

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-501156
(P2014-501156A)

(43) 公表日 平成26年1月20日(2014.1.20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2013-547466 (P2013-547466)
(86) (22) 出願日 平成23年10月18日 (2011.10.18)
(85) 翻訳文提出日 平成25年8月9日 (2013.8.9)
(86) 国際出願番号 PCT/US2011/056635
(87) 国際公開番号 W02012/091784
(87) 国際公開日 平成24年7月5日 (2012.7.5)
(31) 優先権主張番号 12/983, 013
(32) 優先日 平成22年12月31日 (2010.12.31)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506257180
セント・ジュード・メディカル・エイトリ
アル・フィブレーション・ディヴィジョン
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

(54) 【発明の名称】 心内エコー・カテーテル画像における心臓内の機器および構造の自動識別

(57) 【要約】

心内エコー検査画像 1 2 中に電極視覚化要素を表示するように構成される心内画像化システム 1 0 であって、この電極視覚化要素は、画像 1 2 の平面の直近に存在する心内電極を表す。システム 1 0 は、さらに、モデル化組織構造を変更するために自動セグメント化によりシェル要素 3 6 が生成されたときに、心内エコー検査画像 1 2 中に具体化されている組織構造の横断面を視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステム 2 0 内にモデル化することを可能にする。

【選択図】 図 1

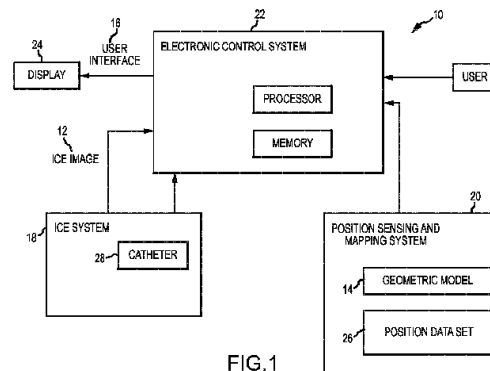


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

視覚化およびモデル化システムであって、

心内エコー検査画像（ICE画像）を作成するように構成される心内エコー・カテーテルを備える超音波エコー画像化システムと、

体腔の幾何学的モデルを生成し、かつ、前記心内エコー・カテーテルの前記幾何学的モデル内に第1位置および前記体腔内の医療機器のセンサの前記幾何学的モデル内に第2位置を生成するように構成される視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムと、

前記ICE画像、前記幾何学的モデル、前記第1位置および前記第2位置を受け取るように構成される電子制御システム（ECS）と、を含んでおり、

前記ECSは、さらに、前記幾何学的モデル内の前記ICE画像を前記第1位置に方向づけ、かつ、方向づけられた前記ICE画像が前記第2位置と交差したときに合成画像を生成するように構成される視覚化およびモデル化システム。

【請求項 2】

前記合成画像が前記ICE画像上に配置されるセンサ視覚化を含む請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記ECSと通信するように構成される表示装置をさらに含み、

前記ECSはさらに、前記合成画像を含むユーザー・インターフェースを生成するように構成される請求項2に記載のシステム。

【請求項 4】

前記ユーザー・インターフェースがさらに、前記幾何学的モデルの2次元表現を含む請求項3に記載のシステム。

【請求項 5】

前記2次元表現が、ICE画像体積枠を含む請求項4に記載のシステム。

【請求項 6】

前記ECSがさらに、前記幾何学的モデル中に置かれた前記ICE画像が前記第2位置から閾値距離内にあるときに、合成画像を生成するように構成される請求項2に記載のシステム。

【請求項 7】

前記閾値距離が、前記ECSにより前もって決定される請求項6に記載のシステム。

【請求項 8】

前記閾値距離が、ユーザーにより調整され得る請求項6に記載のシステム。

【請求項 9】

前記視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムが、複数のセンサ位置およびセンサ関連付けを含む位置データ・セットを生成するように構成され、前記複数のセンサ位置のそれぞれは、前記幾何学的モデル内の医療機器のセンサの位置に対応し、

前記合成画像が、前記第1位置から閾値距離内の位置を有する前記位置データ・セットの各要素の前記位置および関連付けを示すセンサ視覚化を含む請求項1に記載のシステム。

【請求項 10】

前記センサ視覚化が、前記センサ関連付けを少なくとも2つのセンサ位置を結ぶ線として示す請求項9に記載のシステム。

【請求項 11】

視覚化およびモデル化システムであって、

心内エコー・カテーテル（ICEカテーテル）を備え、2次元心内エコー検査画像（ICE画像）を生成するように構成される超音波エコー画像化システムと、

幾何学的モデルを生成し、かつ、前記幾何学的モデル内の前記ICEカテーテルの位置および向きを決定するように構成される視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムと、

10

20

30

40

50

前記幾何学的モデル内の前記 I C E 画像を位置づけし、かつ、シェル要素を生成する自動セグメント化ルーチンを実行するように構成される電子制御システム (E C S) であって、前記電子制御ユニットは、さらに前記シェル要素を前記幾何学的モデルに変換するように構成される電子制御システム (E C S) と、を含む視覚化およびモデル化システム。

【請求項 1 2】

前記幾何学的モデルがさらに、複数の画定された解剖学的境界を有するように構成され、

前記自動セグメント化ルーチンが、前記複数の画定された解剖学的境界の少なくとも 1 つにより部分的に境界づけられるシェル要素を生成するように構成される請求項 1 1 に記載のシステム。

10

【請求項 1 3】

前記自動セグメント化ルーチンが、

前記画定された解剖学的境界内に含まれる前記 I C E 画像の一部分から 1 つの暗い画素を選択するステップと、

ボイド・グループを作成するステップであって、前記ボイド・グループに、選択された前記暗い画素の 1 つに隣接するすべての暗い画素または前記ボイド・グループ内の別の暗い画素を加えることによって作成するステップと、

シェル要素を作成するステップと、を含む請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

シェル要素を作成する前記ステップが、前記ボイド・グループの外周画素を選択するステップを含む請求項 1 3 に記載のシステム。

20

【請求項 1 5】

前記 E C S がさらに、前記幾何学的モデルを修正して前記シェル要素を取り入れるように構成される請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

