

(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2009-106633

(P2009-106633A)

(43) 公開日 平成21年5月21日(2009.5.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 K	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 O P	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 D	
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 O 2	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-283590 (P2007-283590)
 (22) 出願日 平成19年10月31日 (2007.10.31)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (71) 出願人 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像表示装置及び術中ナビゲーションシステム

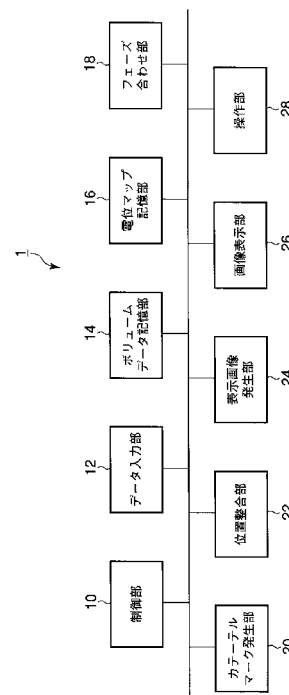
(57) 【要約】

【課題】カテーテルを精確且つ容易に目的部位まで移動するための画像を表示することが可能な医用画像表示装置及び術中ナビゲーションシステムの提供。

【解決手段】ボリュームデータ記憶部14は、被検体の特定臓器に関するボリュームデータファイルを記憶する。電位マップ記憶部16は、特定臓器に関する電位マップを記憶する。位置整合部22は、ボリュームデータファイルと電位マップとの間の解剖学的な位置を整合する。表示画像発生部24は、位置整合されたボリュームデータファイルに基づいて、電位に応じた色情報が割り付けられた表示画像のデータを発生する。画像表示部26は、発生された表示画像を表示する。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の特定臓器に関するボリュームデータファイルを記憶するボリュームデータ記憶部と、

前記特定臓器に関する電位マップを記憶する電位マップ記憶部と、

前記ボリュームデータファイルと前記電位マップとの間の解剖学的な位置を整合する位置整合部と、

前記位置整合されたボリュームデータファイルに基づいて、前記電位に応じた色情報が割り付けられた表示画像のデータを発生する表示画像発生部と、

前記発生された表示画像を表示する画像表示部と、

を具備する医用画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記ボリュームデータ記憶部は、前記特定臓器に関する、撮影時刻の異なる複数のボリュームデータファイルを記憶し、

前記位置整合部は、前記複数のボリュームデータファイルと前記電位マップとの間の解剖学的な位置を整合し、

前記表示画像発生部は、前記位置整合された複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記電位に応じた色情報が割り付けられた複数の表示画像のデータをそれぞれ発生し、

前記画像表示部は、前記発生された複数の表示画像を順次表示する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像表示装置。

20

【請求項 3】

前記表示画像発生部は、

前記電位マップを構成する画素に割り付けられた前記色情報を、前記複数のボリュームデータファイルを構成する複数の画素それぞれに割り付ける色情報割付部と、

前記色情報が割り付けられた前記複数のボリュームデータファイルをそれぞれ 3 次元画像処理することにより、前記複数の表示画像のデータを発生する 3 次元画像処理部と、を有する、

ことを特徴とする請求項 2 記載の医用画像表示装置。

30

【請求項 4】

前記 3 次元画像処理は、平行投影法又は透視投影法による影付けボリュームデータレンダリング、奥行きボリュームデータレンダリング、及び画素値投影法の何れか 1 つである、ことを特徴とする請求項 3 記載の医用画像表示装置。

【請求項 5】

前記表示画像発生部は、

前記複数のボリュームデータファイルをそれぞれ MPR 処理することにより、所定断面に関する複数の MPR 画像のデータを発生する MPR 処理部と、

前記電位マップにおける前記所定断面を構成する画素に割り付けられた色情報を、前記複数の MPR 画像を構成する複数の画素にそれぞれ割り付けることによって複数の表示画像のデータを発生する色情報割付部と、を有する、

ことを特徴とする請求項 2 記載の医用画像表示装置。

40

【請求項 6】

前記ボリュームデータ記憶部は、第 1 の心電図のデータに前記複数のボリュームデータファイルを関連付けて記憶し、

前記電位マップ記憶部は、第 2 の心電図のデータに前記電位マップのデータを関連付けて記憶し、

前記第 1 の心電図のデータと前記第 2 の心電図のデータとに基づいて前記複数のボリュームデータファイルと前記電位マップとの心位相を整合させる心位相整合部をさらに具備する、

ことを特徴とする請求項 2 記載の医用画像表示装置。

50

【請求項 7】

前記電位マップ記憶部は、前記第 2 の心電図のデータに収集時刻の異なる複数の電位マップのデータを関連付けて記憶し、

前記心位相整合部は、前記第 1 の心電図のデータと前記第 2 の心電図のデータとに基づいて前記複数のボリュームデータファイルと前記複数の電位マップとの時相を整合させる、

ことを特徴とする請求項 6 記載の医用画像表示装置。

【請求項 8】

前記被検体内を移動するカテーテルの位置のデータを入力するカテーテル位置入力部と

前記入力されたカテーテルの位置を示す第 1 図形のデータを発生するカテーテル図形発生部と、をさらに具備し、

前記画像表示部は、前記発生された第 1 図形を前記表示画像に重ねて表示する、ことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像表示装置。

【請求項 9】

前記カテーテル位置入力部は、前記カテーテルの向きを入力し、

前記カテーテル図形発生部は、前記カテーテルの位置及び向きを示す第 2 図形のデータを発生し、

前記画像表示部は、前記発生された第 2 図形を前記表示画像に重ねて表示する、ことを特徴とする請求項 8 記載の医用画像表示装置。

【請求項 10】

前記ボリュームデータファイルは、X線コンピュータ断層撮影装置及び磁気共鳴イメージング装置の少なくとも 1 つによって発生されたことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像表示装置。

【請求項 11】

被検体の特定臓器に関し、撮影時刻の異なる複数のボリュームデータファイルを記憶するボリュームデータ記憶部と、

前記特定臓器に関する電位マップを記憶する電位マップ記憶部と、

前記特定臓器内を移動するカテーテルの位置を検出するカテーテル位置検出部と、

前記複数のボリュームデータファイルと前記電位マップと前記カテーテルの位置との間の解剖学的な位置を整合する位置整合部と、

前記位置整合された複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記電位情報に応じた色情報が割り付けられた複数の表示画像のデータをそれぞれ発生する表示画像発生部と

前記発生された複数の表示画像を順次表示すると共に、前記カテーテルの位置を示す図形を前記表示画像に重ねて表示する画像表示部と、

を具備する術中ナビゲーションシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置等の医用画像発生装置に由来するボリュームデータファイルとカテーテル電極に由来する電位マップを処理する医用画像表示装置及び術中ナビゲーションシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

