 2 0 0 内に存在する超音波映像 2 1 2 の平面と一致するその他の物体をモデル 2 0 0 から抽出し、超音波映像 2 1 2 上に重ね合わせて拡大エコー

映像 220 を形成することができる。かかる境界情報は、右心房 222、左心房 224、大動脈 226、および肺動脈 228 に属するものとして識別可能な境界線を含むことができる。

【0047】

拡大エコー映像 220 内において、種々のその他の構造的物体も、心臓モデルに関連して与えられる同一または同様な識別子を使用して識別することができる。たとえば、図 5b に示すように、右心房 222 を表す境界線は、モデル 200 における右心房 202 について使用された色と一致する青色に着色することができる。同様に、左心房境界線 224 はベージュ色に、大動脈境界線 226 はマゼンタ色に、肺動脈線 228 は赤色に着色できる。

10

【0048】

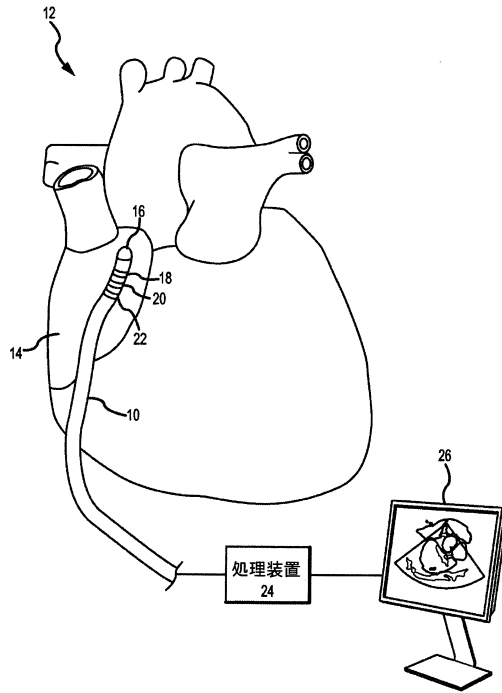
図 8 に示すように、心臓モデル 200 の種々の図（たとえば、図 240、242）は、拡大エコー映像 220 およびその他の極めて重要な情報 244 とともに単一の総合表示環境 246 に表示することができる。

【0049】

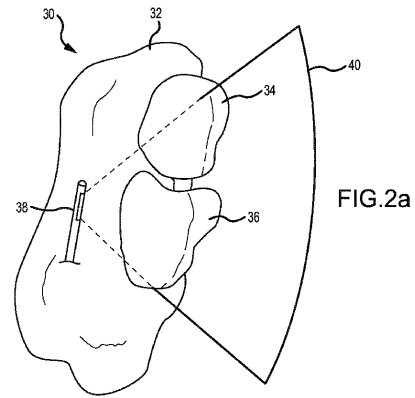
本開示の幾つかの実施形態をある程度の特殊性と共に上記において説明してきたが、当業者は、本発明の範囲を逸脱すること無く、開示される実施形態に多くの変更を加えることができるであろう。全ての方向に関する指示（例えば、プラス、マイナス、上部、下部、上向き、下向き、左、右、左向き、右向き、最上部、底部、より上方に、より下方に、垂直の、水平の、時計回り、反時計回り）は、読者の本発明についての理解を助けるべく、識別する目的で使用されているに過ぎず、特に本発明の位置、方向、又は、使用に関して制限を与えるものではない。結合に関する指示（例えば、取り付けられる、連結される、接続されるなど）は、広義に解釈されるべきであり、要素の接続部と、要素の間の相対的な動きと、の間の中間メンバーを含んでいる場合がある。その様に、結合に関する指示は、2つの要素が直接的に接続されている及び互いに固定した関係にあることを必ずしも推定しているものではない。上記の説明に含まれる又は添付図面に示される全ての内容は、制限的なものとしてではなく、単に例示的なものとして解釈されるべきである。添付の特許請求の範囲で定義されている本発明から逸脱すること無く、細部又は構造に変更を加えることができる。

