

(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2006-175229

(P2006-175229A)

(43) 公開日 平成18年7月6日(2006.7.6)

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

F I

A61B 19/00 502

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2005-362565 (P2005-362565)
 (22) 出願日 平成17年12月16日 (2005.12.16)
 (31) 優先権主張番号 10/905,169
 (32) 優先日 平成16年12月20日 (2004.12.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1番
 (71) 出願人 503099455
 ジャスビール・エス・スラ
 アメリカ合衆国、53072、ウィスコン
 シン州、ピイウォーキー、レッド・オーク
 ・コート、ダブリュ305・エヌ2963
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博

最終頁に続く

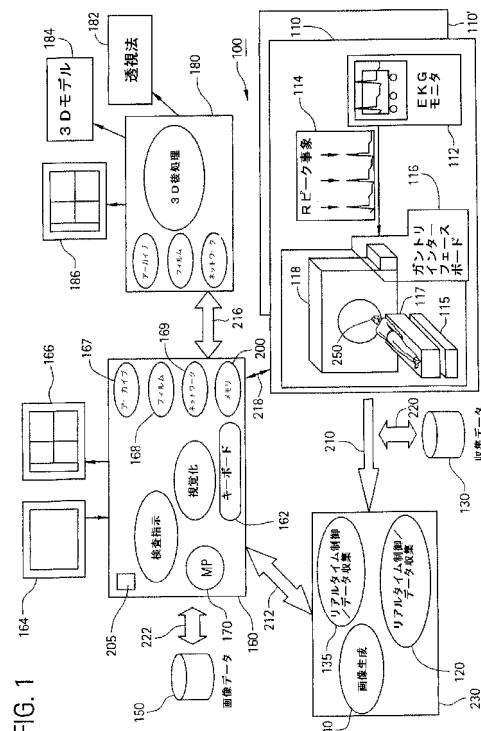
(54) 【発明の名称】 インターベンショナルシステム内で3D画像を位置合わせする方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 インターベンショナルシステム内で3D解剖学的モデルを位置合わせする。

【解決手段】 インターベンショナルシステム(186)で心臓画像データを位置合わせする方法(300)は、収集された3D解剖学的画像に第1の複数の基準点を挿入する段階と、3D解剖学的画像をその上に挿入された第1の複数の基準点と共にインターベンショナルシステム(186)にエクスポートする段階とを含む(310)。第2の複数の基準点が、エクスポートされた3D解剖学的画像上にインターベンショナルシステム(186)を用いて挿入され(320)、第1の及び第2の複数の基準点が互いに整列されて、インターベンショナルシステム(186)でエクスポートされた3D解剖学的画像を位置合わせする(322)。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

インターベンショナルシステム（186）における心臓画像データを位置合わせする方法（300）であって、

収集された3D解剖学的画像上に第1の複数の基準点を挿入する段階（310）と、

前記3D解剖学的画像を該画像上に挿入された前記第1の複数の基準点と共に前記インターベンショナルシステム（186）にエクスポートする段階（318）と、

前記インターベンショナルシステム（186）を用いて、前記エクスポートされた3D解剖学的画像上に第2の複数の基準点を挿入する段階（320）と、

前記第1及び第2の複数の基準点を互いに整列させて前記インターベンショナルシステム（186）で前記エクスポートされた3D解剖学的画像を位置合わせするようにする段階（322）と、

を含む方法（300）。

【請求項 2】

前記第1及び前記第2の複数の基準点を互いに整列させる前記段階が、回転、平行移動及びスケール動作を実施する段階（330）を更に含む請求項1に記載の方法（300）。

【請求項 3】

第1の座標空間の前記第1の複数の基準点 x と第2の座標空間の前記第2の複数の基準点 y との間の変換 T を誤差 $T(x) - y$ が最小となるように決定する段階（332）を更に含む請求項2に記載の方法（300）。

【請求項 4】

前記インターベンショナルシステム（186）を用いて前記第2の複数の基準点を前記エクスポートされた3D解剖学的画像上に挿入する段階（332）が、前記収集された3D解剖学的画像上に前記第1の複数の基準点を挿入する段階とほぼ同相の心周期で実施される請求項1に記載の方法（300）。

【請求項 5】

その上に挿入された第1の複数の基準点を有するように構成された3D解剖学的画像を収集するイメージングシステム（100）と、

その上に挿入された前記第1の複数の基準点を有し且つ前記イメージングシステム（100）からエクスポートされた前記3D解剖学的画像を受信するように構成されたインターベンショナルシステム（186）と、

を備え、

前記インターベンショナルシステム（186）が前記エクスポートされた3D解剖学的画像上に第2の複数の基準点を挿入するように更に構成され、

前記インターベンショナルシステム（186）が、前記第1及び前記第2の複数の基準点を互いに整列させて前記インターベンショナルシステム（186）で前記エクスポートされた3D解剖学的画像を位置合わせするようにするよう更に構成されている、ことを特徴とする心臓画像データの位置合わせシステム。

【請求項 6】

インターベンショナルシステム（186）で心臓画像データを位置合わせする方法（300）であって、

収集された3D解剖学的画像上で1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部を識別する段階（316）と、

前記3D解剖学的画像をインターベンショナルシステム（186）にエクスポートする段階（318）と、

前記インターベンショナルシステム（186）を用いて前記エクスポートされた3D解剖学的画像上の識別された前記1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部に対応する位置に機器をナビゲートして位置決めする段階（324）と、

位置決めされた機器の位置を前記エクスポートされた3D解剖学的画像上の前記識別さ

れた1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部に整列させて、前記インターベンショナルシステム(186)で前記エクスポートされた3D解剖学的画像を位置合わせするようにする段階(328)と、
を含む方法(300)。

【請求項7】

位置決めされた機器の位置を前記エクスポートされた3D解剖学的画像上で前記識別された1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部に整列させる前記段階が、回転、平行移動、及びスケーリング動作を実施する段階(330)を更に含む請求項6に記載の方法(300)。

【請求項8】

第1の座標空間の前記1つ又はそれ以上の識別された解剖学的特徴と第2の座標空間の前記位置決めされた機器の位置との間の変換Tを前記1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部を前記位置決めされた機器の位置にリンクさせて位置合わせ誤差を最小にするように決定する段階(332)を更に含む請求項7に記載の方法(300)。

【請求項9】

前記インターベンショナルシステム(186)を用いて前記エクスポートされた3D解剖学的画像上の識別された前記1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部に対応する位置に機器をナビゲートして位置決めする前記段階が、前記収集された3D解剖学的画像上で前記1つ又はそれ以上の解剖学的特徴部を識別する段階とほぼ同相の心周期で実施される(326)ことを特徴とする請求項6に記載の方法(300)。

【請求項10】

インターベンショナルシステム(186)で位置合わせされた3次元解剖学的画像のモーションアーチファクトを低減する方法(300)であって、

心周期の選択された相においてイメージングシステム(100)から収集された心臓画像上に位置をマークする段階と、

前記マークされ収集された心臓画像をインターベンショナルシステム(186)内にインポートする段階と、

前記インターベンショナルシステム(186)を用いて前記インポートされた心臓画像上で前記心周期の選択された相において対応する位置をマークする段階と、
を含む方法(300)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に心臓治療システムに関し、より具体的にはインターベンショナルシステム内で3D解剖学的モデルを位置合わせする方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の電気治療の改善に関する幾つかのインターベンショナル処置中、医師は心腔内部でカテーテル及び/又はリードを操作する。最も複雑で一般的なこの2つの処置の実施例には、心房細動(AF)アブレーションと両心室ペーシングが含まれる。心房(心臓の上部腔)の細動により収縮が止まる不整脈を意味する心房細動は、心臓の鼓動の問題のうちで最も一般的なものである。合衆国だけでも心房細動患者は2百万人を超えると推定される。本データは、AFが不整脈関連で入院する最も一般的な原因であることを示唆する。AF患者は、脳卒中及びうっ血性心不全などの合併症の発生率が高い傾向にある。心房期外収縮がトリガとなりAFの発作を起こすことがある。これら心房期外収縮は、左心房からの肺静脈内及びその周囲で主に起こることが明らかにされている。不定期で再現不能な心房期外収縮は、トリガ部位の除去の有用性を制限することがあるので、様々な手術及びカテーテル手法を用いて左心房から肺静脈が分離されてきた。

【0003】

AFの治療(除去)に用いられる手術技法の1つは、高周波を印加して肺静脈と左心房

10

20

30

40

50

との間の結合部付近の心臓表面に小さな瘢痕を生成することを含む。高周波により生成された小瘢痕は、インパルスを中心全体にわたって正常な電気経路を辿るように配向することにより、A Fの不安定なインパルスを抑える傾向にある。この種の外科処置は一般的に胸部切開により行われる。外科医は、例えば弁手術又はバイパス手術など、通常他の理由で実行される心臓切開手術中に、高周波又は他のエネルギー形態を異常組織に対して出力するように特別に設計された器具を用いる。この種の手術法は、患者が別の理由で心臓切開手術を受けているときに効果的であるが、患者が他の理由で侵襲的心臓切開手術を必要としないときにはカテーテル関連治療の方がより実用的である。

【0004】

カテーテル法の1つは、血管を貫通後、左心房内におけるカテーテルの透視法誘導による位置決め、及び左心房と肺静脈との間に伝導することができる部位を示唆する重複ポテンシャルを示す領域での高周波エネルギーの適用を含む。外科的介入中に行われるような僧帽弁と左肺静脈との間及び肺静脈間などといった他の部位でのアブレーションは、A Fアブレーションの成功率を高め得ることも明らかにされている。幾つかの最新の利用可能な技法を用いる左心房の3次元再構成が不十分であること、医師が肺静脈口（これら静脈の左心房内への開口）を内側から視覚化できないこと、肺静脈ひいては肺静脈口の大きさが変動すること、肺静脈口及び左心房の他の重要な部位におけるこれら領域の複雑な3D幾何形状に起因してマッピング・アブレーションカテーテルの安定性を維持することが困難であることなどの要因は全て、最新の透視誘導法を用いるマッピング及びアブレーションに対する最新の方法を幾分扱いにくく長時間なものにする。これらの制限により、特に持続性心房細動の患者のカテーテルアブレーションはあまり有効ではない。A Fの高周波アブレーションを受ける持続性A F患者でこの方法が有効である患者は20%より少ないと推定される。