不整脈や頻拍等の治療を行なうためのカテーテルアブレーション治療装置がある。カテーテルアブレーション治療装置は、不整脈の発生部位や頻拍の原因となる副伝導路を探し出し、高周波エネルギーをカテーテル電極に通電して心筋の一部を焼灼する。従来、X線透視下で心筋の焼灼する部位を探し出し治療を行っていた。しかし、X線透視下にて電気の伝導路を考慮しながら焼灼部位を特定することは、非常に困難である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

近年、形態情報と電位情報とを同時に3次元的に示した電位マップを発生するElectro-anatomicalマッピング法(CARTOシステム)が登場した。術中において、電位マップは、カテテル先端を焼灼部位まで移動するためのナビゲーション画像として用いられる。そのため電位マップの形態情報は、高精度であることが望ましい。

【 0 0 0 4 】

電位マップを発生するためには、まず、カテテル電極を心臓の内面をなぞるようにして移動させ、心臓内面の複数部位で電位を検出する。そして、検出された複数部位を結ぶことにより電位マップの形状が算出される。また、電位マップ上の各画素には、電位に応じた色情報が割り付けられる。こうして電位マップが発生される。つまり、電位マップの形態情報を高精度に得るには非常に多くの点で電位を測定する必要がある。しかし、多くの点にて電位を測定することに伴う操作の手間、患者の負担、またX線透視下で術式を行う際の被爆量等、CARTOシステムにはまだまだ多くの問題点がある。

10

【特許文献1】特開2002-51998号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

本発明の目的は、カテテルを精確且つ容易に目的部位まで移動するための画像を表示することが可能な医用画像表示装置及び術中ナビゲーションシステムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

請求項1記載の医用画像表示装置は、被検体の特定臓器に関するボリュームデータファイルを記憶するボリュームデータ記憶部と、前記特定臓器に関する電位マップを記憶する電位マップ記憶部と、前記ボリュームデータファイルと前記電位マップとの間の解剖学的な位置を整合する位置整合部と、前記位置整合されたボリュームデータファイルに基づいて、前記電位に応じた色情報が割り付けられた表示画像のデータを発生する表示画像発生部と、前記発生された表示画像を表示する画像表示部と、を具備する。

【 0 0 0 7 】

請求項11記載の術中ナビゲーションシステムは、被検体の特定臓器に関し、撮影時刻の異なる複数のボリュームデータファイルを記憶するボリュームデータ記憶部と、前記特定臓器に関する電位マップを記憶する電位マップ記憶部と、前記特定臓器内を移動するカテテルの位置を検出するカテテル位置検出部と、前記複数のボリュームデータファイルと前記電位マップと前記カテテルの位置との間の解剖学的な位置を整合する位置整合部と、前記位置整合された複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記電位情報に応じた色情報が割り付けられた複数の表示画像のデータをそれぞれ発生する表示画像発生部と、前記発生された複数の表示画像を順次表示すると共に、前記カテテルの位置を示す図形を前記表示画像に重ねて表示する画像表示部と、を具備する。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、カテテルを精確且つ容易に目的部位まで移動するための画像を表示することが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

以下図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1は、本実施形態に係る術中ナビゲーションシステム100の構成を示す図である。図1に示すように、術中ナビゲーションシステム100は、カテテル200、カテテルアブレーション治療装置300、心電計400、及び医用画像表示装置1を有する。

【 0 0 1 0 】

カテテル200は、カテテルアブレーション治療装置300に接続される。カテ

50

テル200の先端部には、位置センサが設けられている。カテーテルアブレーション治療装置300は、この位置センサの出力に基づいてカテーテル200の先端部の位置を検出する。また、カテーテル200の先端部から少しずれた位置にも、位置センサが設けられている。2つの位置センサの出力に基づいて、カテーテルアブレーション治療装置300は、カテーテル200の先端部の向きを検出する。

【0011】

カテーテル200の先端部には位置センサの他に電極が設けられる。カテーテルアブレーション治療装置300は、このカテーテル電極により電位を検出する。カテーテルアブレーション治療装置300は手術ベッドに載置されている被検体の心臓内壁に関する電位マップを発生する。

10

【0012】

図2に電位マップの一例を示す。なお、図2の電位マップは、左心室に関する電位マップである。電位マップを発生するためには、まず、医師等がカテーテル200を心臓の内膜面をなぞるようにして移動させ、心内膜面の複数部位で位置及び電位が検出される。そしてカテーテルアブレーション治療装置300は、検出された複数部位に基づいて当該複数部位を頂点とした多面体である電位マップの形状を算出する。またカテーテルアブレーション治療装置300は、電位マップを構成する各ボクセルに、電位に応じた色情報を割り付ける。こうして電位マップが発生される。電位マップは、公知技術であるElectro-anatomicalマッピング法(以下、CARTOシステムと呼ぶ)によって発生される。CARTOシステムによって電氣的興奮マップ、心筋興奮マップ、電圧マップ等の電位マップが発生される。

20

【0013】

電氣的興奮マップは、心房頻拍のactivation mapと呼ばれるもので、例えば、電氣的興奮の早い部位を赤、遅い部位を紫、その中間は黄、黄緑、青の順で示す。電位マップには、不整脈中の興奮伝播過程が表示され、最早期興奮部は赤で示される。電氣的興奮マップにより、頻拍の最早期興奮やリエントリー回路が認識される。

【0014】

心筋興奮マップは、dynamic propagation mapと呼ばれるもので、例えば、心筋の脱分極(興奮)している範囲を赤、分極(静止)している範囲を青で示す。心筋興奮マップにより、心筋興奮部位が時間と共に移動する様子(矢印が興奮が伝播する方向を示す)がダイナミックに表示される。

30

【0015】

電圧マップは、心房頻拍のsubstrate (voltage) mapと呼ばれるもので、例えば、各部位で記録された心内電位の大きさを検出し、表示する方法である。伝導途絶部位やリエントリー回路の緩除伝導部位などでは心筋細胞が傷害されており、このような場所では心内心電図が低電位になる。従って、低電位組織の心臓内分布を求めることにより、不整脈発生部位として重要な傷害心筋、緩除伝導部位、伝導途絶部位、さらに心臓手術による瘢痕組織、上下大動脈などの局在を正確に把握することが出来る。瘢痕組織、手術時の心房切開線痕などが低電位であり、電位マップ上では赤で表示される。

【0016】

上述のマッピングは心内膜面の活動電位そのものを表示したが、内膜面各点の心拍周期内の最大活動電圧、或いは活動電圧の傾きの最大値を表示したり、基準となる時刻(心電波形R波のタイミング)から最大活動電圧が出現するまでの時間、あるいは活動電圧の傾きの最大値が出現するまでの時間を表示してもよい。

40

【0017】

術中、カテーテルは、医師等により被検体の心臓内にある不整脈の発生部位や頻拍の原因となる副伝導路等の焼灼部位まで挿入される。本実施形態において、焼灼部位は心筋の一部であるとする。カテーテル200が焼灼部位まで到達すると、医師等の指示によりカテーテルアブレーション治療装置300は、高周波エネルギーをカテーテル200の先端部の電極に通電して焼灼部位を焼灼する。