体腔の幾何学的モデルを高度化する方法であって、

心臓の幾何学的モデルを得るステップと、

心内エコー検査画像 (I C E 画像) を得るステップと、

前記幾何学的モデル中の前記 I C E 画像の位置付けおよび方向付けを行うステップと、

前記 I C E 画像をセグメント化してシェル要素を作成するステップと、

前記シェル要素を前記幾何学的モデルに変換するステップと、を含む体腔の幾何学的モデルを高度化する方法。

30

【請求項 1 7】

前記幾何学的モデルを変更して前記シェル要素を取り入れるステップをさらに含む請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記幾何学的モデルから前記 I C E 画像内に画定された解剖学的境界を表示するステップをさらに含む請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記幾何学的モデルが、予めセグメント化された心腔を含み、

前記画定された解剖学的境界は、前記予めセグメント化された心腔の境界を含む請求項 1 8 に記載の方法。

40

【請求項 2 0】

前記 I C E 画像のセグメント化が、

前記画定された解剖学的境界内に含まれている前記 I C E 画像の一部分から 1 つの暗い画素を選択するステップと、

ボイド・グループを作成するステップであって、前記選択された暗い画素の 1 つに隣接するすべての暗い画素または前記ボイド・グループ内の別の暗い画素を加えることによって作成するステップと、

前記ボイド・グループの外周画素からシェル要素を作成するステップと、を含む請求項

50

16に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本願は、2010年12月31に出願された米国特許出願第12/983,013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。

【0002】

本発明は、医療画像化および生理学的モデル化に関し、具体的には本発明は、1つの画像化またはモデル化モダリティにおける機器および構造の識別と追跡および別個の画像化またはモデル化モダリティにおける当該情報の同時表示に関する。

10

【背景技術】

【0003】

医療における種々の画像化モダリティの普及が患者の生理に関する価値ある情報を臨床医に与えていることは、よく知られている。しかし、すべての画像化モダリティは、画像結果に不確実性をもたらす一種の誤差に悩まされている。医療画像の有用性をさらに制限するものは、画像が脈絡を与える識別可能な目印を含まない場合における画像内容の解釈の難しさである。体内の画像を位置づける目印がない場合、画像の内容の用途は、限られてしまう可能性が高い。

20

【0004】

心内エコー（「ICE」）カテーテルが心臓構造の画像および場合によっては他の心臓カテーテルの画像を与えることは、よく知られている。心内電極上に存在する金属電極は、エコー源性が非常に高く、特に、カテーテルのシャフトがエコー平面と軸方向に整列していないか、またはカテーテルのシャフトがエコー・ビームの平面内にあり、かつ、それに対して垂直の方向を向いている場合にエコー画像中に強い痕跡を与える。しかし、エコー画像中の別の心臓カテーテルの視覚識別は、しばしば、ICEカテーテルを位置づけるのに十分でなく、かつ、ICEエコー画像と電界または磁界モデル化により生成された幾何学的モデルとの正確な組み合わせを可能にしない。

【0005】

一般的に使用されている別の画像化モダリティは、電界または磁界を利用して幾何学的モデルを生成する3次元マッピングである。この幾何学的モデルは、次に静的基準電極を基準にして構築される。基準電極は、局所的な不快感などから生ずる患者の自主的移動および呼吸のような不随意的移動のマッピング機器による補正を可能とし、それにより安定度のより高いモデルを作成する。しかし、ナビゲーション電界の均一性または等方性は保証されず、したがってこれらの幾何学的モデルには一般的に歪みという問題がある。ICEカテーテルおよびそれにより作成される画像の位置特定をさらに複雑化するのは、エコー画像が一般的に理想からの回転と並進両方の偏差に悩まされることが報告されているように、エコー画像が、しばしば、理想的なエコー平面を表現しないという事実である。

30

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前述の理由から、より有益な画像を臨床医に与える3次元心臓モデルとICEカテーテル画像の組み合わせが必要である。単一の画像モダリティにより可能なものに比べて患者の生理のより完全な表現を与えるために画像データを組み合わせ得ることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この目的のために、本発明は、ICEエコー画像中における生理学的視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステム内において追跡される電気生理学処置（「EP」）機器の表示を可能にする。さらに、本発明は、ICEエコー画像情報を利用して幾何学的モ

50

デルを精緻化するために、VNMシステムの幾何学的モデル内において定義される構造または表面とICEエコー画像との組み合わせを可能にする。

【0008】

ICEエコー画像内において追跡されるEP機器の表示は、臨床医によるICEカテテルとその他のEP機器両方のより容易なナビゲーションを可能にする。視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムにより維持される幾何学モデル内のICEカテテルの位置が既知である場合、追跡されるEP機器は、ICEエコー平面に対するその位置の計算を可能にする。それにより、エコー平面内のかまたはそれに十分近い場所にある被追跡EP機器はいずれも、ICE画像中において種々の視覚識別子により表示され得る。

【0009】

ICEエコー画像化情報と幾何学的モデルからの構造との組み合わせは、臨床医による物理的特徴物の位置および構造の検証ならびに幾何学的モデル中の誤差の確認を可能にする。幾何学的モデルからICEエコー画像の中に部分的表示を投影することにより、幾何学的モデル内で不一致を確認・補正することができ、したがってより正確なモデルを作成することができる。ICE画像に投影された幾何学的モデルからの特徴物の形状は、当該特徴物のエコー平面横断面を計算し、かつ、その横断面境界をICE画像内に表示することにより作成する。続いてその横断面境界内のICE画像の部分をセグメント化して組織構造をボイドから分離することができ、かつ、次にボイドの境界を幾何学的モデル内で表示することができる。複数のセグメント化されたエコー平面形状を組み合わせることにより、心腔のより完全なモデルが得られる。セグメント化された心腔境界を使用して幾何学的モデルの局部的変形または変化を作成することもできる。

【0010】

本発明の前述のおよびその他の側面、特徴、詳細、有用性および利点は、以下の明細書および請求項を読むことならびに添付図面の参照から明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、例示的構成におけるシステムの種々の構成要素の相互関係を大まかに示すブロック・ダイアグラムである。