10

20

【0005】

上述の制限と関連付けることができる別の要因の1つは、オペレータが通常、主に透視画像を用いてインターベンショナルツールを誘導することである。かかる処置における一般的な作業は、例えば肺静脈の1つなどの特定の位置にカテーテルを配置することである。しかしながら、これらの解剖学的構造は、周囲の解剖学的構造に対してコントラストを示さないことから、X線システムでは良好に描出されない。

【0006】

上述のように別の重要な医療処置は、心不全の治療における両心室ペーシングを含む。うっ血性心不全（CHF）のマネジメントがかなり進歩したにも関わらず、CHFは依然として世界における主要な健康問題である。欧米でのCHFの患者は6百万から7百万人であり、毎年CHFと診断される患者は約百万人と推定される。様々な薬理療法を用いるCHFの治療が飛躍的に進歩しているにも関わらず、CHF患者は入院する機会が多いため生活の質は不十分であり、心不全が一般的な死因である。加えて、この問題にはかなりのコストが伴う。

30

【0007】

心臓の正常な電氣的活性化は、心房と呼ばれる上部腔の活性化に続いて、左脚及び右脚により心室と呼ばれる左右双方の下部腔の同時活性化を伴う。進行性CHF患者は心機能を悪化させる一因となる伝達系疾患を有することがあるので、心機能を改善する試みとしてペーシング療法が導入された。注目されることが多い伝導異常の1つは左脚ブロック（LBBB）である。ある研究（Xiao HB, et al. Differing effects of right ventricular pacing and LBBB on left ventricular function. Br Heart J 1993; 69:166-73）では、CHF患者の29%はLBBBであった。電気パルスが右側から左側へ伝わる必要があるために前述のような同時活性化ではなく連続活性化を生じ、左心室の活性化が遅れることによって左脚ブロックでは左心室駆出が遅延する。加えて左心室（LV）の異なる領域は協働して収縮することができない。

40

50

【0008】

両心室（Bi-V）ペーシングとしても公知の心再同期は、CHF及びLBBB患者に有益な結果を示した。Bi-Vペーシング中、心臓の左右心室（RV、LV）双方は同時にペース調整され、心臓ポンプ効率が改善される。LBBBなどの伝達系に異常がない患者でもBi-Vペーシングが有効な場合があることが最近示された。Bi-Vペーシング中、最新の入手可能な除細動器又はペースメーカに用いられる標準的な右心房及び右心室リードに加えて、追加リードが冠状静脈洞の中に位置付けられる。次いで追加リードは、心外膜（外側）左心室表面を覆う冠状静脈洞の分枝の1つに進められる。リードの全てが配置されると、左右心室のリードは同時にペース調整し、従って心房収縮と同期化される。

10

【0009】

しかしながら、この方法には幾つかの問題がある。まず、この種の処置には時間がかかる。第2に、LVリードの配置は適当なペーシング及び感知パラメータを与える適用可能な部位に制限される。第3に、冠状静脈洞にカニューレを挿入することは、肥大した右心房、心臓の回転、又はテベシウス弁（冠状静脈洞の開口に近接した弁）が存在する結果として困難であるといえる。また、冠動脈バイパス手術歴のある患者において冠状静脈洞狭窄（閉塞）も報告されており、これが更に問題を複雑にする。

【0010】

ほとんどの場合、冠状静脈洞リードの配置に関する問題は、インターベンショナル処置時に判明する。冠状静脈洞リードの配置処置が断念された場合、患者は手術室に戻され、LVリードは心外膜に位置付けられる。この処置中、側部胸壁が切開され、リードが左心室の外側部に配置される。残念なことに、心外膜リード配置にも多くの問題があり、その一部には、限定ではないが、開胸術とも呼ばれる胸壁切開を用いる左心室の後外側領域のビューの制限、適当なペーシング及び感知パラメータをもたらす配置部位の数の制限、最も適当な部位におけるリードの最も適当な位置及び配置の識別不能、冠状動脈及び静脈系の損傷の潜在的リスク、及び上記の制限の1つ又はそれ以上の結果として理想的なペーシング部位の識別が困難になることが含まれる。

20

【0011】

LVペーシング単独でもBi-Vペーシングと同様の効果があることも示されている。しかしながら、冠状静脈洞リードの特性が不安定なことにより、ペーシング及び感知リードは通常、最新の使用技法においては右心室に配置される。

30

【0012】

心臓CTを用いて冠状静脈洞及び左心室構造のロードマップを生成することができ、これによりBi-V/LVペーシングのLVペーシングリードの配置において、冠状静脈洞の最も適当な分枝又は左心室壁の心外膜（外側から）のいずれかで適当な部位を識別することができる。CT又はMRイメージングはまた、血管及び神経並びに癒痕組織もない領域を識別することができる。また、これらの診断装置を用いて心室の非対称収縮を判定し、協働して収縮しない異なる心室の領域を識別することができる。以前の心臓発作からの癒痕化の存在がこの非協働的な収縮を更に悪化させる場合がある。

【0013】

インターベンショナル処置中、オペレータは主に透視画像を用いてインターベンショナルツールを誘導することができる。しかしながら、最大限の効果をj得る上で重要な解剖学的構造（例えばAFインターベンショナル処置計画の場合の左心房及び肺静脈、両心室ペーシング計画の場合の冠状静脈洞及びその分枝など）は、周囲の解剖学的構造に対してコントラストを示さないのでX線システムにより描出されない。

40

【0014】

場合によっては、オペレータはまた、ナビゲーション機能を備えるカテーテルベースの追跡システムを有するインターベンショナル追跡システムを用いることができ、ナビゲーション機能は所与の指示でカテーテルの配置を行うことができる。しかしながらプローブにより得られたナビゲーション情報は、正確な3Dモデルで表示されない。

50

【特許文献 1】米国特許第 6 7 8 2 2 8 4 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

既存の医療用システム及び処置は、特定の病状には適合し適切とすることができるが、処置に関する大きな制限が依然として存在する。従って、これらの欠点を克服するために、インターベンショナルシステムでの解剖学的領域の 3D モデルを位置合わせし、位置合わせした 3D モデルを用いてカテーテル及び / 又はリードを追跡する方法及び装置の改善が当該技術分野で依然として必要である。

【課題を解決するための手段】

【0016】

従来技術の上述及び他の欠点及び欠陥は、インターベンショナルシステム内で心臓画像を位置合わせする方法により克服又は軽減される。例示的な実施形態において、本方法は、収集された 3D 解剖学的画像上に第 1 の複数の基準点を挿入する段階、及び 3D 解剖学的画像をその上に挿入された第 1 の複数の基準点と共にインターベンショナルシステムにエクスポートする段階を含む。第 2 の複数の基準点がエクスポートされた 3D 解剖学的画像にインターベンショナルシステムを用いて挿入され、第 1 及び第 2 の複数の基準点は互いに整列されてインターベンショナルシステムでエクスポートされた 3D 解剖学的画像を位置合わせするようにする。

【0017】

別の実施形態において、インターベンショナルシステム内で心臓画像を位置合わせする方法は、収集された 3D 解剖学的画像上で 1 つ又はそれ以上の解剖学的特徴を識別する段階、及び 3D 解剖学的画像をインターベンショナルシステムにエクスポートする段階を含む。機器は、エクスポートされた 3D 解剖学的画像上の識別された 1 つ又はそれ以上の解剖学的特徴に対応する位置にインターベンショナルシステムを用いてナビゲートされ位置決めされる。位置決めされた機器の位置は、エクスポートされた 3D 解剖学的画像上の識別された 1 つ又はそれ以上の解剖学的特徴部に整列させてインターベンショナルシステムでエクスポートされた 3D 解剖学的画像を位置合わせするようにする。

【0018】

更に別の実施形態において、インターベンショナルシステムで位置合わせされた 3 次元解剖学的画像のモーションアーチファクトを低減する方法は、イメージングシステムから収集された心臓画像上に心周期の選択された相において位置をマークする段階を含む。マークされ収集された心臓画像はインターベンショナルシステム内にインポートされ、対応する位置がインポートされた心臓画像にインターベンショナルシステムを用いてマークされ、対応する位置はまた心周期の選択された相においてマークされる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

幾つかの図において同じ要素に同じ符号が付与された例示的な図面を参照する。

【0020】

本明細書では、インターベンショナルシステム内で解剖学的画像を位置合わせする方法及びシステムが開示され、取り込まれて分割された画像 (3D モデルの形式で) は、3D モデル上に置かれた基準点、及び / 又は 1 つ又はそれ以上の識別された解剖学的特徴 (例えば心臓の左心房 / 肺静脈の接合部、冠状静脈洞、上大静脈 (SVC) など) に対する器具 (例えばカテーテル、ペーシングリード) のナビゲーション及び位置決めを利用してインターベンショナルシステムで位置合わせされる。更に、本発明の実施形態は、例えば、洞律動中の R - R 周期の約 75 % 及び不規則な短い R - R 間隔を生じることがある心房細動中の R - R 間隔の約 45 から 50 % の心臓周期のほぼ同相での画像分割、基準点定置、並びに器具の位置決めによって心臓及び呼吸運動に起因するモーションアーチファクト低減の改善をもたらす。以下に示される例示的な実施形態は CT イメージングシステムと関連して説明されるが、位置合わせされることになる心臓データの収集に関して当該技術分

10

20

30

40

50

野で公知の他のイメージングシステムもまた企図されることが理解されるであろう。

【0021】

本発明の固有の特徴は、他の態様の中でも特に、解剖学的モデルに定置された基準点及びインターベンショナルシステムの対応する点のペアを用いて3D解剖学的モデルを位置合わせする段階、インターベンショナルシステム上で視覚化されるカテーテル又はカテーテル電極などのツールを用いて3Dモデルの解剖学的特徴を整列させることにより3Dモデルを位置合わせする段階、及び3D解剖学的モデルをインターベンショナルシステムにより同じ心臓及び呼吸周期で位置合わせしてモーションアーチファクトを回避する段階を含む。

【0022】

最初に図1を参照すると、例えば心房細動アブレーション処置又は両心室処置などの医療インターベンショナル処置に用いるのに適する例示的な心臓コンピュータ断層撮影(CT)システム100の概略図が示される。この場合もやはり、当該技術で公知の他のイメージングシステム(例えば磁気共鳴、超音波)もまた本発明の実施形態に用いることができるので、心臓CTシステム100は例証として提示されるに過ぎないことを理解されたい。