50

【 0 0 1 8 】

心電計 4 0 0 は、被検体に関する心電図データを収集する。

【 0 0 1 9 】

医用画像表示装置 1 は、術中、医師等がカテーテル 2 0 0 の先端部を精確且つ容易に焼灼部位に移動するための画像を発生し、表示する。

【 0 0 2 0 】

図 3 は、医用画像表示装置 1 の構成を示す図である。図 3 に示すように医用画像表示装置 1 は、制御部 1 0 を中枢として、データ入力部 1 2、ポリウムデータ記憶部 1 4、電位マップ記憶部 1 6、フェーズ合わせ部 1 8、カテーテルマーク発生部 2 0、位置整合部 2 2、表示画像発生部 2 4、画像表示部 2 6、操作部 2 8 とを有する。

10

【 0 0 2 1 】

データ入力部 1 2 は、外部装置から種々のデータを入力する。具体的には、術中においてデータ入力部 1 2 は、カテーテルアブレーション治療装置 3 0 0 によってリアルタイムに検出されるカテーテル 2 0 0 の位置及び向き of データ、心電計 4 0 0 によってリアルタイムに収集される心電図（以下、ライブ心電図と呼ぶ）のデータを入力する。

【 0 0 2 2 】

ポリウムデータ記憶部 1 4 は、術前に医用画像発生装置によって予め発生された撮影時刻の異なる複数のポリウムデータファイルを記憶する。医用画像発生装置は、X 線コンピュータ断層撮影装置（以下、X 線 CT 装置と呼ぶ）や磁気共鳴イメージング装置等の、被検体の特定臓器に関するポリウムデータを発生可能な装置である。なお本実施形態において医用画像発生装置は、X 線 CT 装置であるとする。特定臓器は、被検体の心臓であるとする。ポリウムデータ記憶部 1 4 は、少なくとも 1 心拍分の複数のポリウムデータファイルを記憶している。ポリウムデータ記憶部 1 4 は、心電計 4 0 0 によって収集された心電図（以下、V D 心電図と呼ぶ）のデータに、複数のポリウムデータファイルに関連付けて記憶する。V D 心電図のデータは、CT スキャン時に心電計 4 0 0 によって収集される。

20

【 0 0 2 3 】

電位マップ記憶部 1 6 は、撮影時刻の異なる複数の電位マップのデータを記憶する。電位マップ記憶部 1 6 は、心電図（以下、マップ心電図と呼ぶ）のデータに複数の電位マップのデータを関連付けて記憶する。マップ心電図のデータは、カテーテル 2 0 0 の先端部の位置及び電位の検出時に、心電計 4 0 0 によって収集される。

30

【 0 0 2 4 】

フェーズ合わせ部 1 8 は、V D 心電図のデータとマップ心電図のデータとに基づいて、複数のポリウムデータファイルと複数の電位マップとに対してフェーズ（心位相）合わせを行う。

【 0 0 2 5 】

カテーテルマーク発生部 2 0 は、データ入力部 1 2 により入力されるカテーテル 2 0 0 の位置及び向き of データに基づいて、カテーテル 2 0 0 の形状を模した、カテーテル 2 0 0 の位置及び向きを示すマーク（以下、カテーテルマークと呼ぶ）のデータを発生する。

【 0 0 2 6 】

位置整合部 2 2 は、位置整合行列に基づいて、ポリウムデータファイル、電位マップ、カテーテルマークとの間の解剖学的な位置を整合する。位置整合行列は、例えば、ポリウムデータファイルに基づく 3 次元画像と手術ベッド上の被検体との間の解剖学上同一位置にある複数部位の座標のデータを用いて、算出される。位置整合部 2 2 は、位置整合処理の前に位置整合行列を算出する。具体的な座標データの収集及び算出は以下のように行なわれる。

40

【 0 0 2 7 】

図 4 は、位置整合行列の算出処理を説明するための図である。なお、カテーテル 2 0 0 の位置と手術ベッド上の被検体の位置とは、カテーテルアブレーション治療装置 3 0 0 等に設けられている位置センサによって、既に対応付けられているとする。

50

【 0 0 2 8 】

1. まず医師等は、カテーテル 2 0 0 の先端部に取り付けられた位置センサを用いて、被検体の体表面上での解剖学上特徴のある特定位置 P を指定する。特定位置 P の座標は、カテーテルアブレーション治療装置 3 0 0 によって算出される。算出された座標のデータは、データ入力部 1 2 を介して、位置整合部 2 2 に入力される。

2. 次に医師等は、画像表示部 2 6 に表示される当該被検体の体表面が描出された 3 次元画像上で、手順 1 で指定した特定位置 P と解剖学的に同一な特定位置 P ' を、操作部 2 8 を介して指定する。位置整合部 2 2 は、特定位置 P ' の座標を算出する。

3. 上記の 1 と 2 とを 3 回以上繰り返す。

4. 上記の少なくとも 6 点の座標に基づいて、位置整合部 2 2 は、位置整合行列を算出する。なお位置整合行列の算出方法は、既知の技術を用いて行なわれる。

10

【 0 0 2 9 】

表示画像発生部 2 4 は、位置整合された複数のボリュームデータファイルに基づいて、電位に応じた色情報が割り付けられた複数の表示画像のデータをそれぞれ発生する。具体的には、表示画像発生部 2 4 は、電位マップを構成する各画素に割り付けられた色情報を、ボリュームデータファイルを構成する各画素にそれぞれ割り付ける。表示画像発生部 2 4 は、色情報が割り付けられたボリュームデータファイルを 3 次元画像処理することにより、表示画像 (3 次元画像) のデータを発生する。これら 3 次元画像処理は、同一フェーズの電位マップとボリュームデータファイルとで行なわれる。3 次元画像処理には、平行投影法又は透視投影法による影つきボリュームレンダリング (Shaded Volume Rendering : 以下、S V R と呼ぶ) 、奥行きボリュームレンダリング (Depth Volume Rendering : 以下、D V R と呼ぶ) 、画素値投影法 (Intensity Projection) が含まれる。

20

【 0 0 3 0 】

また、必要に応じて表示画像発生部 2 4 は、ボリュームデータファイルに基づいて任意断面の 3 次元画像や M P R (Multiplanar Reconstruction : 断面変換) 処理による画像 (以下、M P R 画像と呼ぶ) のデータを発生する。

【 0 0 3 1 】

画像表示部 2 6 は、色情報を有する表示画像を表示制御するための表示レイアウト、表示条件、画像情報等を制御して、表示画像を表示する。例えば、画像表示部 2 6 は、複数の表示画像を順次カラー表示することで、表示画像をカラー動画表示する。また術中、画像表示部 2 6 は、表示画像にカテーテルマークを重ね合わせて表示する。この表示画像とカテーテルマークとを重ねて表示することをナビゲーション画像表示と呼ぶことにする。また、画像表示部 2 6 は、3 次元画像と M P R 画像とを並列させて、各々を動画表示することも可能である。

30

【 0 0 3 2 】

操作部 2 8 は、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、ボタン等の選択デバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスである。