【図2】図2は、変換された心内エコー画像をエコー画像の直近に位置を占める電極に対して示す幾何学的モデルの2次元表現を大まかに示す。

【図3】図3は、本開示の心内エコー画像体積枠の例示的实施形態を示す幾何学的モデルの2次元表現を大まかに示す。

【図4】図4は、本開示に従って電極視覚化が表示された心内エコー画像を示すユーザー・インターフェースの例示的实施形態を示す。

【図5】図5は、本開示に従って電極視覚化および視覚識別子が表示された心内エコー画像を示すユーザー・インターフェースの例示的实施形態を示す。

【図6】図6は、本開示に従って解剖学的境界基準が表示された心内エコー画像を示すユーザー・インターフェースの例示的实施形態を示す。

【図7】図7は、本開示による自動セグメント化アルゴリズムの例示的实施形態の図解を示す。

【図8】図8は、心内エコー画像からのシェル要素および本開示に従って幾何学的モデル内に表示されたシェル・モデルを示すユーザー・インターフェースの例示的实施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、同様な参照番号を使用して異なる図の同じ構成要素を識別している図面を参照する。図1は、心内エコー検査画像12(ICE画像)内に心臓の幾何学的モデル14内に存在する機器を表示し、かつ、ICE画像12を自動的にセグメント化して1つ以上のシェル要素36を生成するように構成されているシステム10の例示的实施形態を示している。システム10はさらに、ICE画像12および幾何学的モデル14を表示するユーザ

10

20

30

40

50

ー・インターフェース 16 を生成するとともにシステム 10 の制御および動作を指示するユーザー入力を受信するように構成されている。

【0013】

本開示の一実施形態によるシステム 10 は、心内エコー画像システム 18 (ICE システム)、視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステム 20 (「VNM」システム)、電子制御システム (ECS) 22、および表示装置 24 を含んでいる。ECS 22 は、ICE システム 18 により作成される ICE 画像 12 を受け取るように構成することができ、また、ECS 22 は、さらに、VNM システム 20 から心臓の幾何学的モデル 14 および位置データ・セット 26 を取得するように構成することができる。ECS 22 は、さらに、位置データ・セット 26 を使用することにより幾何学的モデル 14 内の ICE 画像 24 の位置および向きを決定し、かつ、ICE 画像 12 を含むユーザー・インターフェース 16 を作成し、位置データ・セット 26 から電極をそこに示されている ICE 画像 12 の直近に配置するように構成することができる。ECS 22 はさらに、幾何学的モデル 14 内における補充および表示のために、自動セグメント化ルーチンを実行して ICE 画像 12 から 1 つ以上のシェル要素 36 を生成するように構成される。

10

【0014】

ICE カテーテル 28 は、VNM システム 20 に応答して ICE カテーテル 28、したがって ICE 画像 12 の幾何学的モデル 14 内における位置および向きの決定を可能にするように構成される複数の電極 30 またはその他のセンサを含むことができる。ICE カテーテル 28 は、VNM システム 20 により生成される電界または磁界に応答する 3 個以上の位置センサを含むことができる。これらのセンサは、VNM システム 20 により検知されたときに ICE 画像平面の位置および向きを定義するように配置される。かかる ICE カテーテル 28 の例は、2010 年 12 月 31 日に提出され、参照によりあたかも本出願に完全に記載されているかのように本出願に全体が含まれている「INTRACARD IAC IMAGING SYSTEM UTILIZING A MULTIPURPOSE CATHETER」と題する同時係属米国特許出願第 12/982,968 号明細書において記述されている。

20

【0015】

図 2 に示されているように、ICE システム 18 は、表示装置 24 上のユーザー・インターフェース 16 内に表示され得る ICE 画像 12 を作成するように構成することができる。ICE 画像 12 は、一般的に扇形であり、ICE カテーテル 28 により送出・受信された超音波エネルギーの平面内に位置する物体を示す。ICE 画像 12 は、組織構造によるグレー・スケール画像とし、カテーテルおよびその他の高密度物体を白色により表示する一方、画像の暗い部分により流体で満たされた空洞空間を表すことが多い。物質のエコー源性が高いほど (たとえば、高密度)、その表示が高輝度で画像 12 に表示される。

30

【0016】

ECS 22 は、VNM システム 20 に電氣的に結合される (すなわち、有線または無線により)。後者のシステムは、身体構造の幾何学的モデル 14 を生成するように構成され、かつ、それを維持することができる。VNM システム 20 は、さらにセンサ装備医療機器の位置決めを決定し (すなわち、位置および向き (P&O) を決定し)、かつ、電極 30 のような被検知医療機器センサの幾何学的モデル 14 内の位置のリストを構成要素としてもつ位置データ・セット 26 の一環として医療機器の位置を追跡するように構成することができる。VNM システム 20 は、さらに、ユーザーが幾何学的モデル 14 内の特徴物を識別すること、および識別された特徴物に関する位置および識別ラベルのようなその他の情報を位置データ・セット 26 内に含めることを可能にするように構成し得る。例示であるが、識別される特徴物は、アブレーション損傷マーカまたは心臓弁のような解剖学的特徴物を含むことができる。位置データ・セット 26 内の要素 (すなわち、検知された電極および/または識別された特徴物) は、追跡された要素と考えられる。かかる機能は、より大きな視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステム、たとえば、St. Jude Medical, Inc. から商業的に入手できる NavX (商標) ソフトウェア