【0023】

具体的には、図1は本発明の実施形態により使用に好適なイメージングシステム100の全体的な概略図を示す。図示のように、イメージングシステム100は、例えば左心房及び冠状静脈洞の画像データなど心臓画像データを生成するイメージング装置110、イメージング装置110から心臓画像データを収集するデータ収集システム120、データ収集システム120からの心臓画像データを格納する収集データベース130、収集データベース130内に格納された心臓画像データから観察可能な画像を生成する画像生成システム140、画像生成システム140からの観察可能な画像を格納する画像データベース150、イメージング装置110及びデータベース130、150(これらは1つのデータベースに統合してもよい)の心臓画像データ及び観察可能な画像を管理するオペレータインターフェースシステム160、及びデータベース150の観察可能な画像を分析し表示してオペレータインターフェースシステム160に回答する処理システム180を含む。処理システム180の処理ソフトウェアは命令を含み、従って、データを分析し画像を表示するように適合されており、これにより処理システム180を汎用プロセッサから専用プロセッサに変える。観察可能な画像に変換可能なスキャンデータは、本明細書では画像データと呼ぶ。

【0024】

システム通信回線210、212、216、218及びデータベース通信回線220、222は、システム110、120、140、160、180とデータベース130、150との間の信号通信手段を提供する。通信回線210から222は、例えば有線又は無線とすることができる。オペレータインターフェースシステム160は、独立型の入力/出力端子、或いは、限定ではないが、例えばDOS(商標)ベースのコンピュータシステム、Apple(商標)ベースのコンピュータシステム、Windows(商標)ベースのコンピュータシステム、HTMLベースのコンピュータシステム、特殊プログラム言語ベースのコンピュータシステム、及び同様のものなどの様々なコンピュータプラットフォーム上で用いる様々なコンピュータ言語の命令を含むコンピュータとすることができる。

【0025】

オペレータインターフェースシステム160は、例えば、イメージング装置110の管理、データ収集システム120及び画像生成システム140の管理、収集データベース130及び画像データベース150の情報の処理及び管理、並びに処理システム180での処理の管理といった本明細書で開示される目的に好適なマイクロプロセッサ(MP)又は他のあらゆる処理回路などのようなプロセッサ170を含む。オペレータインターフェースシステム160はまた、医療用スキャン処置に関する特定の命令を含むメモリ200、例えばキーボード162などのユーザ入力手段、及び例えば表示装置164、166など

10

20

30

40

50

のユーザ出力手段を含む。1つの実施形態において、インターフェースシステム160及び処理システム180は、一体的に配置することができる。表示装置164は、検査指示用に適合させることができ、表示装置166は視覚用に適合させることができる。もしくは、表示装置164及び166は、1つの表示装置に統合してもよい。検査指示は、CTスキャン又はスキャン領域の制御、データ収集制御、及び同様のものなどの入力パラメータを含む。オペレータインターフェースシステム160はまた、実際のインターベンショナル処置中に使用され、透視画像、3D-CT画像、及び以下で考察されるエクスポートされた3D画像を有するインターベンショナルシステムを表示することができる。実際の医療インターベンショナル処置中、データポート205は、例えばカテーテル260などの医療用プローブからの情報にアクセスし、これにより実際のインターベンショナル処置中にリアルタイム方式でデータを分析することができる。

10

【0026】

イメージング装置110は、インターフェースボード(患者インターフェースユニット)116を介して、例えばCTスキャナなどの患者250がいるスキャナ(構成要素115、117及び118)に対し、Rピーク事象114(一般には心周期の始まりを描出する)を出力する心電図(EKG)モニタ112を含む。スキャナ115、117、118は一般に、以下において、1つ又はそれ以上の画像収集システムと呼ぶ。インターフェースボード116により、スキャナデータとEKGモニタデータとの間で同期化することができる。或いはまた、インターフェースボード116を用いて、EKGモニタ112をスキャナ118に結合することができる。インターフェースボード116の実施例は、ガン

20

【0027】

洞律動中、分割再構成は、心周期(拡張期)のほぼ75%で行われる。相位置は、患者が心房細動の場合は心周期の約45%で選択される。この相は、R-R間隔が短いときに選択される。しかしながら図示のスキャナ118は、例示の目的に過ぎず、当該技術分野で公知の他のイメージングシステムを用いてもよい。他のイメージングシステムの実施例は、限定ではないが、X線システム(従来型及びデジタル又はデジタル化されたイメージ

30

【0028】

更に図1を参照すると、イメージング装置110はまた、通常は拡張期において動きのない心臓を撮像するためのEKGゲート収集及び画像再構成135機能を含む。EKGモニタ112とのインターフェイス接続により、心臓電気インパルスのリアルタイム収集が可能となり、ゲート収集又は収集データの遡及的再構成が可能となる。前述のように、洞律動中は(例えば)75%とすることができ、心房細動中はR-R間隔が短いので約45%である。これにより同じ拡張期で心臓をイメージングすることにより心運動を排除することができる。収集データは、データベースに格納することができ、又はイメージングに最適化された1つ又はそれ以上のプロトコルを用いることにより、要求された画像を生成するのに用いることができる。1つの実施形態において、画像生成システム140からの画像データストリームは、表示及び視覚化のために回線212を介してオペレータインターフェースシステム160に伝送され、通信回路216により処理システム180に伝送される。検査指示及び視覚化のためにオペレータインターフェースシステム160でソフトウェアに用いられる画像データは、画像データベース150に格納することができる。撮像データは、アーカイブされ167、フィルムに焼き付け168、及び/又はネットワーク169を介して処理システム180に送信されて、3D後処理を含む分析及び評価を行うことができる。3Dモデル画像184は、単独で又は画像がエクスポートされるインターベンショナルシステム186上で、例えばDICOMファイルを用いて評価すること

40

50

ができる。表示装置 182 を用いて、例えば、投影透視画像を表示することができる。透視法システム 182 は、インターベンショナルシステムと共に 3D 処理システム 180 にリンクされ、画像を表示し位置合わせするのに用いることができる。AF 計画の場合においては、処理システム 180 の後処理ソフトウェアにより、左心房及び肺静脈の詳細な 3D 心内膜ビューが可能である。これら及び他の画像は、例えばハードドライブ及び CD-ROM などに格納され、インターベンショナル処置時に観察することができる。

【0029】

イメージング装置 110 は更に、画像データを収集しデータを利用可能な形態に変換する回路を含み、次いで、該データは処理されて患者の関心特徴の再構成画像を生成する。画像データ収集及び処理回路は、イメージング処理においてある種の物理的又は電気的スキャンを行うことが多いので、イメージングシステムの種類に関わらず多くの場合「スキャナ」と呼ばれる。システムの特定構成要素及び関連回路は、異なるシステムの物理的要件及びデータ処理要件が様々であるので、イメージングシステム間で大きく異なる。しかしながら、本発明は、特定のイメージングシステムの選択に関わらず適用することができることは明らかである。

10

【0030】

データは、イメージング装置 110 からサブシステム 230 に出力され、サブシステムは、データ収集システム 120 でデータ収集を行い、画像生成システム 140 で画像生成を実行するソフトウェアを含む。データ制御は、オペレータインターフェースシステム 160 によるか、又は通信回線 212 を介してサブシステム 230 内で与えられる。イメージング装置 110 から出力され R ピーク事象 114 を含むデータは、収集データベース 130 内に格納される。システム 120 のデータ収集は、心臓のイメージング、特に右心房及び / 又は冠状静脈洞をイメージングするのに最適化された 1 つ又はそれ以上の収集プロトコルに従って実行される。

20

【0031】

例示的な実施形態において、心房の 3D 画像データは、例えば冠動脈イメージングプロトコル又は CardEP プロトコルなどの左心房に最適化されたプロトコルを用いて生成される。これらのプロトコルに用いられる例示的なパラメータは、0.375 ヘルツピッチ係数を有する 0.5 秒ガントリ周期、120 キロボルト、250 ミリアンペア、及び 0.625 又は 1.25 mm (ミリメートル) スライス厚さを含む。これらの機能は、例えば、Advanced Vessel Analysis (AVP) 又は CardEP など市販されている既成のソフトウェアツールで実行することができる。上記のツールが画像データに適用された後、例えば閾値設定、フローフィルタ、及びスカルピングなどの追加処理を適用することができる。これらの処理は画像の仕上げに用いられ、自動処理とすることができる。この自動処理は、オペレータがオペレーティング・ソフトにより段階的に処理が進むときにオペレータからのキューを必要とすることがある。画像仕上げ処理の後、残りの心臓腔が除去され左心房のみが視覚化される。次いで、左心房及び肺静脈の詳細な 3D 画像を生成することができる。3D 心内膜 (内側からのビュー) は、例えば VR 及び Cardiac Image Quality (CARDIQ) などの商業的に入手可能な様々なボリュームレンダリングソフトウェアパッケージを用いてボリュームレンダリング法により視覚化される。3D 画像が生成されると、次に 3D モデル幾何形状がエクスポートされ、インターベンショナルシステムで位置合わせされる。

30

40

【0032】

様々な異なる技法を用いてカテーテルを追跡することができる、当該技術分野で公知の幾つかの利用可能な心臓インターベンショナルシステムがある。これらのシステムのいずれも、位置合わせされたモデル全体にわたりカテーテル又はリードを追跡するのに用いることができる。実施例として、Wittkamp 他の Localisa (商標) システムは、被験者の胸部に配置された皮膚パッチから放出される約 30 kHz の 1 mA 電流電場を用いる。これらのパッチは、3次元軸系を生成するために位置付けられる。位置基準カテーテル及びマッピング / アブレーションカテーテルの接続に加えて、Localisa

50

a (商標) システムは、幾つかの異なるカテーテルにより記録するための幾つかの他のチャンネルを備える。被験者の心臓のカテーテルはこれらの信号を受信し、信号の大きさからカテーテルの位置を求めることができる。Localisa (商標) システムの現状の制限の1つは、ユーザに単にカテーテル位置に関する情報しか提供せず、解剖学的形状モデルを生成することができないことである。使用可能な別のインターベンショナルシステムは透視システムである。

【0033】

本明細書では、一般に位置合わせとは、3D解剖学的画像をインターベンショナルシステムと整列させる処理を意味する。従って位置合わせは、対象物の1つのビューにおける点又は解剖学的特徴部を当該対象物の別のビューにおける対応する点及び/又は解剖学的特徴部と整列させる幾何学的変換を求めることである。本実施形態の関連におけるビューは、3Dモデルを含むように用いられる。同じ被験者に用いられる2つの異なる診断装置があれば、これは被験者内マルチモダリティ位置合わせと呼ばれることになる。