【 0 0 3 3 】

上記のように医用画像表示装置 1 は、術中、カテーテル 2 0 0 を精確且つ容易に焼灼部位に移動させるためにナビゲーション画像表示を行なう。このナビゲーション画像表示を行なうために医用画像表示装置 1 は、術前に予め複数の表示画像のデータを発生する。

40

【 0 0 3 4 】

以下、制御部 1 0 による表示画像発生処理を説明する。図 5 は、表示画像発生処理の流れを示す図である。なお表示画像発生処理以前に、複数のボリュームデータファイル及び V D 心電図のデータがボリュームデータ記憶部 1 4 に記憶され、複数の電位マップ及びマップ心電図のデータが電位マップ記憶部 1 6 に記憶されているとする。ボリュームデータファイルは、少なくとも 1 心拍分のデータが記憶されているとする。

【 0 0 3 5 】

操作部 2 9 は、表示画像発生処理の開始指示を待機する (ステップ S A 1) 。開始指示を受信すると (ステップ S A 1 : Y E S) 、制御部 1 0 は、フェーズ合わせ部 1 8 にフェ

50

ーズ合わせ処理を行なわせる。フェーズ合わせ処理においてフェーズ合わせ部 18 は、V D 心電図とマップ心電図とに基づいて、複数のボリュームデータファイルと複数の電位マップとをフェーズ合わせする（ステップ S A 2）。

【0036】

図 6 は、フェーズ合わせ処理を説明するための図である。図 6 に示すように、V D 心電図でのフェーズ F A とマップ心電図でのフェーズ F A ' は、同一フェーズである。同様に、フェーズ F B とフェーズ F B '、フェーズ F C とフェーズ F C ' は同一フェーズである。V D 心電図のフェーズとマップ心電図のフェーズとはずれている。そこで、フェーズ合わせ部 18 は、同一又は略同一フェーズのボリュームデータファイルと電位マップとを関連付ける。フェーズ合わせは、例えば、テーブルにフェーズ情報を書き込み、この書き込まれたフェーズ情報を参照して行なう方法等、種々の方法がある。また、ボリュームデータファイルが心電同期再構成法により発生された場合、ボリュームデータファイルにはフェーズ情報が関連付けられているので、このフェーズ情報を利用してよい。通常、ボリュームデータファイルの空間分解能は、電位マップの空間分解能より高い。そのため、該当するフェーズにおける電位マップがない場合、そのフェーズにおける電位マップは、そのフェーズの前後における電位マップに基づいて補間される。

10

【0037】

フェーズ合わせが終了すると、制御部 10 は、位置整合部 22 に位置整合処理を行なわせる。位置整合部 22 は、表示画像発生処理の前に予め算出された位置整合行列を用いて、ボリュームデータファイルと電位マップとの解剖学的な位置を整合する（ステップ S A 3）。

20

【0038】

ボリュームデータファイルと電位マップとが位置整合されると、制御部 10 は、表示画像発生部 24 に色情報割付処理を行なわせる。色情報割付処理において表示画像発生部 24 は、位置整合された複数のボリュームデータファイルに対して色情報割付処理を行い、電位マップの色情報を複数のボリュームデータファイルに割り付ける（ステップ S A 4）。

【0039】

図 7 は、表示画像発生部 24 による色情報割付処理の流れを示す図である。なお、図 7 は、1 のボリュームデータファイルに対する処理の流れを示しているが、全てのボリュームデータファイルに対して行なわれる。

30

【0040】

まず表示画像発生部 24 は、電位マップ上の心筋部分の内壁面上の 1 ボクセルに注目点を設定する（ステップ S B 1）。図 8 は、左心室の心筋部分と電位マップとの位置関係を示す図である。図 8 に示すように、電位マップは、左心室の心筋部分 C の内壁 N の形態情報及び電位情報に関する。注目点 T は、内壁 N に設定される。

【0041】

ステップ S B 1 にて設定した注目点 T において、表示画像発生部 24 は、心筋部分 C の内壁 N から外壁 G に向かう法線ベクトル V を算出する（ステップ S B 2）。

【0042】

次に表示画像発生部 24 は、ステップ S B 2 にて算出した法線ベクトル V 上に存在するボリュームデータファイル上のボクセルに対して、注目点 T に割り付けられた色情報（電位マップの色情報）に基づく色情報を割り付ける（ステップ S B 3）。

40

【0043】

なお、図 9 に示すように、心筋部分は心臓像に含まれており、法線ベクトルの延長上には、心筋以外の部分が存在する。必要であれば、心筋以外の部分のボクセルに対しても、ステップ S B 3 と同様に色情報を割り付けても良い。

【0044】

次に表示画像発生部 24 は、電位マップ上の全ボクセルを処理したか否かを判断する（ステップ S B 4）。否と判断した場合（ステップ S B 4：NO）、表示画像発生部 24 は

50

、注目点を所定のボクセル（ n ボクセル）だけ移動する。注目点を移動したら、表示画像発生部 24 は、ステップ S B 2 ~ ステップ S B 4 を繰り返す。 n の値は、操作部 28 により任意に設定可能である。 n の値は倍精度で設定され、値が小さい方がより滑らかな色表現が可能になる。

【0045】

ステップ S B 4 にて、電位マップ上の全てのボクセルを処理したと判断した場合（ステップ S B 4 : Y E S）ステップ S A 4 を終了する。

【0046】

ステップ S A 4 が終了すると、制御部 10 は、表示画像発生部 24 に 3 次元画像処理を行なわせる。3 次元画像処理において表示画像発生部 24 は、色情報が割り付けられた複数のボリュームデータファイルにそれぞれ 3 次元画像処理を行うことで、複数の表示画像のデータを発生する（ステップ S A 5）。ボリュームデータファイルは少なくとも 1 心拍分のデータがあるので、表示画像も少なくとも 1 心拍分のデータがある。上述のように、3 次元画像処理には、平行投影法又は透視投影法による S V R、D V R、及び画素値投影法がある。以下、個々の 3 次元画像処理について説明する。

10

【0047】

（S V R）

S V R の処理の流れについて、図 10 及び図 11 を参照しながら説明する。

1 . ボリュームデータファイルの中に存在する基準ボクセルに対して、基準ボクセルの近傍にある 26 個の近傍ボクセル各々が有する濃淡値に基づいて 26 個の近傍ボクセル各々と基準ボクセルとの濃度勾配をそれぞれ算出する。そして、図 10 (a) に示すように、算出した 26 個の濃度勾配に基づいて法線ベクトル S を算出する。算出された法線ベクトル S は、影付け処理のための面情報として用いられる。

20

2 . 図 10 (b) に示すように、算出した法線ベクトル S と光の入射角（通常、ボリュームデータファイルの正面から光を当てる）とに基づいて、その基準ボクセルでの光の反射角度を算出する。