20

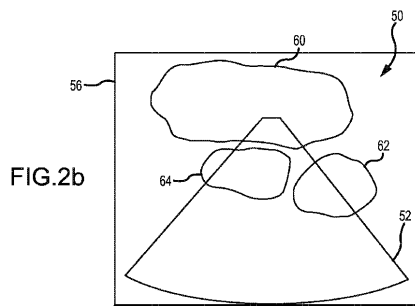
【図 1】



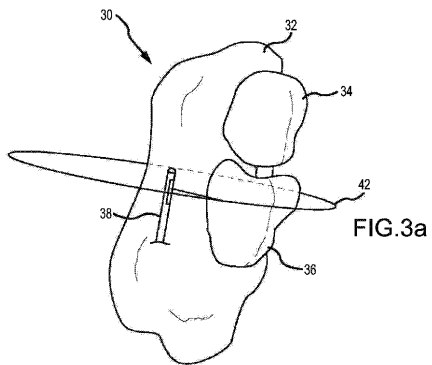
【図 2 a】



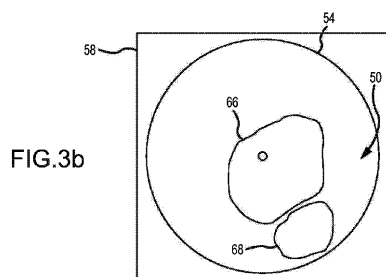
【図 2 b】



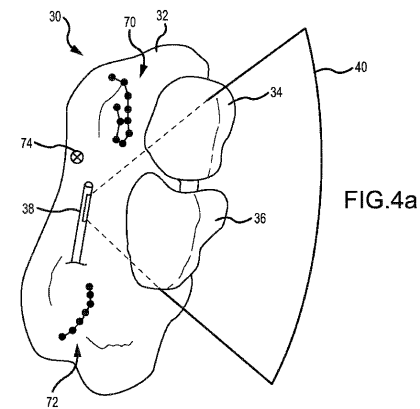
【図 3 a】



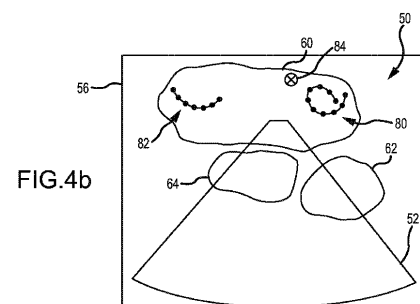
【図 3 b】



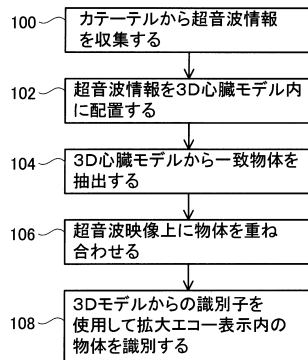
【図 4 a】



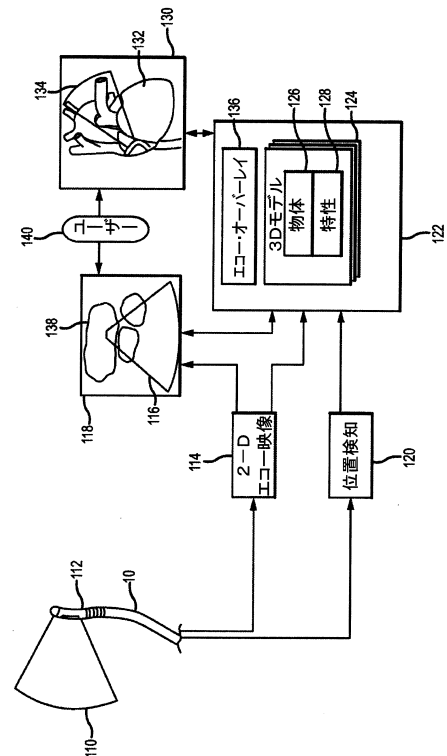
【図 4 b】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 a 】