10

【0034】

ほとんどの医療用画像はデジタル画像として表示及び格納され、ピクセルと呼ばれる正方形又は三角形素子の小さなアレイから構成される。各ピクセルは、関連する画像強度値を有する。このアレイは画像の座標系を与える。画像の素子は、このアレイ内の2D位置で評価することができる。例えば、CTスライスが 512×512 ピクセルで形成される場合には、各スライスは、患者を通る約 $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ カットの素子に対応する。次いで、画像は互いに積み重ねられる。従って、各ピクセルは組織の小さなボリュームに対応し、これはボクセルと呼ばれる。例えば、 0.75 mm のスライス間隔では、ボクセルの大きさは $0.25 \times 0.25 \times 0.75 \text{ mm}^3$ となる。

20

【0035】

変換T (位置合わせ) を記述するのに必要なパラメータの数は、本明細書において自由度と呼ぶ。イメージング及び位置合わせが互いに短い間隔内で実行される場合には、撮像され位置合わせされる心臓及び腔 (例えば左心房) などの器官の生体組織はあまり変化する可能性はない。この点において、撮像され位置合わせされる解剖学的構造は剛体として動作するはずである仮定される。この仮定の下では、6自由度になる3平行移動及び3回転により、位置合わせを上首尾に導くことができる。更に、一方では、各診断装置のボクセルの大きさが同じでない可能性がある。従って、CTスキャナ及びインターベンショナルシステムなどのイメージングに用いられる診断装置は、適切な寸法が得られるように較正する必要がある。これには、大きさ又はスケールを較正するのに別の3自由度が要求される。

30

【0036】

Windows (商標) ワークステーション上で使用可能な後処理ソフトウェアを用いて、以下で詳述されるように解剖学的構造の分割モデル及び関心点での軸スライス上に点 (以下「基準」点と呼ぶ) をマークすることができる。マークされた基準点を有する3D画像は、DICOMファイルとしてインターベンショナルシステムに送信することができる。また、基準点は、マッピング・アブレーションカテーテルを用いてインターベンショナルシステム上のこれらの位置又はその近傍で同様にマークすることができる。例えば透視法を用いることにより、冠状静脈洞などの解剖学的構造内に既に配置されているカテーテルの位置、及びマッピング・アブレーションカテーテルからの心臓内記録を用いて、インターベンショナルシステム上に基準点をマークすることができる。カテーテルの位置が左心房・肺静脈接合部に近接していることを示唆する重複ポテンシャルを明らかにすることにより、適当な位置の識別が更に容易になる。幾つかの基準点又は一群の点を用いることができるが、少なくとも3つの非共線点が必要である。

40

【0037】

3D画像がDICOMファイルを用いて送信されると、例えば、x点及びy点など対応する点のペアのセットが解剖学的構造上で識別される。次いで、位置合わせは、これらの点を整列させる変換を選択することによって行われる。この実施形態におけるこの幾何学

50

的変換に伴う各ビューは、特定のビューに対しての空間を定義する座標系と見なされる。本発明の実施形態の目的において、幾何学的変換は更に、例えば、空間 X (CTモデル) の点 x から空間 Y (インターベンショナルシステム) の点 y へのマッピングとして説明される。次の段階は、これらの基準点を整列させる最小二乗変換を求めることである。

【0038】

従って、位置合わせ誤差は、

$$T(x) = Rx + t$$

のときに、

次式：

$$T(x) - y$$

で記述されるあらゆる非ゼロ変位となり、ここで R は回転、t は平行移動を表す。従って 2 つのビューにおける基準点を整列させると、位置合わせ誤差が小さくなる。基準点の位置ずれは、二乗平均平方根誤差として表すことができる。この実施形態において、この誤差は基準点位置合わせ誤差 (FRE) と呼ばれる。

【0039】

これは、本実施形態で説明されたような剛体変換において以下のように計算することができる。

【0040】

【数1】

$$FRE = \left(\frac{1}{N} \right) \sum_i^N w_i^2 [Rx + t - y]^2$$

ここで、N は使用される基準点の数、 w_i^2 は、信頼性の低い基準点の影響を低減するのに用いることができる非負の重み係数である。従って、最適な位置合わせは FRE を最小化することにより達成することができる。2 つの座標系間の差を最小にするために、1 つの座標系が他方の座標系に対して回転と平行移動とがなされる。基準点が共線でなければ最小化問題の解はただ 1 つである。本明細書では、以下に詳細に説明するように非共線基準点を用いられる。

【0041】

特異値を用いて、最小二乗問題を解析して解くことができる。この解法の唯一の必要条件是、マトリクスが特異値としてゼロを持たない最大階数であることである。これは、選択された基準点が共線 (同一線上) でない本実施形態の場合である。MATLAB 又は EISPACK などの幾つかのパッケージが固有解析 (すなわち固有値及び固有ベクトルの計算) に使用することができる。3 点又はそれ以下の点だけを用いる場合には、逆行列を用いることができる。多くの等式がある場合には、 $H = UV$ を用いて非正方行列を正方行列に変換することができる。例えば回転の場合、対角行列を介在させて確実に R を正確な回転 (鏡映ではない) にする。

【0042】

前述のパラメータが識別されると位置合わせ処理を実行することができる。2 つの画像間の相互作用の程度は、対話式、半自動式、及び / 又は自動式とすることができる。対話式方法では、変換の決定に人の介入が必要となる。半自動方法では、コンピュータが変換を決定すると共に、適正な画像及び位置合わせに使用されることになる特性の選択にユーザの対話を必要とする。自動方法は人の対話は必要ではない。

【0043】

基準点又は解剖学的特徴部の使用に基づく代替的な位置合わせとして、強度ベースの方法などの他の手段を用いてもよい。この場合の 2 つの画像間の位置合わせは、ボクセル値を用いた変換の算出を含む。次いで、重複領域のボクセルのセットについてボクセル類似性尺度を計算することができる。画像間に位置ずれがない場合には、強度差の平方はゼロとなる。しかしながら、被験者内マルチモダリティ位置合わせは、3 平行移動及び 3 回転

10

20

30

40

50

パラメータのリカバリを含むので、従って、ボクセル強度間の直線関係を仮定する単純費用関数では有用とすることができない。

【0044】

これに応じて、本実施形態で説明される新規の方法は、左心房及び肺静脈などの解剖学的構造の位置合わせを含み、これは、例えば心房細動などの心不整脈を治療する際に重要である。同様の方法は、両心室ペースング中の冠状静脈洞及び左心室などの他の解剖学的構造の位置合わせに用いることができる。基準点に加えて、解剖学的構造内に配置されるカテーテルなどのツールを用いて、解剖学的モデルを位置合わせすることができる。

【0045】

位置合わせを成功させるために、2つの座標空間で解剖学的ランドマークを識別して整列させることが非常に困難な可能性がある。解剖学的構造を整列する代わりに、本発明の実施形態の別の固有の特徴は、医師が解剖学的構造内に配置するカテーテル又はリードなどの器具と解剖学的構造とを整列させることによって位置合わせを行うことを含む。他の器具を解剖学的構造内に配置することもできるが、本明細書で開示される例示的な実施形態では、上大静脈及び冠状静脈洞に配置されるカテーテル、或いは上大静脈及び右心室に配置されるリードが使用される。

【0046】

次に図2を参照すると、本発明の実施形態によるインターベンショナルシステムを用いた3Dモデル画像(例えばCT画像)の位置合わせの例示的な方法300のフロー図が示される。ブロック302に示されるように、図1のイメージングシステム100などによりあるボリュームのデータが収集される。次いで、収集された解剖学的画像データは、ブロック304に示されるように分割され(前処理され)、実行されることになる後続のインターベンショナル処置に応じて、左心房、肺静脈、上大静脈、及び冠状静脈洞(ブロック306)、又は上大静脈、右心房、冠状静脈洞、及び左心室(ブロック308)などの解剖学的特徴の3D画像を生成する。

【0047】

1つの経路では、方法300はブロック310に進み、ここで後続の視覚化及び分析のために生成された3D解剖学的モデルに基準点を挿入する。この際、ブロック312に示されるように少なくとも3つの非共線基準点が各モデルに挿入される。3つが好ましいが、ブロック314に示されるように多数の基準点を3Dモデルに挿入することもできる。或いは方法300はまた、ブロック316に示されるように、説明される本実施形態において3Dモデル内の基準特徴部とも呼ばれる実際の解剖学的特徴の識別により実施することができる。3D左心房モデルの位置合わせの場合、使用可能な解剖学的特徴部又は基準特徴部は、限定ではないが、左心房、左心房・肺静脈接合部、冠状静脈洞、及び上大静脈を含む。両心室ペースングの場合、この場合もまた使用可能な解剖学的特徴部又は基準特徴部は、限定ではないが、上大静脈、冠状静脈洞、右心房、及び左心室を含む。いずれの場合も、3D解剖学的モデル(定置された基準点、又は識別された特徴部/ランドマークを有する)は次いで、ブロック318に示されるようにインターベンショナルシステムに(例えば、DICOM3ファイルなどの標準的処理を用いて)エクスポートされる。

【0048】

別の方法(例えば両心室ペースングの場合)において、以下で説明されるカテーテルの代わりに、上大静脈、心門及び冠状静脈洞などの解剖学的構造体内で複数の基準点を取ることができる。これらの構造体は、カテーテルが既に洞内に配置されている場合において、分割されたモデルで整列させることができる。カテーテルは、上大静脈点に加えて、複数の冠状静脈洞を定置するのにも用いることができる。次いで、上大静脈及び冠状静脈洞構造は、分割されたモデルで整列させることができ、位置合わせが変換を用いて達成される。

【0049】

エクスポートされた3Dモデル上に基準点が挿入される場合には、本方法はブロック320に進み、この点でカテーテル及び/又はリードは、エクスポートされた3Dモデル上

の定置された基準点と極めて近接して、対応するインターベンショナルシステムモデル上に基準点をマークするのに用いられる。次に、インターベンショナルシステムモデル上にマークされた基準点は、ブロック 3 2 2 に示されるようにエクスポートされた（分割された）3 Dモデル上の点と同相の心周期及び呼吸周期に較正される。

【 0 0 5 0 】

これに応じて解剖学的特徴部又は基準特徴部が、エクスポートされた3 Dモデル上で識別される場合には、ブロック 3 2 4 に示され、且つ以下に詳細に説明されるように、カテテル及びノ又はリードは、エクスポートされた3 Dモデル全体で識別された解剖学的特徴部にナビゲートされて整列される。その後、ブロック 3 2 6 に示されるように、分割された3 Dモデルと同相の心周期及び呼吸周期へのカテテルノリードの較正が行われる。具体的には、例えば心房細動アブレーションの場合でのカテテルは、左心房・肺静脈接合部などの識別された基準特徴部にナビゲートされて、位置合わせ処理を最適化することができる。この位置はまた、透視法及び心内膜記録を用いて確認することができる。