3 . 図 11 に示すように、算出した光の反射角度、基準ボクセルに割り付けられた色情報（ステップ S A 4 にて割り付けられた色情報）、光の反射度合や鏡面反射等の情報を使用して、基準ボクセルに対して投影面上で影付け処理をした時の濃淡値（以下、影付け濃淡値と呼ぶ）を算出する。上記の 1、2、3 の処理は、ボリュームデータファイルの全ボクセルについて行なわれる。

30

4 . ボクセルの影付け濃淡値を、投影ベクトルに沿う全ボクセルの各ボクセルに割り付けられた透明度情報に従って投影面に投影し、3 次元画像を発生する。

【0048】

それぞれの 3 次元画像処理について、投影ベクトルが投影面に垂直な平行投影法、投影ベクトルが、投影面を挟んでボリュームデータの反対側に設定された視点から放射状に広がる透視投影法が可能である。カテーテル 200 のナビゲーションのための画像としては、左心室の内部に視点が設定された透視投影法に基づく 3 次元画像が適している。

【0049】

（D V R）

S V R 法から影付け処理だけを除いたもの残りの処理は S V R と同様である。

40

【0050】

（画素値投影法）

図 12 は、画素値投影法を説明するための図である。図 12 に示すように、基本的に画素値投影法は、S V R 法から影付け処理や透明度処理等を除いたものである。投影面に投影される情報は、投影ベクトル上に存在するボクセルの情報の中から所定のルール（以下、投影ルールと呼ぶ）に基づいて決定される。以下に、その投影ルールの幾つかを例示する。

【0051】

1 . 投影ベクトル上に存在する各ボクセルの濃淡値の中で、一番濃淡値の高いものを投

50

影面に投影する。

2. 投影ベクトル上に存在する各ボクセルの濃淡値の中で、一番濃淡値の低いものを投影面に投影する。

3. 心臓壁のデータが投影ベクトル上に存在する場合、その投影ベクトル上にある各ボクセルの中で、電位値（電氣的興奮、心筋興奮、電圧等のインデックス）の一番低いボクセルの色情報を投影面に投影する。

4. 心臓壁のデータが投影ベクトル上に存在する場合、その投影ベクトル上にある各ボクセルの中で、電位値の一番高いボクセルの色情報を投影面に投影する。

5. 心臓壁のデータが投影ベクトル上に存在する場合、その投影ベクトル上にある各ボクセルの中の電位値の情報を表した色情報を全て加算し、その加算値を加算したボクセルの個数で割り算した値を、投影面に投影する。

【0052】

投影ルールに基づいて投影処理を行なうことで、画素値投影法で発生された表示画像上で、心筋の中を流れる電気の様子を、術者の要求に合わせて、立体的に表示する事が可能になる。（なお、関心領域がベクトル上に含まれていない場合は、通常の方法で表示される）。心臓壁断面の中にあるボクセルが投影ベクトル上にない場合、通常の方法（投影ルールの1番目や2番目）で投影処理を行う。

【0053】

以上でステップSA5が終了する。なお、これら3次元画像処理や投影ルールは、医師等によって任意に設定可能である。また、発生される表示画像の断面や視点は、医師等により操作部28を介して自由に設定可能である。或いは、表示画像の断面や視点は、カテテル先端部の位置や向きに基づいて、リアルタイムに変更可能である。ステップSA5が終了すると、制御部10は、表示画像発生処理を終了する。

【0054】

表示画像の形態情報は、X線CT装置等の医用画像発生装置により発生されたボリュームデータファイルに基づくので、電位マップの形態情報に比して空間分解能、時間分解能が格段に高精度である。そして、表示画像の機能情報は、医用画像発生装置では、検出或いは算出することができない電位情報（電氣的興奮、心筋興奮、電圧）に基づく。従って表示画像を観察することで、電位マップを観察するのに比して、電位の異常部位（焼灼部位）の位置をより精確に特定することが可能となる。また、複数の表示画像をカラー動画表示することで、拍動に伴う心臓の動きと電位情報の変化とを動的に観察することができる。

【0055】

なお、上記の説明では、電位マップの色情報をボリュームデータファイルに割り付け、3次元画像処理を行なうことにより表示画像のデータを発生するとした。しかしながら本実施形態の表示画像発生処理はこれに限定されない。例えば以下の様にして、表示画像を発生するとしてもよい。まず表示画像発生部24は、複数のボリュームデータファイルをそれぞれMPR処理することにより、所定断面に関する複数のMPR画像のデータを発生する。発生された複数のMPR画像を構成する各画素に、複数の電位マップの当該所定断面を構成する各画素の色情報を割り付けることによって、表示画像発生部24は、複数の表示画像（MPR画像）のデータを発生する。MPR処理を行なう方法は、3次元画像処理を行なう方法に比して高速に表示画像を発生することが可能となる。

【0056】

次に、術中における、制御部10によるナビゲーション画像表示処理について説明する。図13は、ナビゲーション画像表示処理の流れを示す図である。なお、術中において心電計400は、被検体に関するライブ心電図のデータを収集し、カテテルアブレーション治療装置300は医師等によって被検体内に挿入されるカテテル200の位置及び向きを検出している。検出されたライブ心電図のデータ及びカテテル200の位置及び向きのデータは、データ入力部12により、医用画像表示装置1に入力される。また、手術室に設置されている画像表示部26は、少なくとも1心拍分の表示画像をライブ心電図の

10

20

30

40

50

波形に同期させて繰り返しカラー動画表示している。具体的には、表示画像に関連付けられている心電図（V D心電図又はマップ心電図）の波形とライブ心電図の波形とのフェーズを一致させて、表示画像をカラー動画表示する。

【0057】

術中において、制御部10は、術中ナビゲーション画像表示処理の開始指示を待機する（ステップSC1）。操作部28等を介して医師等による開始指示を受けると（ステップSC1：YES）、制御部10は、カテーテルマーク発生部20にカテーテルマーク発生処理を行なわせる（ステップSC2）。カテーテルマーク発生処理においてカテーテルマーク発生部20は、リアルタイムに入力されるカテーテル200の先端部の位置及び向き
10
のデータに基づいて、カテーテルマークのデータを発生する。なお、カテーテルマークは、カテーテル200の先端部の位置のみを示すマークであってもよい。図14（a）は、カテーテル200の先端部の位置のみを示すカテーテルマークの一例、図14（b）は、カテーテルマークの先端部の位置及び向きを示すカテーテルマークの一例を示す図である。カテーテル200の位置だけでなく向きが示されることで、より精確に被検体内部のカテーテル200の状態が把握できる。

【0058】

カテーテルマークが発生されると制御部10は、位置整合部22に位置整合行列に基づいて表示画像とカテーテルマークとの解剖学上の位置を整合させる（ステップSC3）。位置整合がなされると制御部10は、画像表示部26に、ナビゲーション画像表示処理を行なわせる。ナビゲーション画像表示処理において画像処理部26は、カテーテルマーク
20
をカラー動画表示されている表示画像に重ね合わせ、ナビゲーション画像表示させる（ステップSC4）。