40

50

アの1つのバージョンを実行するENSITE VELOCITY(商標)システム(Hauckほかに与えられ、本出願の共同譲受人により所有されており、参照により本出願に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号明細書の参照により一般的に閲覧できる)の一部として設けることもできる。VNMシステム20は、この技術において一般的に知られている従来装置、たとえば、上述のENSITE VELOCITY(商標)システムまたは空間におけるカテーテルの位置付け/ナビゲーション(および視覚化)のためのその他の既知技術(それは、たとえば、以下に列挙するものを含む)を含むことができる: Biosense Webster, Inc.のCARTO 10視覚化および位置システム(たとえば、参照により本出願に全体が含まれている「SYSTEM FOR DETERMINING THE LOCATION AND ORIENTATION OF AN INVASIVE MEDICAL INSTRUMENT」と題する米国特許第6,690,963号明細書により例示されている)、Northern Digital Inc.のAURORA(登録商標)システム、MediGuide Ltd. of Haifa, Israelからの技術(現在St. Jude Medical, Inc.により所有されている)に基づくgMPSシステム(たとえば、参照によりいずれも本出願に全体が含まれている米国特許第7,386,339号明細書、および第7,197,354号明細書および第6,233,476号明細書により例示されている)などの磁界応用位置決めシステム、またはBiosense Webster, Inc.のCARTO 3視覚化および位置システム(たとえば、参照により両方とも本出願に全体が含まれている米国特許第7,536,218号明細書および第7,848,789号明細書により例示されている)などのハイブリッド磁界-インピーダンス応用システム。一部の位置付け、ナビゲーションおよび/または視覚化システムは、カテーテルの位置および/または向きを示す信号を生成するセンサの提供を含むことができ、かつ、NavXソフトウェアを実行するENSITE(商標)VELOCITY(商標)システムなどのインピーダンス応用位置付けシステムの場合にたとえば1個以上の電極(これらの電極は、場合によってはすでに存在しうる)、または、別の方法として、たとえば、上述したMediGuide Ltd.の技術を使用するgMPSシステムなどの磁界応用位置決定システムの場合に低強度磁界の1つ以上の特徴を検知するように構成された1個以上のコイル(すなわち、巻線)を含むことができる。

【0017】

上述した例示的VNMシステム20は、それぞれ、体腔の幾何学的モデル14を維持するが、心臓構造の幾何学的モデルを作成するための容認可能な代替マッピング機器は、磁気共鳴画像法(MR)およびx線コンピュータ断層撮影法(CT)を含む。

【0018】

上記において開示した電気-インピーダンス、磁界、ハイブリッド磁界-インピーダンス応用システムのそれぞれは、VNMシステム20として動作することができ、かつ、依然として本開示の範囲および精神の中にあるが、以下で考察するVNMシステムは、特に別段の指示を行わない限り、明瞭性および説明の便宜上、インピーダンス応用システムとする。

【0019】

ECS22は、情報格納に適するメモリまたはその他のコンピュータ読み取り可能媒体(メモリ)と通信する処理装置をもつプログラム制御電子制御装置(ECU)を含むことができる。本開示に関して、ECS22は、とりわけ、システム10に電氣的に接続されている1個以上のユーザー入力機器からユーザー入力を受信し、かつ、ユーザー・インターフェース16の表示を指示するコマンド(すなわち、表示コマンド)をシステム10の表示装置24に発行するように構成される。ECS22は、ICE画像12ならびに幾何学的モデル14および位置データ・セット26の取得を容易にするためにICE画像化システム18およびVNMシステム20と通信するように構成することができる。ICE画

像化システム 18 と VNM システム 20 間の通信は、一実施形態では、通信ネットワーク（たとえば、ローカル・エリア・ネットワークまたはインターネット）またはデータ・バスにより実現され得る。

【0020】

VNM システム 20、ICE システム 18 および ECS 22 は別々に示されているが、1 つ以上の計算機能の統合により、(i) ICE システム 18 の種々の制御機能および画像情報機能、および (ii) VNM システム 20 の幾何学的モデル化および位置追跡機能の両方を実行する ECS 22 を含むシステムをもたらし、かつ、1 つ以上の電極視覚化または視覚識別子を ICE 画像 12 に適用し、また、自動セグメント化ルーチンを実行して 1 個以上のシェル要素を生成するように ECS 22 が構成される実施形態に限定することとする。しかし、他の例示的実施形態では、ECS 22 は、ICE カテーテル 28 により生成された信号から ICE 画像 12 を生成し、かつ、VNM システム 20 の電界または磁界に応答する体腔内の電極 30 により生成された応答信号から幾何学的モデル 14 を生成するように構成することができることは明らかである。この構成は、依然として本開示の精神および範囲内にある。

10

【0021】

図 3 において示されているように、ECS 22 は、ユーザー・インターフェース 16 内に幾何学的モデル 14 の 2 次元表現を生成・表示することができる。この 2 次元表現は、位置データ・セット 26 内の追跡された各電極 30 または識別された特徴物を表示することができる。ECS 22 は、位置データ・セット 26 から ICE 画像 12 の平面の位置および向きを定義する電極 30 に対応するデータを使用して、幾何学的モデル 14 内の ICE 画像 12 を位置特定し、かつ、表示し、また、適切な場合、ICE 画像 12 を 2 次元表現の一部として表示することができる。追跡された電極 30 は、位置データ・セット 26 中のそれに対応する位置データのほかに、電極識別子、医療機器またはその他の電極との関連、および色などの補充情報をもつことができる。図 3 は、モデル 14 内に位置する ICE 画像 12 および小さな着色球として現れている追跡された数個の電極 30 をもつ幾何学的モデル 14 の 2 次元表現を示す。

20

【0022】

代替的一実施形態では、幾何学的モデル 14 の 2 次元表現は、ICE 画像 12 内で決定される体積の近似を示す ICE 画像体積 31 を含み得る。図 3 に示されているように、2 次元 ICE 画像 12 は、奥行きをもたない完全平面として幾何学的モデル 14 中に投影され得る。しかし、ICE 画像は、完全平面を表していない。ICE カテーテルは、一般的に面外直後の狭い角から超音波エネルギーを受け取ることができ、やや面外のエネルギーを面内エネルギーから区別できないからである。その結果は、一般的に完全平面として示される薄い体積の空間を表す 2 次元 ICE 画像である。ICE カテーテルは、一般的に、ある角度の両端の面外エネルギーを受け取るので、ある物体が理想的平面から隔たりながら、なおかつ、ICE 画像内に現れ得る距離は、ICE カテーテルからの距離に比例して増大する。図 3 に示される実施形態では、ICE 画像体積 31 は、ICE 画像 12 内において決定される体積の外部境界の近似を示す。ICE 画像体積 31 は、物体が ICE 画像 12 内に出現する理由または出現しない理由あるいはその時期をユーザーが理解するのに役立つ。代替的実施形態では、ECS 22 は、ICE 画像体積 31 を幾何学的モデル 14 の 2 次元表現から隠すかまたは移動させるよう指示するユーザーからの入力を受け取るように構成することができる。