10

【 0 0 5 1 】

スキャンシステムからエクスポートされた3 Dモデルでインターベンショナルシステムモデルを較正するのに、基準点又は識別された解剖学的ランドマークのいずれを用いるかに関わらず、方法 3 0 0 は次にブロック 3 2 8 に進み、倍率 を算出することによりインターベンショナルシステムに対してスキャンシステムを更に較正し、インターベンショナルシステムモデルに対するスキャンシステムモデルのスケールを調整する。

【 0 0 5 2 】

次いで、ブロック 3 3 0 に示されるように、エクスポートされた3 D解剖学的モデルは、一連の回転、平行移動、及びスケール調整によりインターベンショナルシステムで位置合わせされる。すなわち、座標系は、点のペア又は特徴部が互いに整列して位置合わせが最適化されるように回転される。平行移動因数（ t_x 、 t_y 、 t_z ）の生成は比較的単純であり、例えば、共通の解剖学的構造の中心を整列させるなどの公知の技法及び処理を用いることができる。処理回路は、CT画像に対して3 Dモデルを平行移動するための平行移動因数を生成する実行可能な命令を処理するように構成することができる。原則として整列方法はまた、投影面に垂直な軸に沿った回転を補正することができる。

20

【 0 0 5 3 】

位置合わせに用いられるシステムが、配向の点で患者中心基準を同じにするように較正されると仮定すると、2つのシステム間の回転が最小となる。例えば x 、 y 、及び z の3つの回転角度に関して、適正な回転を算出することができる。これにも関わらず、収縮及び拡張中の心臓の回転運動により幾らかの誤差が発生する可能性がある。考慮される他の重要な態様は、ロールCTゲーティング及び呼吸に起因するあらゆる変化である。洞律動中、解剖学的構造の分割再構成は、心周期の75%（拡張期）で行われる。同様に、心房細動など異常律中の相位置は、例えば心周期の45%で選択することができる。基準点は、インターベンショナルシステム上の同相でマークされ、心運動を原因とするどのような位置ずれも回避することができる。CTスキャンは、呼吸が呼気で保持される間に撮影されるので、インターベンショナルシステム上の基準点もまた、例えば呼吸が呼気で保持される間に定置することができる。依然として存在する可能性のあるどのような小さな誤差も、システムを較正して補正するのに必要な正確な回転度を認識してインターベンショナルシステム上の画像を同じ角度だけ回転させることで補正することができる。

30

40

【 0 0 5 4 】

倍率 は、共通の解剖学的基準系からの既知の情報、及びカテテルなどの器具の認識可能な特徴部により決定することができる。例えば、エクスポートされた画像からの見かけの寸法（カテテル直径など）は、既知の実寸法（例えばカテテル直径）と比較することができる。この情報から、エクスポートされた画像における解剖学的構造の実寸法を求めて、インターベンショナルシステムの画像構造体と比較することができる。また、例えばカテテルにおける電極間距離などの他の測定可能な特徴部をスケールリング目的で用いることもできる。処理回路は、位置合わせされた3 DモデルのスケールをCT画像に対

50

して調整した倍率を生成する実行可能命令を処理するように構成することができる。別の方法において、肺静脈口又は肺静脈口から肺静脈の一次分枝までの距離などといった、構造体の実サイズは、位置合わせされた画像上の見かけの寸法により算出され較正される。

【0055】

エクスポートされた3Dモデルの位置合わせに続いて、ブロック332に示され且つ上記で考察したように、最適化又は誤差の最小化ステップを実施することができる。次いで、新規に位置合わせされた3Dモデルは、ブロック334に示されるようにインターベンショナルシステム上に視覚化することができる。次にブロック336において、インターベンショナルシステム上で視覚化される位置合わせされた画像の上にある器具（例えばカテーテル、ペーシングリード）のナビゲーション及び位置決めなどによって、特定のインターベンショナル処置を行うことができる。

10

【0056】

本明細書における本発明の実施形態の固有の態様は、位置合わせされる3D解剖学的構造内に基準点を定置することを含む。左心房の実施例において、基準点は、（例えば）CT分割化中に所定の部位に定置される。左心房・左右上部肺静脈接合部及び冠状静脈洞口位置などの部位は、マッピングするカテーテルをナビゲートしてインターベンショナルシステム上に点を定置するために医師がこれらの部位に容易にアクセスできるのと同様に、左心房内でカテーテルを操作することにより得られる経験に基づいて選択される。このことは、外部基準マーカが入念な患者設定中に容易に用いることはできるが、これらのマーカの転位並びにイメージングと位置合わせ双方のためにほぼすぐに必要となる点はこの方法の欠点であることは明らかであるので、重要なことである。これらの問題は、この実施形態において示される内部基準点を用いることにより排除することができる。

20

【0057】

図3は、例示的な一連の3Dモデル画像の図を示し、最初にイメージングシステムから得られたモデル上に定置された基準点、続いて、画像及び基準点のインターベンショナルシステムへのエクスポート、及びエクスポートされた画像の位置合わせを詳述している。具体的には、第1の画像402は、定置された基準点の第1のセット（基準点1、2及び3）を有する3D心臓CTモデルである。第2の画像404は、インターベンショナルシステムにエクスポートされた3D画像402を表し、定置された対応する基準点の第2のペアを有する。対応する基準点の整列に続いて、これにより結果として位置合わせされた画像406が得られる。

30

【0058】

図4に示されるように両心室ペーシングの場合、基準点（これにより限定されるものではないが）は、上大静脈（SVC520）と右心房との境界、冠状静脈洞530の開口領域、及び下大静脈・右心房の接合部、又は非共線点を生成する右心房下部など、容易にアクセス可能な部位に定置することができる。左心房モデルの場合のように、SVC、右心房、冠状静脈洞、及び左心室で分割されたモデルがインターベンショナルシステムにエクスポートされた後、基準点ペアを用いて位置合わせを成功裏に行う。位置合わせされた特徴部をより明確に描出するために、中央パネルは（前後方向（AP）ビューとは対照的に）、左心室（LV）及び冠状静脈洞（CS）とその分枝を含む心臓の後前方向又はPAビューを示す。右パネルに示されるように、上記で詳述された分割処理によりCS530とその分枝の詳細なビューもまた可能とすることができる。

40

【0059】

ブロック図に記載されているような本発明の別の固有の態様において、これらの中に配置されたツールを具備する解剖学的特徴部（基準特徴部とも呼ばれる）は、位置合わせのために用いることができる。この態様は、以下で更に詳細に説明する。心房細動インターベンショナル処置中、複数の記録電極を具備するカテーテルが通常、冠状静脈洞内に配置される。このカテーテルは通常、頸部の頸静脈から配置され上大静脈を下り冠状静脈洞へと通る。同様にマッピング・アブレーションカテーテルは、経中隔法を用いて左心房内に配置される。左心房のマッピング・アブレーションカテーテル及び冠状静脈洞カテーテル

50

の双方ともインターベンショナルシステム全体で識別することができる。この位置決めは、最新の入手可能なインターベンショナルシステムにおいて実行される検証調査に基づき極めて正確である。これらのカテーテルの位置はまた、特に左心房・肺静脈接合部などの位置で透視法及び心電図により確認することができる。これらの領域の電位図は、左心房及び肺静脈からの記録を示す重複ポテンシャルを表す。

【0060】

図5は、透視法システム（例えば透視法システム182及びインターベンショナルシステム186）からの投影画像（パネルA及びD）を表す。マッピング・アブレーションカテーテル500及び冠状静脈洞カテーテル510の位置は、透視画像上に見られる。マッピング・アブレーションカテーテル500は、右上部肺静脈（パネルA）及び左上部肺静脈（パネルD）内に配置される。冠状静脈洞（CS）カテーテル510は複数の電極を有し、該電極の幾つかは、SVC及び冠状静脈洞において視覚化される。これらの電極はまた、図7に示されるようにインターベンショナルシステム上で識別することができる。透視画像上の左右上部肺静脈のカテーテルの位置は、カテーテルの位置を確認するために造影剤（図示せず）を注入し、カテーテルから得られた電位図により確認することができる。心臓腔、心房と心室との間の接合部を表す心室の僧帽弁輪又は三尖弁輪などの他の領域を用いることもできる。しかしながら、本発明の実施形態は、本明細書で開示された解剖学的領域及び構造体に限定されることを意図するものではない。パネルBにおいて、マッピング・アブレーションカテーテルの500の位置とエクスポートされた左心房3Dモデル184の双方がインターベンショナルシステム186上に見られる。図示されるように、2つの整列には有意な誤差がある。パネルCに示されるようにカテーテルと3Dモデル上の位置とを連結する変換を識別することができる。次いで、カテーテルは、透視画像のパネルDに示されるように左上部肺静脈内に位置付けられ、上述のように同様の処理が繰り返されてカテーテルと3D画像を連結し、画像を適正に整列させて適正な変換を達成するようにする。

10

20

【0061】

別の態様において、冠状静脈洞内に位置付けられたカテーテルは、上記のように整列させるか又は単独で用いることができる。図6は、透視画像上の冠状静脈洞カテーテル510及びペーシング・除細動リード540の位置を示す。冠状静脈洞カテーテルの場合、SVC及び右心房を横断後、カテーテルは冠状静脈洞の内部に位置付けられる。右心室ペーシングのペーシング・除細動リードの場合、リード（冠状静脈洞カテーテルのような）はSVCを横断するが、代わりに右心室に配置される。従って、カテーテル又はリードの分割されたSVCとの整列は成功裏に位置合わせをもたらすことができる。

30

【0062】

図7に示されるように、冠状静脈洞カテーテル510の電極は、左パネルに示されるように透視法システム上に描出される。図2（ブロック324）及び図1に示されるように、画像184（3Dモデルに加えて）が処理されて、SVC520及び冠状静脈洞530などのような関心のある血管でのカテーテル510の経路を確立する。画像184、520及び530の処理では、動脈相データ収集からの画像の冠状静脈洞内のボクセル強度を調整する公知の技法を用いて、或いは動脈又は静脈相調査に従って画像輝度を調整する公知の技法を用いて画像の微調整がなされる。この造影剤増強分割分析を用いて、SVC520及び冠状静脈洞530が図7の右パネルに描かれるように識別される。冠状静脈洞の電極はまた、インターベンショナルシステム上に示してマークすることができる。次いで、カテーテル（電極）は、右パネルに描かれるような変換処理を用いて、エクスポートされた分割上大静脈520及び冠状静脈洞530画像並びに左心房モデル184と整列される。左心房とこれらの構造体との間には一定の関係が存在するので、左心房モデルはまた引き続きインターベンショナルシステム上に視覚化することができる。例証として図8は、Localisa（商標）システムでマークされ、且つSVC及び冠状静脈洞と整列された冠状静脈洞カテーテルの電極を示す。