【0059】

図15は、ステップSC4にて表示される画面のレイアウトの一例を示す図である。図15に示すように、画面左上の領域には透視投影法による3次元画像（以下、PVR画像と呼ぶ）PIが、右上の領域には平行投影法による3次元画像（以下、平行投影画像と呼ぶ）HIが、左下の領域には第1MPR画像FMIが、右下には第2MPR画像SMIがカラー動画表示される。

【0060】

PVR画像PIは、心臓の内壁に視点を置いた画像であり、心臓内壁は電位に応じた色
30
によって色分けして表示される。また、PVR画像PIには、心臓内部を移動するカテーテル200の位置及び向きを示すカテーテルマークCMが重ねて表示される。

【0061】

平行投影画像HIは、心臓の外側に視点を置いた画像であり、心臓外壁は伝に応じた色によって色分けして表示される。また、平行投影画像HIは、心臓内部をカテーテルマークCMが重ねて表示される。平行投影画像HIの方向は、カテーテル先端部を真上から見た方向である。そのため、図15中の平行投影画像HI上に表示されているカテーテルマークCMは、画像上ただの丸形状を有したマークとなる。

【0062】

また、平行投影画像HIには、第1カーソルC1と第2カーソルC2とが表示される。
40
この第1カーソルC1は第1MPR画像FMIの断面位置を、第2カーソルC2は第2MPR画像SMIの断面位置を示す。第1カーソルC1及び第2カーソルC2は、カテーテル先端部の中心位置とカテーテル200の向いている方向（図の場合、紙面に垂直な方向）に直交し、平行投影画像HIに直交する。

【0063】

第1MPR画像FMIには、第2カーソルC2及び第3カーソルC3が表示される。第3カーソルC3は、第1カーソルC1及び第2カーソルC2に直交する。第2MPR画像SMIには、第1カーソルC1及び第2カーソルC2が表示される。第1カーソルC1と第2カーソルC2と第3カーソルC3とは、互いに直交する。すなわち、第1MPR画像FMIと第2MPR画像SMIと第3カーソルC3に対応する第3MPR画像とは、互い
50

に直交する位置関係にある。なお、操作部 28 からの指示やカテーテル 200 の位置及び方向に基づいて、第 3 M P R 画像を、第 1 M P R 画像 F M I 又は第 2 M P R 画像 S M I に替えて表示することが可能である。

【0064】

カテーテル先端部の位置や方向が変わる度に、表示画像発生部 24 により新たな位置や方向の 3 次元画像や M P R 画像が発生され、画像表示部 26 により表示される。

【0065】

ここで、画像表示部 26 は、焼灼部位にマーカ等を付して表示してもよい。また、表示画像の断面や視点は、医師等により操作部 28 を介して、術中にリアルタイムに変更可能である。カラー動画表示されている表示画像にカテーテルマークをリアルタイムに重ねて表示させることで、カテーテル 200 と焼灼部位の位置関係が明白となる。従って、医師等は、カテーテル 200 を焼灼部位まで精確且つ容易に移動させることができる。また、焼灼部位を焼灼したことによる治療の効果をも確認することが可能となる。

10

【0066】

かくして本実施形態によれば、カテーテル 200 を精確且つ容易に焼灼部位まで移動するための画像を表示することが可能となる。

【0067】

(変形例)

上記実施形態では、電位マップが複数ある場合を説明した。変形例では、電位マップが 1 つの場合を説明する。

20

【0068】

心臓の拍動に伴って、ボリュームデータファイルの左心室の或いは心臓の大きさ、位置、形状は変化する。そこで、位置整合部 22 は、各フェーズのボリュームデータファイルの左心室等の大きさ、位置、形状の変化に合わせて、電位マップの大きさ、位置、形状を変化させる。大きさ、位置、形状が変化した電位マップは、各フェーズのボリュームデータファイルに関連付けられる。この処理により、ボリュームデータファイルの数と同じ数の電位マップが用意される。なお、この処理は既知の技術によって行なわれる。従って、詳しい説明は省略する。

【0069】

表示画像発生部 24 は、大きさ、位置、形状が変化した複数の電位マップの色情報を各ボリュームデータファイルに割り付ける。色情報が割り付けられた複数のボリュームデータファイルをそれぞれ 3 次元画像処理することにより、表示画像発生部 24 は、複数の表示画像 (3 次元画像) のデータを発生する。

30

【0070】

或いは表示画像発生部 24 は、大きさ、位置、形状が変化した複数の電位マップの所定断面の色情報を、当該所定断面に関する複数の M P R 画像に割り付けることによって、複数の表示画像 (M P R 画像) のデータを発生する。

【0071】

画像表示部 26 は、発生された複数の表示画像をカラー動画表示する。また画像表示部 26 は、3 次元画像又は M P R 画像に当該 3 次元画像又は M P R 画像と同じ視点から見た電位マップを半透明合成して表示してもよい。

40

【0072】

変形例により、医用画像表示装置 1 は、電位マップを心臓像の内壁の動きに沿って変形させながら、ボリュームデータファイルに色情報を割り付ける。

【0073】

なお、本実施形態においては、術前に電位マップを発生するとしたが、術中にカテーテル 200 を用いて位置及び電極を検出し、電位マップを発生してもよい。この場合、術中にてリアルタイムに発生される電位マップと予め発生されたボリュームデータとに基づいて表示画像を発生し、発生した表示画像にカテーテルマークを重ね合わせて表示する。

【0074】

50

また、本実施形態では、カテーテルアブレーション治療装置 300 と医用画像表示装置 1 とを別体の装置とした。しかしながら、カテーテルアブレーション治療装置 300 と医用画像表示装置 1 とを一体とした単一の装置としてもよい。

【0075】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】本発明の実施形態に係る術中ナビゲーションシステムの構成を示す図。

【図2】図2のカテーテルアブレーション治療装置によって発生される電位マップの一例を示す図。

【図3】図3の医用画像表示装置の構成を示す図。

【図4】本実施形態に係る位置整合行列の算出方法を説明するための図。

【図5】図3の制御部による表示画像発生処理の流れを示す図。

【図6】図3のステップSA2におけるフェーズ合わせ処理を説明するための図。

【図7】図3の表示画像発生部による色情報割付処理の流れを示す図

【図8】図7の色情報割付処理に係る、左心室の心筋部分と電位マップとの位置関係を示す図

【図9】図3のステップSA4における、心臓と電位マップとの位置関係を示す図。

【図10】図3のステップSA5におけるSVR（影付けボリュームレンダリング）処理を説明するための図。

【図11】図10とは異なる、ステップSA5におけるSVR処理を説明するための図。

【図12】図3のステップSA5における画素値投影処理を説明するための図。

【図13】図3の制御部によるナビゲーション画像表示処理の流れを示す図。

【図14】図13のステップSC2にて発生されるカテーテルマークの一例を示す図。

【図15】図13のステップSC4にて表示される画像の一例を示す図。

【符号の説明】

【0077】

100 ... 術中ナビゲーションシステム、200 ... カテーテル、300 ... カテーテルアブレーション治療装置、400 ... 心電計、1 ... 医用画像表示装置、10 ... 制御部、12 ... データ入力部、14 ... ボリュームデータ記憶部、16 ... 電位マップ記憶部、18 ... フェーズ合わせ部、20 ... カテーテルマーク発生部、22 ... 位置整合部、24 ... 表示画像発生部、26 ... 画像表示部、28 ... 操作部