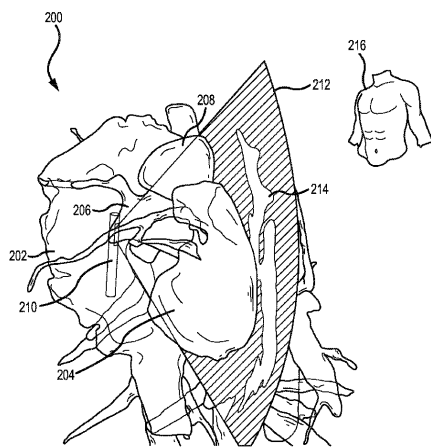


FIG.7a

【 図 7 b 】

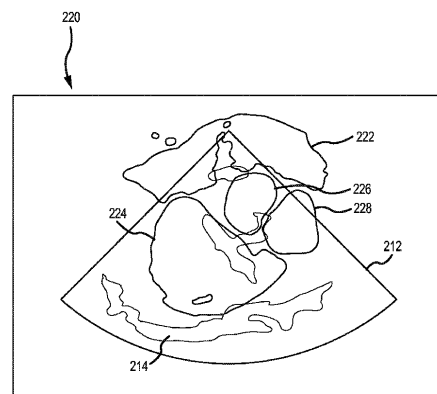
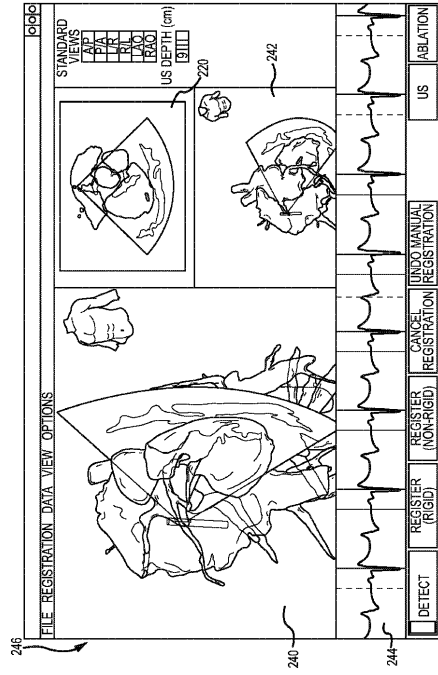


FIG.7b

【 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 デノ ディー . カーティス
アメリカ合衆国、 5 5 3 0 4、 ミネソタ州、 アンドーバー、 1 3 7 番 レーン ノースウエ
スト 4 0 9
- (72)発明者 エーケン ロバート ディー .
アメリカ合衆国、 5 5 0 8 2、 ミネソタ州、 スティルウォーター、 ミナール レーン ノ
ース 7 6 4 0
- (72)発明者 チョン ホア
アメリカ合衆国、 1 5 2 1 7、 ペンシルベニア州、 ビッツバーグ、 クロンビー ストリート
6 3 2 2
- (72)発明者 クダス マーク
アメリカ合衆国、 1 1 1 0 2、 ニューヨーク州、 アストリア、 3 ジー番、 2 7 番 ストリー
ト 2 7 - 3 7

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 9 6 3 6 2 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 5 0 8 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 0 5 3 6 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 6 1 6 1 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	通过超声识别物体		
公开(公告)号	JP5764668B2	公开(公告)日	2015-08-19
申请号	JP2013546127	申请日	2011-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗八现实，除颤科公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗八现实，除颤科公司		
[标]发明人	ヒルアンソニー デノディーカーティス エーケンロバートディー チョンホア クダスマーク		
发明人	ヒル アンソニー デノ ディー. カーティス エーケン ロバート ディー. チョン ホア クダス マーク		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
优先权	12/978,935 2010-12-27 US		
其他公开文献	JP2014500127A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 一种用于识别超声图像中的对象的设备和方法，该方法包括以下步骤： 从导管10获取超声信息；以及将三维心脏模型30与两个或更多个不同的解剖对象叠加从心脏模型30显示声学信息52,54；在超声信息52,54的视觉显示中显示来自心脏模型30的至少一个不同的解剖学对象；超声信息52,54的视觉显示并且使用在三维心脏模型中给予对象的标识符来识别三维心脏模型内的至少一个不同的解剖对象。 点域6	(21) 出願番号 特願2013-546127 (P2013-546127) (86) (22) 出願日 平成23年9月13日 (2011. 9. 13) (65) 公表番号 特表2014-500127 (P2014-500127A) (43) 公表日 平成26年1月9日 (2014. 1. 9) (86) 国際出願番号 PCT/US2011/051446 (87) 国際公開番号 WO2012/091764 (87) 国際公開日 平成24年7月5日 (2012. 7. 5) 審査請求日 平成25年8月8日 (2013. 8. 8) (31) 優先権主張番号 12/978, 935 (32) 優先日 平成22年12月27日 (2010. 12. 27) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(73) 特許権者 506257180 セント・ジュード・メディカル・エイトリ アル・フィブリレーション・デバイス ン・インコーポレーテッド アメリカ合衆国、55117-9913、 ミネソタ州、セント・ポール、セント・ジ ュード・メディカル・ドライブ 1 (74) 代理人 110000110 特許業務法人快友国際特許事務所 (72) 発明者 ヒル アンソニー アメリカ合衆国、55407、ミネソタ 州、 ミネアポリス、16番 アベニュー サウス 3601 最終頁に続く
---	---	--