40

【0063】

50

両心室ペーシングの場合、右心室リード540が通常最初に配置される。これは、SVC520の冠状静脈洞カテーテルの経路を辿るが、冠状静脈洞に進む代わりに右心室内に配置される。右心室に配置された右心室リードの実施例は図6に図示されている。次いで、SVC520及び冠状静脈洞画像530は、これら画像を連結する変換を識別することによりリード540と整列される。冠状静脈洞と共に左心室全体もまた、図4に示されるように分割され描出することができる。米国出願シリアル番号10/605,903及び10/900,847において具体的に詳述されるように、左心室のペーシングに最適な部位は、これら位置合わせされた画像及び最も近接した冠状静脈洞分枝又は外側から心外膜に配置されたペーシングリード上で識別され、最大の効果を得ることができる。左心室位置合わせ又は両心室ペーシングに加えて、大動脈を通過して心室で反対に配置され、且つ大動脈及び/又は大動脈或いは左心室内に配置された複数の基準点と整列されたカテーテルも同様に、位置合わせに用いることができる。

10

【0064】

本明細書で開示されるように、本発明の幾つかの実施形態は以下の利点：すなわち、ペーシングリードを最も適当な部位にナビゲートして配置することができるCTインターベンショナルシステムの位置合わせ技法を利用可能であり、これにより両心室又は左心室ペーシングの有効性が改善されること；冠状静脈洞の位置を3Dモデル上に示すCTインターベンショナルシステム位置合わせ技法を利用可能であり、これにより両心室ペーシングにおいて冠状静脈洞リードの実装前に冠状静脈洞血管造影法を行う必要性が排除されること；スキャナを用いて生成された3Dモデルから得られた情報をインターベンショナルシステムにより与えられたリアルタイムのライブ情報と併合する機能；及びCTのイメージング性能を用い、より重要なことにはインターベンショナルシステムにこれら画像を位置合わせすることにより肺静脈・左心房の異なる接合部及び心房の他の有効な領域の真の3D幾何形状の視覚化を可能にする技法が利用可能であり、肺静脈とAFが開始及び維持される他の領域とをより正確且つ容易に分離するのに役立つこと、の幾つかを含むことができる。

20

【0065】

本発明の実施形態は例示的な解剖学的領域として心臓を開示しているが、本発明はこれに限定されず、本発明の範囲が患者の関のある他の解剖学的領域を含むことは理解されるであろう。本発明の実施形態は、解剖学的領域内の例示的な解剖学的構造体として冠状静脈洞、SVC及び左心房を開示しているが、本発明はこれに限定されず、本発明の範囲が解剖学的領域内の他の解剖学的構造を含むことは理解されるであろう。本発明の実施形態は、患者内に配置されるカテーテル又はリードを開示しているが、本発明はこれに限定されず、本発明の範囲は他の装置を含むことは理解されるであろう。

30

【0066】

本発明の実施形態は、コンピュータが実行する処理及びこれらの処理を実施する装置の形態で具現化することができる。本発明はまた、フレキシブルディスク、CD-ROM、ハードドライブ、USB（ユニバーサルシリアルバス）ドライブ、又は他のあらゆるコンピュータ可読記憶媒体などといった有形媒体で具現化される命令を含むコンピュータプログラムコードを有するコンピュータプログラム製品の形態で具現化することができ、ここでコンピュータプログラムコードがコンピュータにロードされコンピュータにより実行されると、該コンピュータが本発明を実施する装置となる。本発明はまた、例えば記憶媒体内に格納され、コンピュータにロード及び/又はコンピュータにより実行され、或いは電線又はケーブルを介し、光ファイバーを通じて、又は電磁放射線を介してなどの何らかの送信媒体を介して送信される、コンピュータプログラムコードの形態で具現化することができ、ここでコンピュータプログラムコードがコンピュータにロードされコンピュータにより実行されると、該コンピュータは本発明を実施する装置となる。コンピュータプログラムコードセグメントは、汎用マイクロプロセッサ上に実装されると、特定論理回路を生成するためのマイクロプロセッサを構成する。実行可能な命令の技術効果は、少なくとも医療用インターベンショナル処置を支援することを目的として、インターベンショナルシ

40

50

ステムで3Dモデルを位置合わせすることである。

【0067】

本発明を好ましい実施形態を参照しながら説明してきたが、当業者であれば本発明の範囲から逸脱することなく様々な変更を行うことができ、均等物によってその要素と置き換えることができることは理解されるであろう。更に、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、本発明の教示に対して特定の状況又は材料に適合させるように多くの変更を行うことができる。従って本発明は、本発明を実施することが企図された最良の形態として開示される特定の実施形態に限定されるものではなく、添付の請求項の範囲内にある全ての実施形態を含むことが意図される。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】コンピュータ断層撮影（CT）システムなどの本発明の実施形態によって使用するのに好適な医用イメージングシステムの全体概略図。

【図2】本発明の実施形態による、図1のイメージングシステムを用いて収集された医療用画像をインターベンショナルシステム内で位置合わせする方法のフロー図。

【図3】最初に画像上に基準点が定置されること、続いて画像及び基準点をインターベンショナルシステム（ここで対応する基準点が定置される）にエクスポートすること、及びエクスポートされた画像を位置合わせすることが詳述された、3Dモデル画像の一連の例示的な図。

【図4】最初に基準点が画像上に定置されること、及び両心室ペーシングインターベンショナル処置のために画像を位置合わせすることが詳述された、3D上大静脈及び冠状静脈洞3D画像の一連の例示的な図。

【図5】透視法を用いて確認されるように、肺静脈内に配置されるカテーテルを用いてエクスポートされた3Dモデルをインターベンショナルシステム上に整列させて位置合わせする一連の例示的な図。

【図6】上大静脈、冠状静脈洞、及び右心室において整列されるときに冠状静脈洞カテーテル及びペーシング・除細動リードの経路を示す透視画像。

【図7】透視法を用いて確認されるように、上大静脈及び冠状静脈洞内に配置されるカテーテルを用いてエクスポートされた3D解剖学的モデルをインターベンショナルシステム上に整列させる一連の例示的な図。

【図8】Localisa（商標）インターベンショナルシステムによるカテーテル電極の位置の図。

【符号の説明】

【0069】

- 112 EKG モニタ
- 114 R ピーク事象
- 116 ガントリインターフェイスボード
- 120 リアルタイム制御/データ収集
- 130 収集データ
- 135 EKG ゲート再構成
- 140 画像生成
- 150 画像データ
- 162 キーボード
- 167 アーカイブ
- 168 フィルム
- 169 ネットワーク
- 200 メモリ

10

20

30

40

50

182 透視法
184 3Dモデル

【図1】

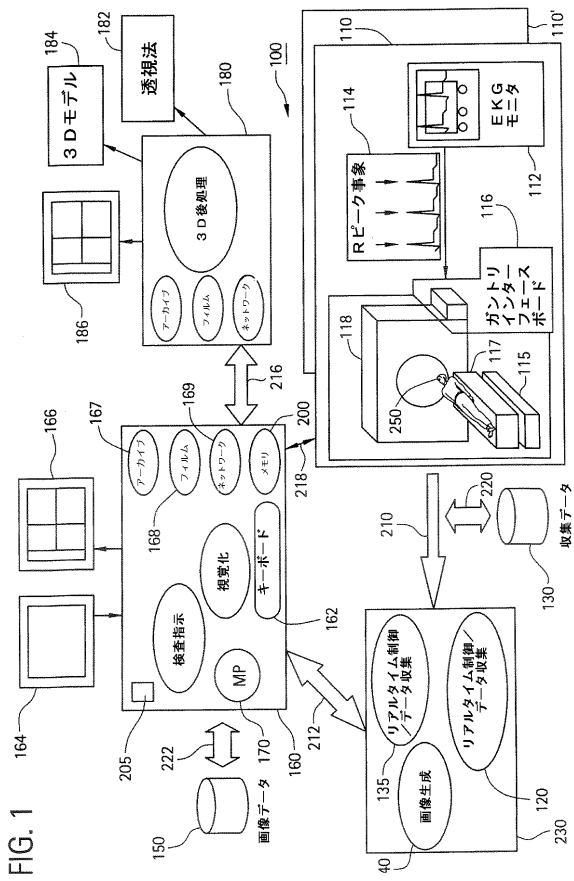
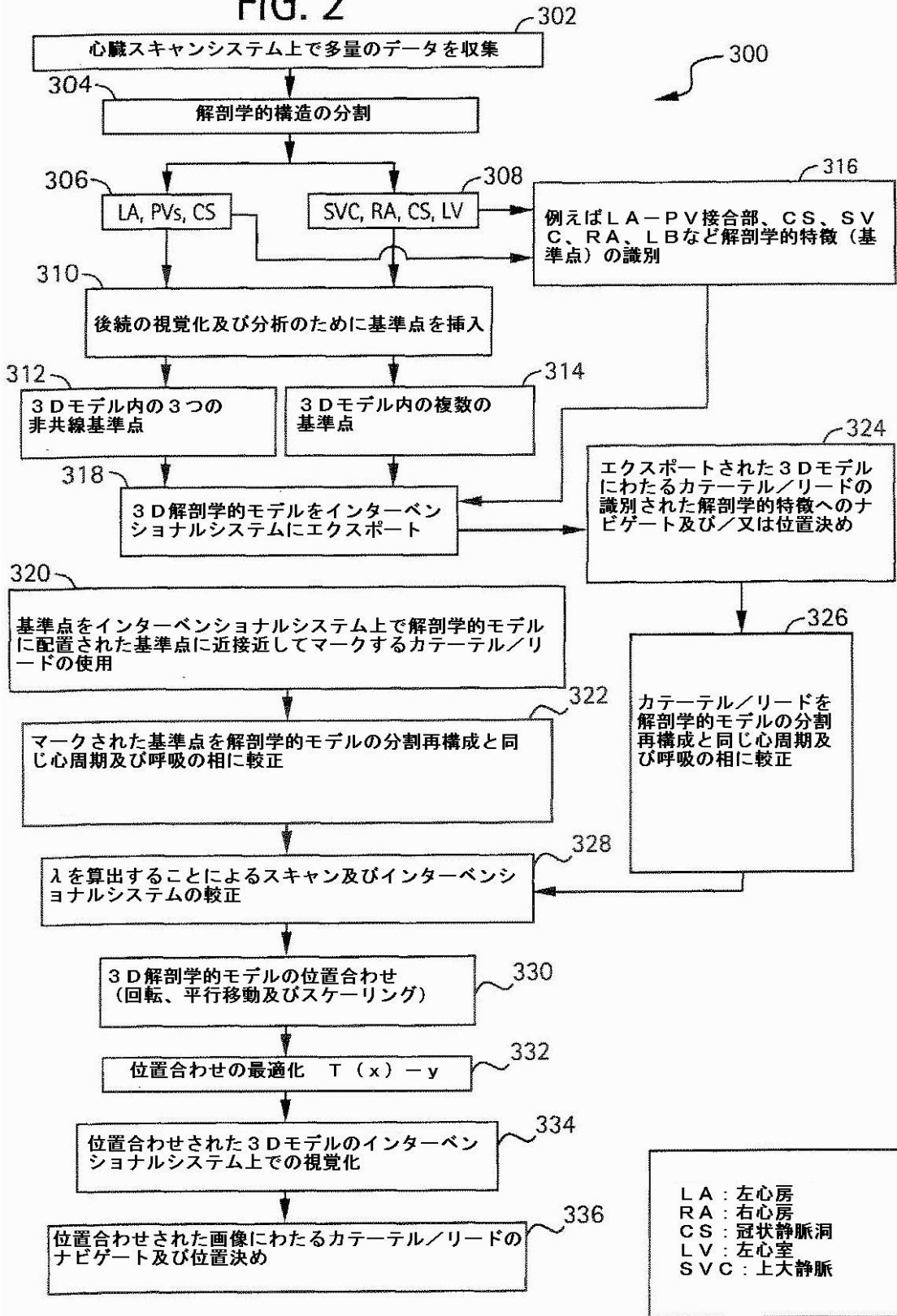