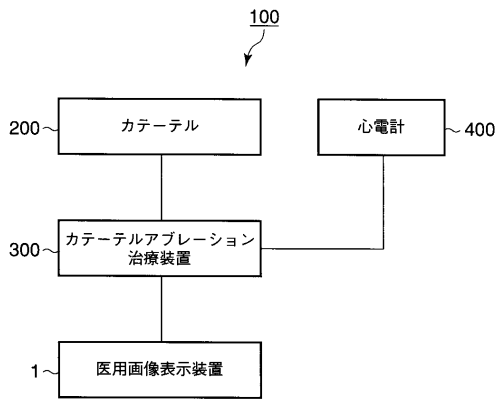
10

20

30

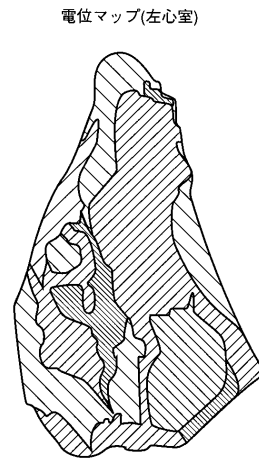
【 図 1 】

図 1



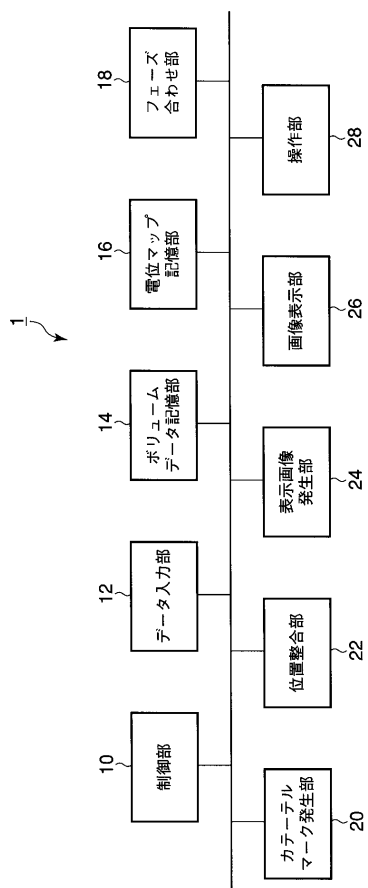
【 図 2 】

図 2



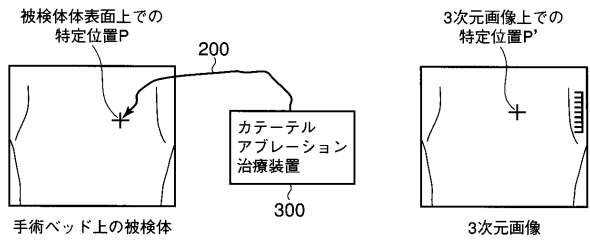
【 図 3 】

図 3



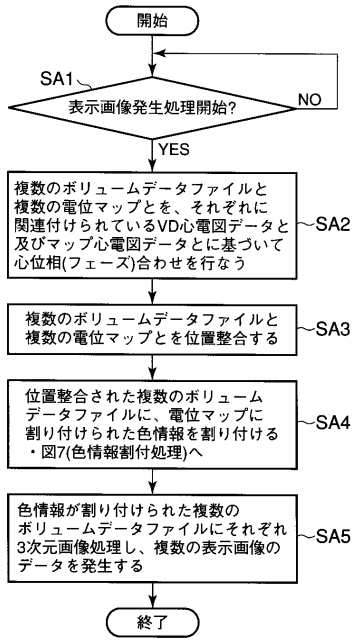
【 図 4 】

図 4



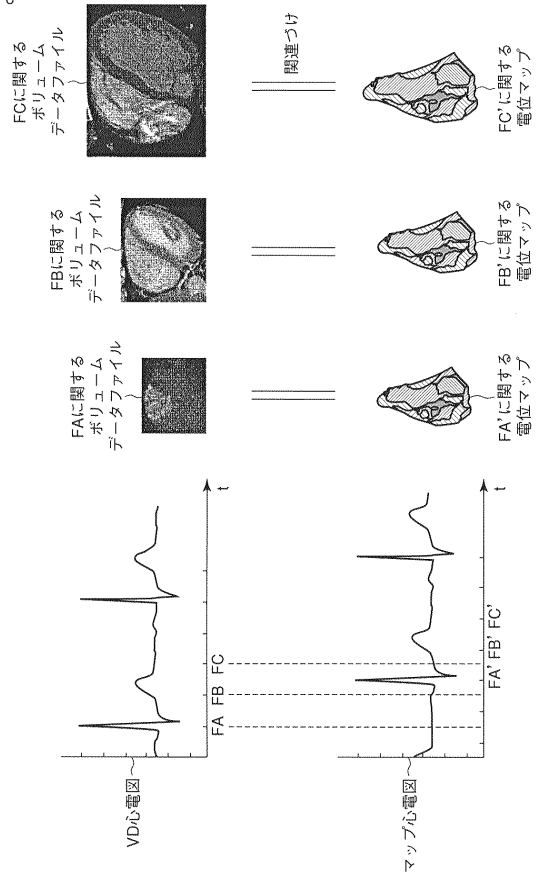
【 図 5 】

図 5



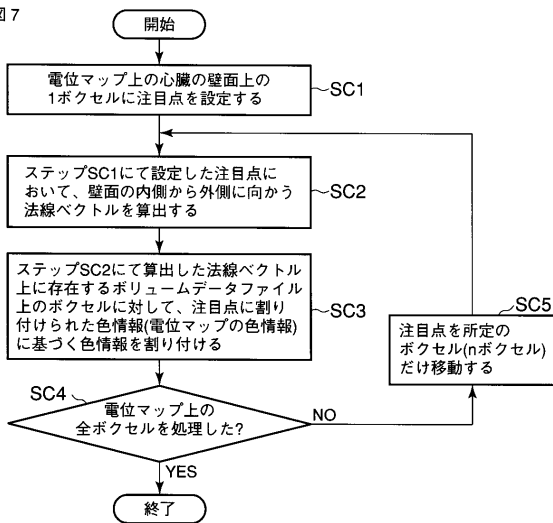
【 図 6 】

図 6



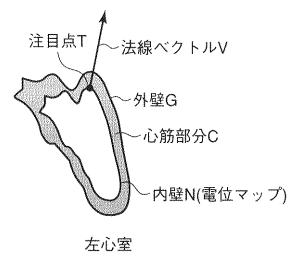
【 図 7 】

図 7



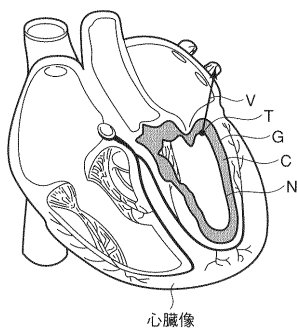
【 図 8 】

図 8

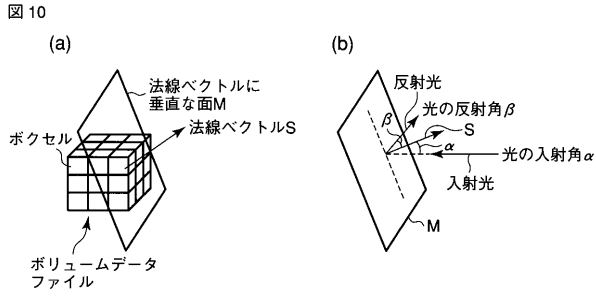


【 図 9 】

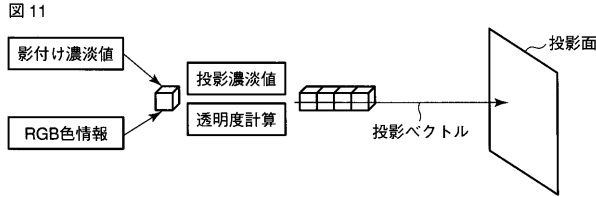
図 9



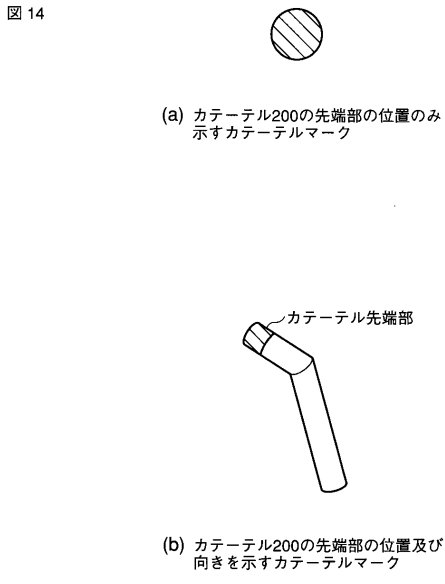
【図10】



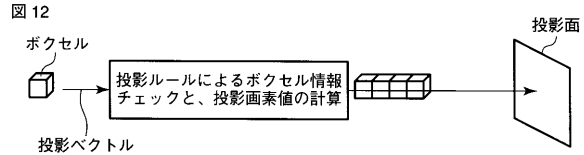
【図11】



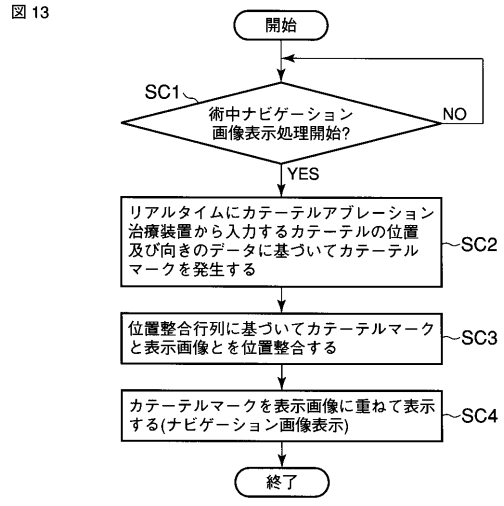
【図14】



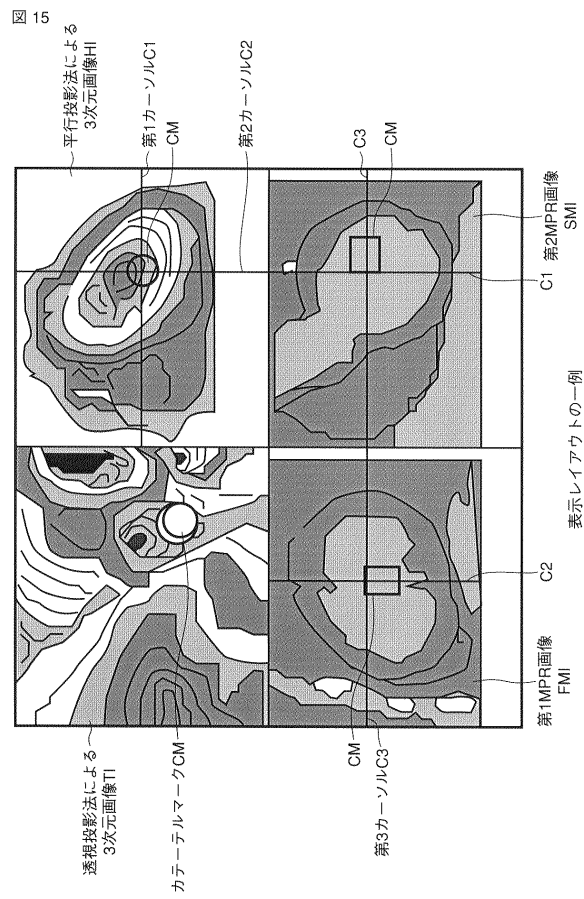
【図12】



【図13】



【図15】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)	
A 6 1 B	5/0478	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 J
A 6 1 B	5/0492	(2006.01)			

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 古旗 賢太郎

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C027 AA01 AA02 BB05 EE01