30

40

【0023】

追跡される電極 30 またはその他の追跡される特徴物を ICE 画像 12 内の幾何学的モデル 14 内の位置データ・セット 26 から表示することは、幾何学的モデル 14 内の ICE カテーテル 28 の位置を決定し、それにより ICE 画像 12 の位置を決定すること、追跡される電極 30 またはその他の追跡される特徴物が ICE 画像 12 により交差されるか否か決定すること、および、交差される各電極 30 の電極視覚化 32 または交差されるそ

50

の他の被追跡特徴物の視覚識別子 33 を I C E 画像 1 2 中に投影することにより達成できる。この実施形態は、図 4 および 5 に示されている。

【 0 0 2 4 】

本開示に準拠する代替的实施形態では、I C E 画像 1 2 直近の電極 30 は、I C E 画像 1 2 中において電極視覚化 32 により表現することもできる。表示のための I C E 画像 1 2 への接近閾値は E C S 2 2 の論理により事前に決定され得るが、代替的实施形態では、ユーザーにより調整され得る。その他の追跡される特徴物の視覚識別子 33 は、I C E 画像 1 2 のためにさらなる脈絡を与えるために、追跡される特徴物の I C E 画像 1 2 への接近性に関係なく I C E 画像 1 2 中に投影され得る。

【 0 0 2 5 】

ある代替的实施形態では、E C S 2 2 は、幾何学的モデル 1 4 内の I C E 画像 1 2 に対する被追跡電極 30 の位置に関係なく、I C E 画像 1 2 に垂直な光線により交差される被追跡電極 30 の電極視覚化 32 を表示する。

【 0 0 2 6 】

E C S 2 2 による電極視覚化 32 または視覚識別子 33 の I C E 画像 1 2 に対する投影は、データ・セット 26 からの特徴物の位置の I C E 画像 1 2 の座標系への変換により、すなわち、これにより電極視覚化 32 または視覚識別子 33 を I C E 画像データ中に直接加えることにより行うことができる。別案として、電極視覚化 32 および / または視覚識別子 33 は、インターフェース 16 において I C E 画像 1 2 に重畳することもできる。電極視覚化 32 および / または視覚識別子 33 の位置の幾何学的モデル 1 4 の座標空間から I C E 画像 1 2 の座標空間またはユーザー・インターフェース 16 への変換は、行列の乗算により容易に行うことができる。

【 0 0 2 7 】

上記の考察は V N M システム 20 の幾何学的モデル 1 4 からの情報を I C E 画像 1 2 に投影することに重点を置いてきたが、I C E 画像 1 2 が幾何学的モデル 1 4 内において位置付けられた後、I C E 画像 1 2 内において識別された情報または特徴物は、幾何学的モデル 1 4 に投影することができる。その例は、以下において詳しく説明されるシェル要素である。したがって、I C E 画像 1 2 から幾何学的モデル 1 4 へのかかる投影は、やはり本開示の範囲内である。

【 0 0 2 8 】

電極視覚化 32 は、例示として図 4 に示されている円を含む複数の形態をとることができる。一実施形態では、電極視覚化 32 の色は、幾何学的モデル 1 4 内の対応する被追跡電極 30 の表示の色とほぼ同じである。被追跡電極 30 に関連する補充情報をもつ当該電極の電極視覚化 32 は、当該補充情報の特徴を示す形態とすることができる。図 5 に示されている例示的实施形態では、電極視覚化 32 は、電極識別子および他の被追跡電極 30 との関連を示す線を含むことができる。たとえば、単独カテーテル内の電極 30 は、E P 記録システムまたは V N M システム 20 中のその番号に対応する数値的電極識別子をもつことができる。一例であるが、単独医療機器内の別の電極 30 に隣接して位置付けられていることなどの補充情報内に連関をもつ電極 30 同士は、着色線分またはその他の視覚マーカーにより結合され得る。この方法により識別された被追跡電極 30 は、ユーザーの認識を支援し、特定の電極 30 に関連する電気記録図信号の心筋起源の臨床医によるよりよい評価を可能にする。代替的一実施形態における電極視覚化 32 は、カテーテルまたはその他の医療機器を示すアイコンの形態をとり得る。それはさらに、当該機器の向きも、それが分かった場合には、指示する。

【 0 0 2 9 】

代替的一実施形態では、E C S 2 2 は、ユーザー・インターフェース 16 内に E P 記録システムまたは V N M システム 20 からの名称に対応する医療器具名称を含む色分けされた凡例を生成・表示するように構成し得る。電極視覚化 32 は、電極視覚化 32 のサイズ、色、または不透明性にわずかな差異を与えることにより電極 30 が I C E 画像 1 2 に直接交差されているかまたはそのすぐ外側に位置しているかを指示することもできる。カテ

10

20

30

40

50

ーテルまたはその他の医療器具の識別を助けるために着色線分を含む補充情報を表示する一実施形態では、個々の電極視覚化32および関連線分の不透明性の変化により、ユーザーは、エコー画像に対するカテーテルの向きを視覚化することができ、かつ、画像12内に表示されているカテーテルのどの部分がICEカテーテル28、医療機器またはそれらの両方の位置または向きの意図している変化による影響を受けるか予測することができる。

【0030】

上述した被追跡電極30のほかに、ICE画像12と幾何学的モデル14の境界との交差により作成される解剖学的境界基準34をICE画像12中に投影することができる。その例示の実施形態を図6に示す。解剖学的境界基準34は、ICE画像12を幾何学的モデル14内において位置決めし、次にICE画像12により交差されるいずれかの組織構造の横断面を計算することにより決定される。この場合、組織横断面の外周地点は、解剖学的基準34を構成する。代替的实施形態では、心腔または血管腔のような特定の心臓組織の輪郭を示すように幾何学的モデル14を事前にセグメント化し、ICE画像12により交差される場合にこれらの事前セグメント化された境界線を解剖学的境界基準34として使用することができる。電極視覚化32の場合と同様に、解剖学的境界基準34は、ECS22によりICE画像12に変換するかまたは座標系間の行列乗算変換を経てユーザー・インターフェース16に表示されるICE画像12の上に重畳することができる。