FIG. 1

【図2】

FIG. 2

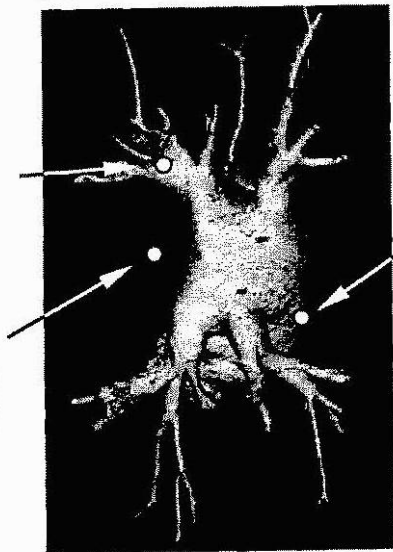


【 図 3 】

FIG. 3

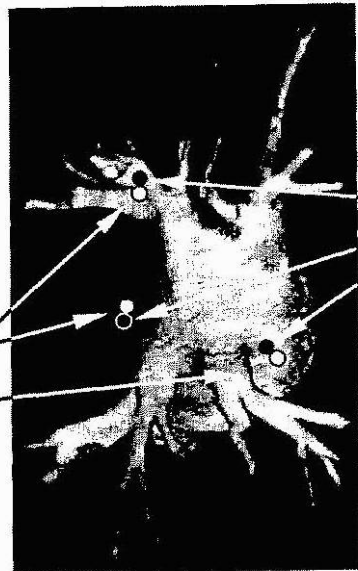
インターベンショナルシステムの基準点

基準点1 基準点2



402

マークされた基準点を具備する分割CT画像



404

対応する基準点



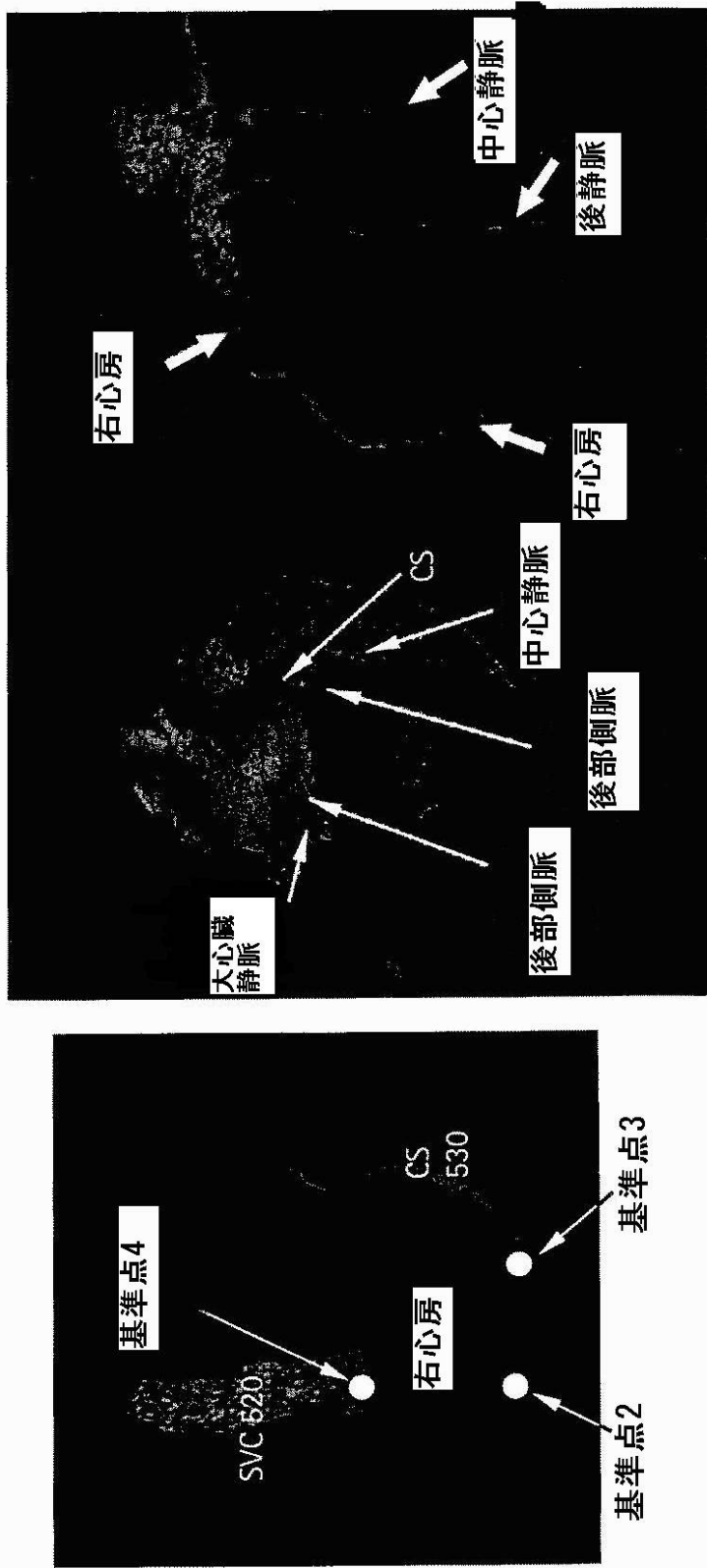
406

位置合わせされた画像

【 図 4 】

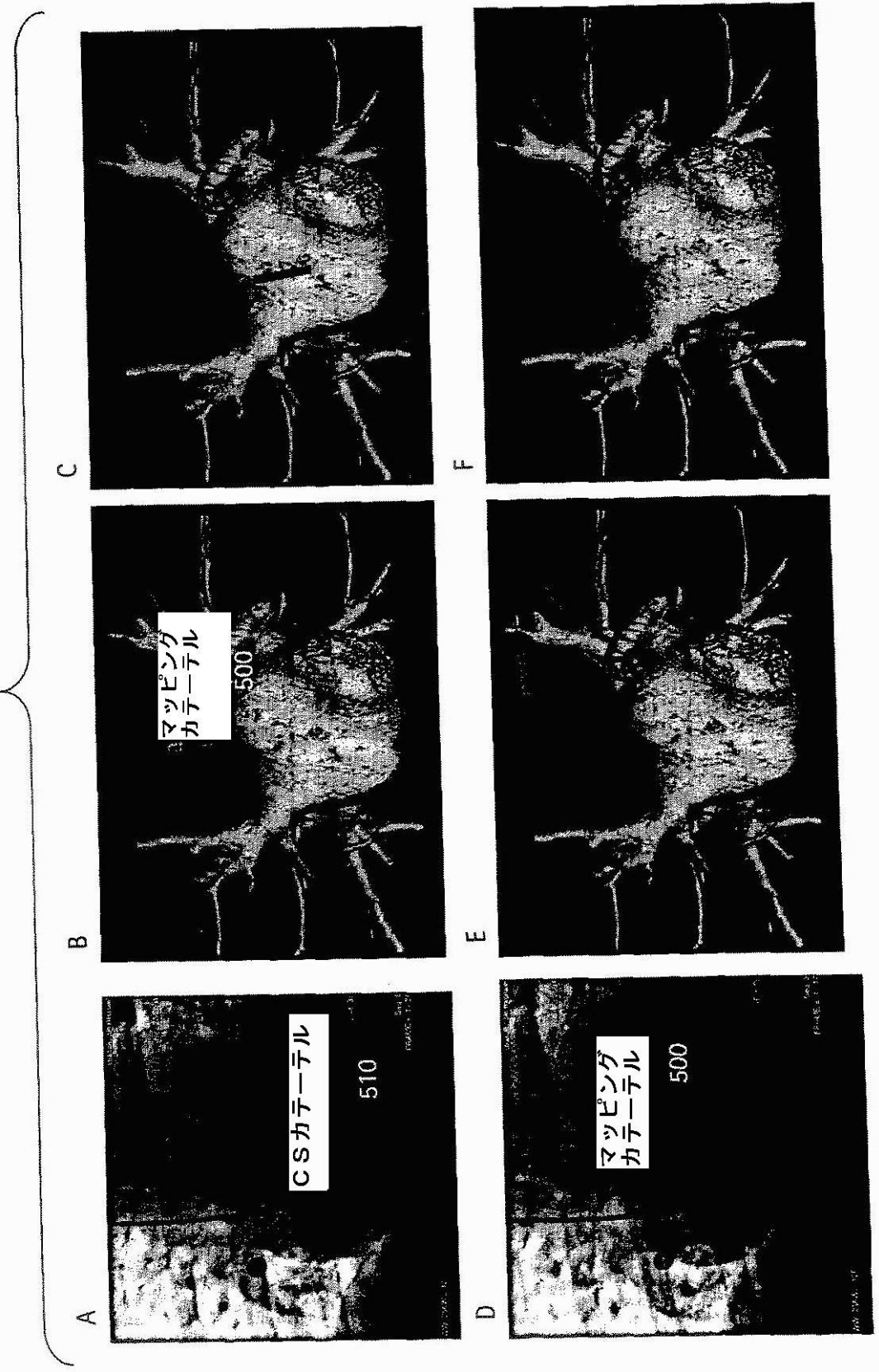
FIG. 4

基準点を用いた冠状静脈洞及び左心室の位置合わせ



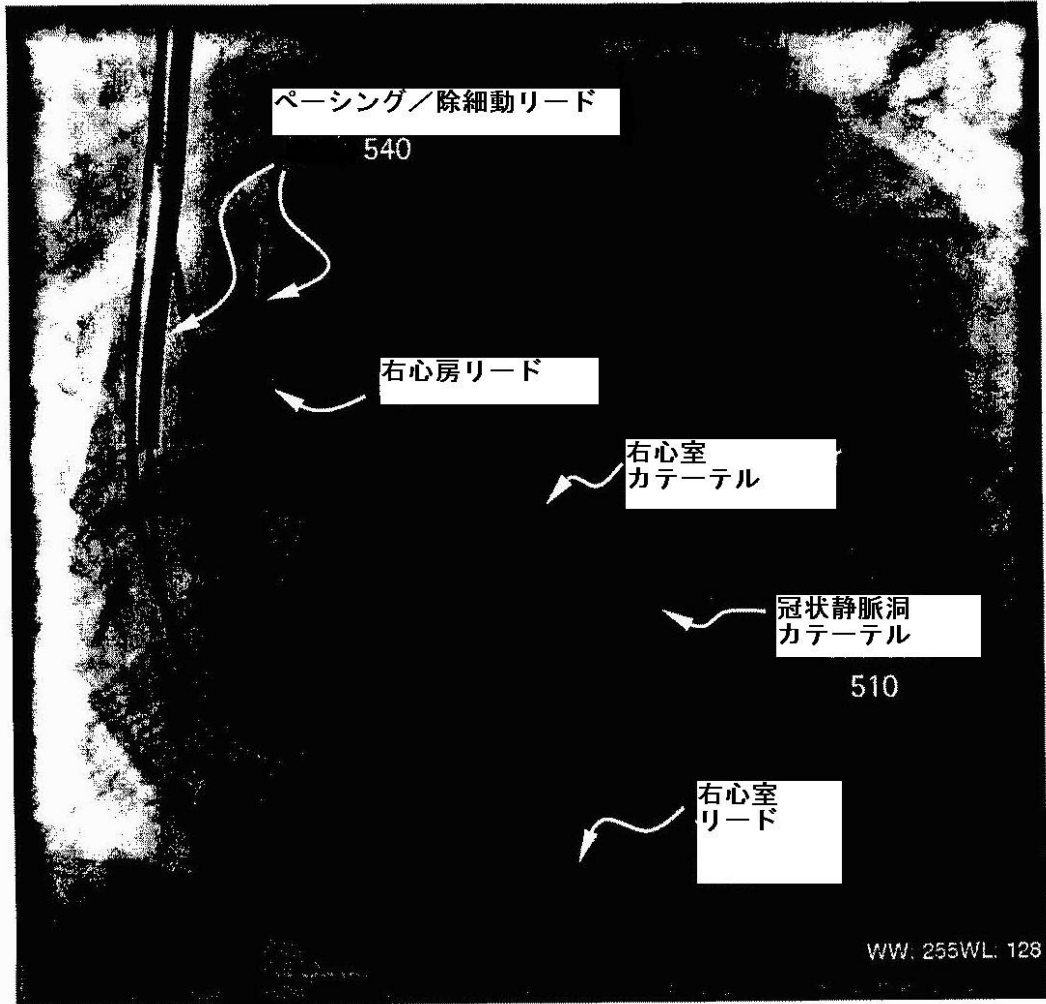
【 図 5 】

FIG. 5



【図6】

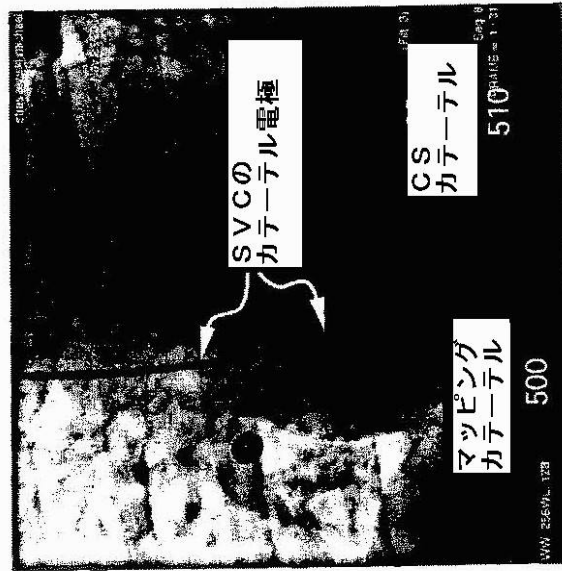
FIG. 6



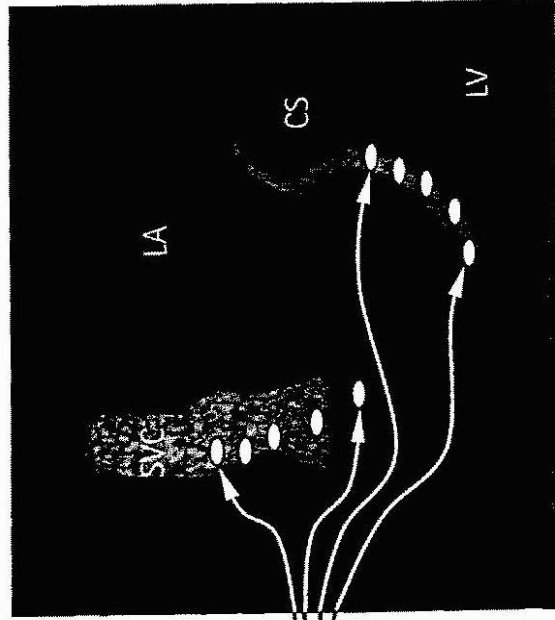
【 図 7 】