4C117 XA04 XB01 XD24 XE17 XE44 XE45 XE65 XE75 XG12 XG14

XG22 XG34 XG40 XJ52 XK13 XK19 XK20 XK24 XK25 XR07

XR08

专利名称(译)	医学图像显示装置和术中导航系统		
公开(公告)号	JP2009106633A	公开(公告)日	2009-05-21
申请号	JP2007283590	申请日	2007-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	古旗賢太郎		
发明人	古旗 賢太郎		
IPC分类号	A61B5/044 A61B5/0402 A61B5/00 A61B19/00 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492		
FI分类号	A61B5/04.314.K A61B5/04.310.P A61B5/00.G A61B5/00.D A61B19/00.502 A61B5/04.300.J A61B34/20		
F-TERM分类号	4C027/AA01 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/EE01 4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE65 4C117/XE75 4C117/XG12 4C117/XG14 4C117/XG22 4C117/XG34 4C117/XG40 4C117/XJ52 4C117/XK13 4C117/XK19 4C117/XK20 4C117/XK24 4C117/XK25 4C117/XR07 4C117/XR08 4C127/AA01 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/EE01 4C127/LL08		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5337367B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医学图像显示装置和术中导航系统，其能够显示图像以将导管准确且容易地移动到目标部位。体数据存储单元14存储与对象的特定器官有关的体数据文件。电位图存储单元16存储关于特定器官的电位图。位置匹配单元22匹配体数据文件和电位图之间的解剖位置。显示图像生成部24根据位置调整后的体数据文件，生成被分配了与电位对应的颜色信息的显示图像的数据。图像显示单元26显示所生成的显示图像。[选择图]图3