10

【0031】

代替的一実施形態では、解剖学的境界基準34の識別に資するために、色分けされた事前セグメント化心臓構造および心腔から作成された解剖学的境界基準34を同じ色分けによりICE画像12中に投影することができる。さらに別の実施形態では、ECS22は、1つ以上の解剖学的境界基準34を定義する事前セグメント化心腔からの色および関連ラベルを含む色分けされた凡例をICE画像12内に生成かつ表示するように構成することができる。解剖学的境界基準34を投影することは、さらに、ICEカテーテル28のナビゲーションに役立ち、かつ、一定の状況においては、以下において述べるように幾何学的モデル14の変更を可能にする。

20

【0032】

さらに別の実施形態では、解剖学的境界基準34は、心臓活動マッピングを示す方法によりICE画像12内に表示することができる。かかる代替的实施形態では、ECS22は、例示であるがVNMシステム20またはECS22と交信する外部コンピュータ読み取り可能媒体から幾何学的モデル14の事前セグメント化部分の心臓活動マップ（すなわち、活動タイミングまたは電気記録図振幅）を得ることができる。心臓活動マップは、スペクトルまたは単色可変カラー・マップを使用して、さまざまなレベルの活動を示すことができる。この場合、この活動は、複数の色または単色スケールから選択された色により指示される。たとえば、単色スケールは、単色の明暗の変化を使用して相対的な活動を表示する。たとえば、白は最高の活動、黒は活動なしとし、両限界間の段階的な明暗の変化により活動の漸次変化を表す。スペクトル・マップは、明暗の範囲を使用するが、両限界間の階調を表す色を変える。この考察については、スペクトルと単色のマップは、互換できるはずである。

30

40

【0033】

解剖学的境界基準34の基礎となる事前セグメント化幾何学的形状の部分に関連する心臓活動マップの部分は、ICE画像12内に解剖学的境界基準34の一環として表示され得る。たとえば、図6に示す解剖学的境界基準34は、一連の着色部分要素34aとして示される。この場合、各部分要素34aの色は心臓活動マップから投影され、それによりICE画像12により交差される心臓表面の部分の心臓活動を表示する。解剖学的境界基準34の一環としての心臓活動マップ情報の表示は、ユーザーによる異常な心臓組織の確認および処置を助ける。

【0034】

解剖学的境界基準34がICE画像12中に表示されると、解剖学的境界基準34内に

50

含まれる I C E 画像 1 2 の部分を使用して 1 つ以上のシェル要素 3 6 を生成することができ、それらは、E C S 2 2 により実行される自動セグメント化ルーチンにより作成される。自動セグメント化アルゴリズムの例示的实施形態の概略図を図 7 に示す。例示的一実施形態では、自動セグメント化アルゴリズムは、解剖学的境界基準 3 4 内に含まれる I C E 画像 1 2 の各部分から 1 つの暗い画素を選択する。最初の画素から、自動セグメント化ルーチンは、最初の画素に隣接する暗い画素を集めることにより 1 つ以上のボイド・グループ 3 8 を作成する。このルーチンは、ボイド・グループ 3 8 に隣接する暗い画素がなくなるまでボイド・グループ 3 8 に画素を加え続ける。別の暗い画素が解剖学的境界基準 3 4 内に含まれる I C E 画像 1 2 の部分に残っている場合、このアルゴリズムは、まだグループ化されていない 1 つの暗い画素を選択し、グループ化処理を繰り返して別のボイド・グループ 3 8 を作成する。このグループ化処理は、解剖学的境界基準 3 4 を超えて拡大しないので、このセグメント化処理は既知の解剖学的幾何学的形態内に限定される。すべての暗い画素がボイド・グループ 3 8 に割り当てられたときセグメント化は完了し、この時点においてすべてのボイド・グループ 3 8 は、明るい画素境界すなわち解剖学的境界基準 3 4 により取り囲まれているはずである。

10

【 0 0 3 5 】

自動セグメント化のための明暗画素間の表示は、種々の方法で行うことができる。一実施形態では、自動選択アルゴリズムが I C E 画像 1 2 における最も暗い画素と最も明るい画素間の差異のパーセンテージとして閾値を設定する。別の実施形態では、自動セグメント化ルーチンの事前設定閾値が不十分な結果をもたらす場合に閾値の調整を指示するユーザー入力を受け取るようにユーザー・インターフェース 1 6 を構成することができる。

20

【 0 0 3 6 】

図 8 に示す本発明の一実施形態では、各ボイド・グループ 3 8 の外周は、E C S 2 2 により行列乗算を経て幾何学的モデル 1 4 に変換され得るシェル要素 3 6 を形成することができる。幾何学的モデル 1 4 中にシェル要素 3 6 を表示することは、I C E システム 1 8 により I C E 画像 1 2 経由で検知された心腔境界を示す。任意選択で、シェル要素 3 6 に解剖学的境界基準 3 4 によるラベルを付けることにより、シェル要素 3 6 を作成した自動セグメント化を抑制することも開始することもできる。代替的一実施形態では、シェル要素 3 6 の幾何学的モデル 1 4 への変換は、E C S 2 2 が幾何学的モデル 1 4 内の 1 つ以上の解剖学的特徴物を変形または変更することを可能にし得る。I C E 画像 1 2 の横断面を表すシェル要素 3 6 を使用して行う変形の作成は、幾何学的モデル 1 4 が対象領域内にその他の詳細を組み込むことを可能にする。3 次元シェル・モデル 4 0 は、対象領域内の種々の角度から作成された数個の I C E 画像 1 2 からの数個のシェル要素 3 6 を組み合わせることにより作成することができる。シェル・モデル 4 0 は、幾何学的モデル 1 4 内に表示すること、またはより詳細な幾何学的形状を作成する変更としてモデル 1 4 内に組み込むことができる。