FIG. 7

基準特徴及び冠状静脈洞カテーテルを用いた冠状静脈洞の位置合わせ

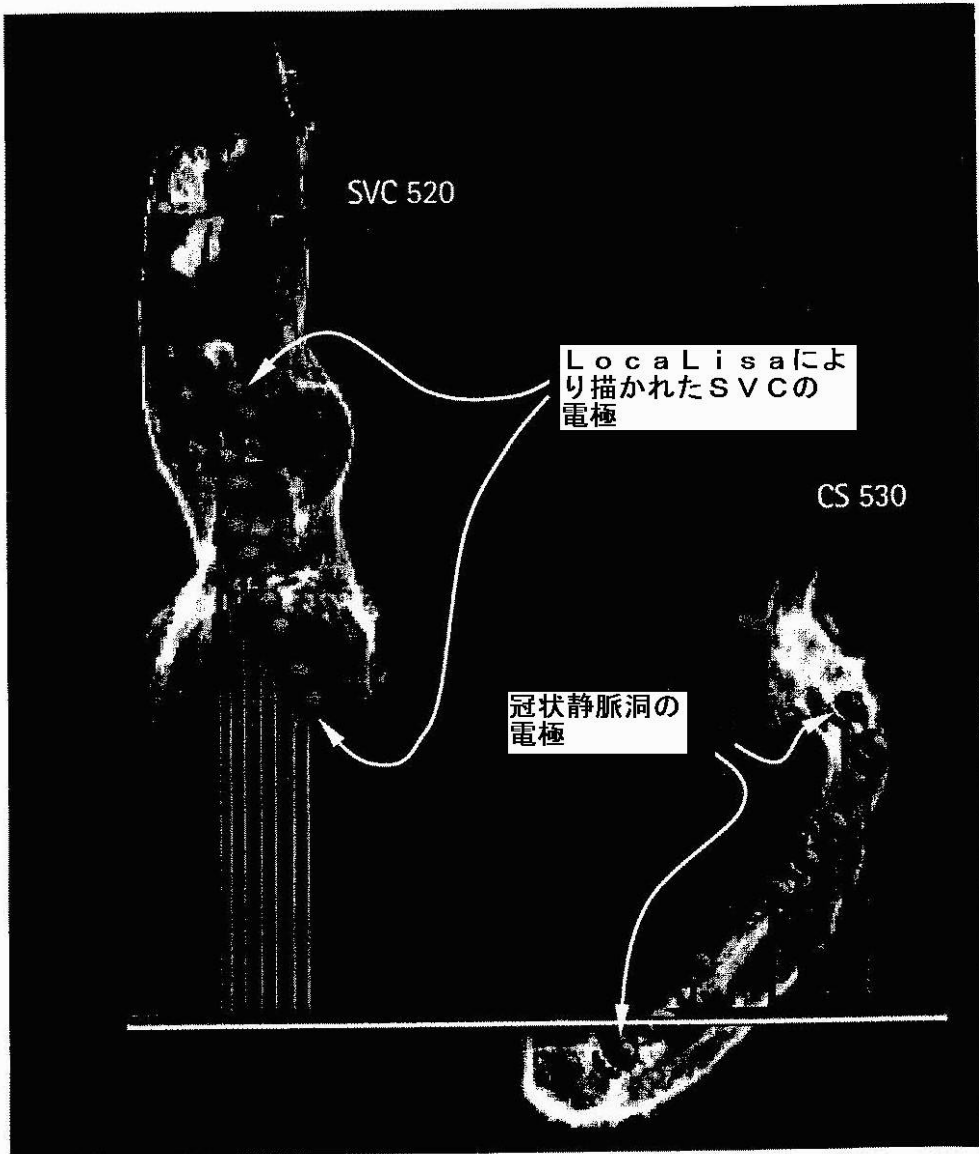


インターベシム
ヨナルシステム
にわたって配置
される電極



【 図 8 】

FIG. 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久
- (72)発明者 メリッサ・ヴァス
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、ナンバー 206、エヌ・キャス・ストリート、1109番
- (72)発明者 ジャスビール・エス・スラ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピフォークー、レッド・オーク・コート、ダブリュ305・エヌ29263番
- (72)発明者 ダリン・アール・オケールンド
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ムスケゴ、サロヤン・ロード、エス66・ダブリュ13772番