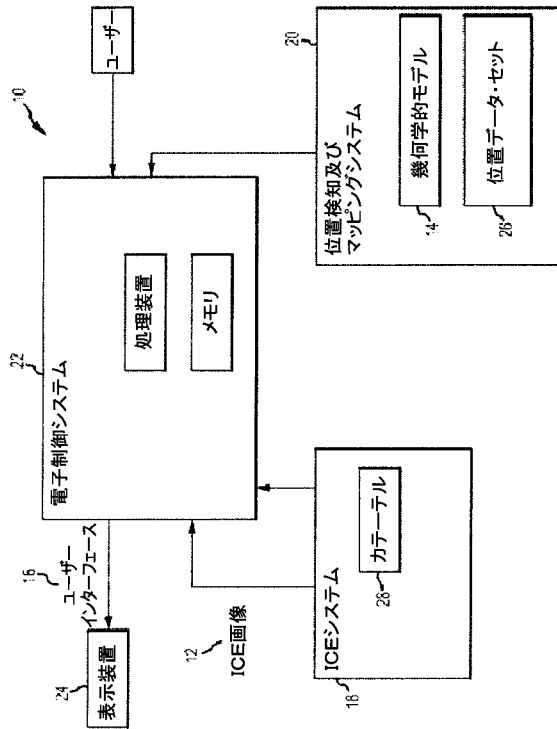
30

【 0 0 3 7 】

本開示の幾つかの実施形態をある程度の特異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。例えば、上記実施形態の自動セグメント化アルゴリズムに代えて、画素グループ化を作るために、他のアルゴリズムが利用され得る。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。

40

【 図 1 】



【 図 2 】

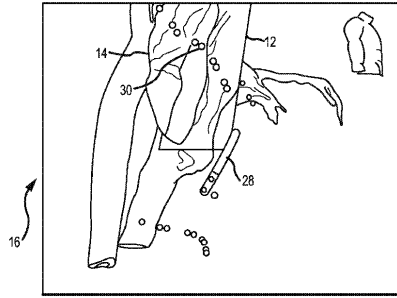


FIG.2

【 図 3 】

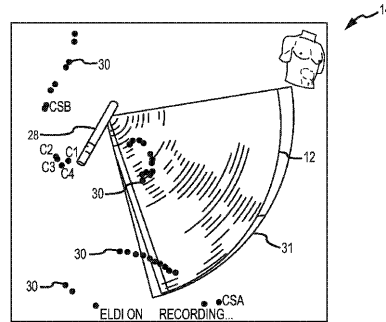


FIG.3

【 図 4 】

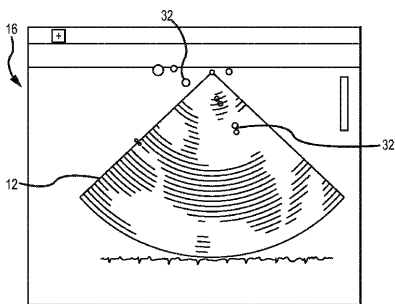


FIG.4

【 図 6 】

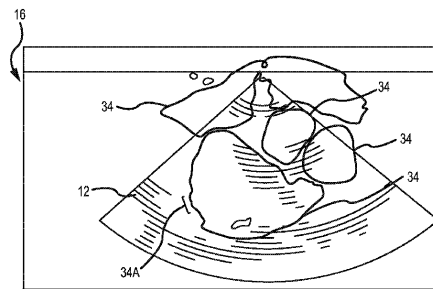


FIG.6

【 図 5 】

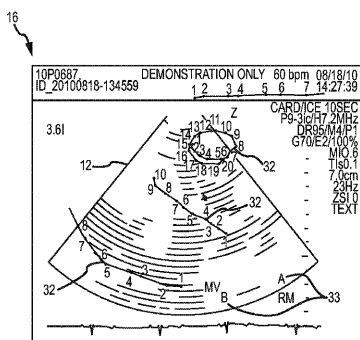


FIG.5

【 図 7 】

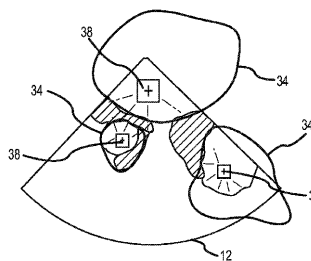


FIG.7

【 図 8 】

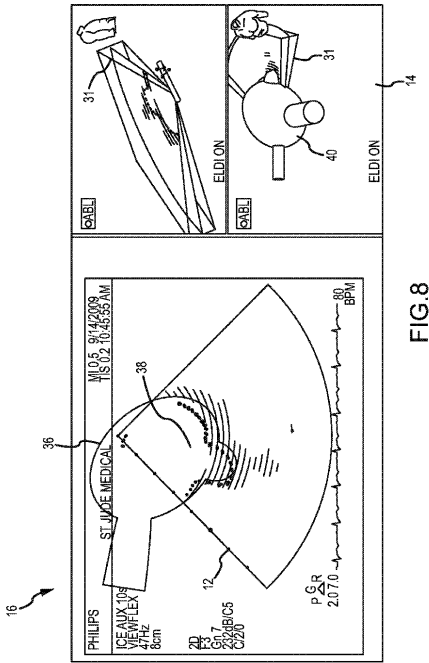


FIG.8

【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年8月9日 (2013.8.9)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

視覚化およびモデル化システムであって、

心内エコー検査画像（ICE画像）を作成するように構成される超音波センサ及び複数の位置センサを含む心内エコー・カテーテルを備える超音波エコー画像化システムと、

前記複数の位置センサと通信する位置場生成装置を含む視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムと、ここで、前記視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムは、

位置場を生成し、その位置場に応答する前記複数の位置センサから位置信号を受信する、

1つ以上の医療機器センサの位置を含む位置データ・セットを維持する、

前記位置データ・セット及び/又は事前のモデルから体腔の幾何学的モデルを生成する、ように構成されており、

前記ICE画像、前記幾何学的モデル、前記位置データ・セットを受け取るように構成される電子制御システム（ECS）と、を備えており、

前記ECSは、さらに、前記心内エコー・カテーテルに関連する前記位置データ・セットによって特定される前記モデル内の前記心内エコー・カテーテルの位置に基づいて、前記ICE画像内に1つ以上の視覚マーカを表示することで合成画像を生成するように構

成されており、

前記視覚マーカーは、前記モデルの特徴に対応する、視覚化およびモデル化システム。

【請求項 2】

前記 1 つ以上の視覚マーカーは、前記位置データ・セット内の位置を有する医療機器センサに対応するセンサ視覚化を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記 E C S と通信するように構成される表示装置をさらに含み、

前記 E C S はさらに、前記合成画像及び前記幾何学的モデルの 2 次元表現を含むユーザー・インターフェースを生成するように構成される請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記視覚マーカーで示される前記医療機器センサの位置は、前記心内エコー検査画像のエコー平面と交差する請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記視覚マーカーで示される前記医療機器センサの位置は、前記エコー平面の閾値距離内にある請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記閾値距離が、ユーザーにより調整され得る請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記位置データ・セットはさらに、

前記位置センサ間のセンサ関連付けと、

前記医療機器センサのセンサ関連付けを示すセンサ視覚化と、を含む請求項 2 ~ 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

前記センサ視覚化が、前記センサ関連付けを少なくとも 2 つのセンサ位置を結ぶ線として示す請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

視覚化およびモデル化システムであって、

心内エコー・カテテル（I C E カテテル）を備え、2 次元心内エコー検査画像（I C E 画像）を生成するように構成される超音波エコー画像化システムと、

幾何学的モデルを生成し、かつ、前記幾何学的モデル内の前記 I C E カテテルの位置および向きを決定するように構成される視覚化、ナビゲーション、またはマッピングシステムと、

前記幾何学的モデル内の前記 I C E 画像を位置づけし、かつ、シェル要素を生成する自動セグメント化ルーチンを実行するように構成される電子制御システム（E C S）であって、前記電子制御ユニットは、さらに前記シェル要素を前記幾何学的モデルに変換するように構成される電子制御システム（E C S）と、を含む視覚化およびモデル化システム。

【請求項 10】

前記幾何学的モデルがさらに、複数の画定された解剖学的境界を有するように構成され、

前記自動セグメント化ルーチンが、前記複数の画定された解剖学的境界の少なくとも 1 つにより部分的に境界づけられるシェル要素を生成するように構成される請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記自動セグメント化ルーチンが、

前記画定された解剖学的境界内に含まれる前記 I C E 画像の一部分から 1 つの暗い画素を選択するステップと、

ボイド・グループを作成するステップであって、前記ボイド・グループに、選択された前記暗い画素の 1 つに隣接するすべての暗い画素または前記ボイド・グループ内の別の暗い画素を加えることによって作成するステップと、

シェル要素を作成するステップと、を含む請求項 9 又は 10 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

シェル要素を作成する前記ステップが、前記ボイド・グループの外周画素を選択するステップを含む請求項 1 1に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記 E C S がさらに、前記幾何学的モデルを修正して前記シェル要素を取り入れるように構成される請求項 9 ~ 1 2のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 1 4】

体腔の幾何学的モデルを高度化する方法であって、
心臓の幾何学的モデルを得るステップと、
心内エコー検査画像（I C E 画像）を得るステップと、
前記幾何学的モデル中の前記 I C E 画像の位置付けおよび方向付けを行うステップと、
前記 I C E 画像をセグメント化してシェル要素を作成するステップと、
前記シェル要素を前記幾何学的モデルに変換するステップと、を含む体腔の幾何学的モデルを高度化する方法。

【請求項 1 5】

前記幾何学的モデルを変更して前記シェル要素を取り入れるステップをさらに含む請求項 1 4に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記幾何学的モデルから前記 I C E 画像内に画定された解剖学的境界を表示するステップをさらに含む請求項 1 4に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記幾何学的モデルが、予めセグメント化された心腔を含み、
前記画定された解剖学的境界は、前記予めセグメント化された心腔の境界を含む請求項 1 6に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記 I C E 画像のセグメント化が、
前記画定された解剖学的境界内に含まれている前記 I C E 画像の一部分から 1 つの暗い画素を選択するステップと、
ボイド・グループを作成するステップであって、前記選択された暗い画素の 1 つに隣接するすべての暗い画素または前記ボイド・グループ内の別の暗い画素を加えることによって作成するステップと、
前記ボイド・グループの外周画素からシェル要素を作成するステップと、を含む請求項 1 4に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 11/56635
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 8/12 (2011.01) USPC - 600/467 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) USPC 600/467 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC(8): A61B 8/12 (2011.01) USPC: 600/400, 407, 437, 459, 462, 463, 466 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PubWEST (PGPB, USPT, EPAB, JPAB) and Google: Echocardiography, echocardiogram, ECHO, cardiac ultrasound, sonogram, heart, intracardiac, image, imaging, visualization, mapping, map, navigation, EP, electrophysiological, electrode, ultrasound, catheter, position, orientation, shell, surface, intersect, threshold, distance, user selected, geometry.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 2008/0287790 A1 (Li) 20 November 2008 (20.11.2008), entire document, especially para [0002], [0006]-[0007], [0018]-[0020], [0025]-[0026], [0028], [0030]-[0032], [0037], [0041], [0044] and [0048] - [0052]	1-5 — 6-20
Y	US 2007/0135803 A1 (Belson) 14 June 2007 (14.06.2007), entire document, especially [0649]-[0650]	6-10
Y	US 2009/0281439 A1 (Harlev et al) 12 November 2009 (12.11.2009), entire document, especially [0037]-[0042]	11-20
A	US 2009/0005679 A1 (Dala-Krishna) 01 January 2009 (01.01.2009), entire document, especially para [0124]	11-20
A	US 2007/0106146 A1 (Altmann et al) 10 May 2007 (10.05.2007), entire document, especially para [0046] - [0074], [0077] - [0078] and [0094] - [0109]	1-20
A	US 2006/0122514 A1 (Byrd et al) 08 June 2006 (08.06.2006), entire document, especially para [0019]-[0029] and [0039]-[0046]	1-20
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 24 January 2012 (24.01.2012)		Date of mailing of the international search report 01 FEB 2012
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T
J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R
O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H
U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI
, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN

(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 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、 ピッツバーグ、 クロンビー ストリート
6 3 2 2

(72)発明者 グラス マーティン エム .
アメリカ合衆国、 6 0 6 0 1、 イリノイ州、 シカゴ、 アpartment 3 4 0 2、 ノース
コロンプス ドライブ 2 2 2

Fターム(参考) 4C601 BB16 BB23 DD15 EE09 FE04 JC20 KK31