

(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2004-160221  
(P2004-160221A)

(43) 公開日 平成16年6月10日(2004.6.10)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 7 7	2 G 0 8 8
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 8 2
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 5/00 D	4 C 0 9 6
A 6 1 N 5/10	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2003-371428 (P2003-371428)  
 (22) 出願日 平成15年10月31日 (2003.10.31)  
 (31) 優先権主張番号 10/065,595  
 (32) 優先日 平成14年11月1日 (2002.11.1)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュウ・710・3000  
 (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, ビイウォーキー, レッド・オーク・コート, ダブリュウ305・エヌ2963  
 (74) 代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一

最終頁に続く

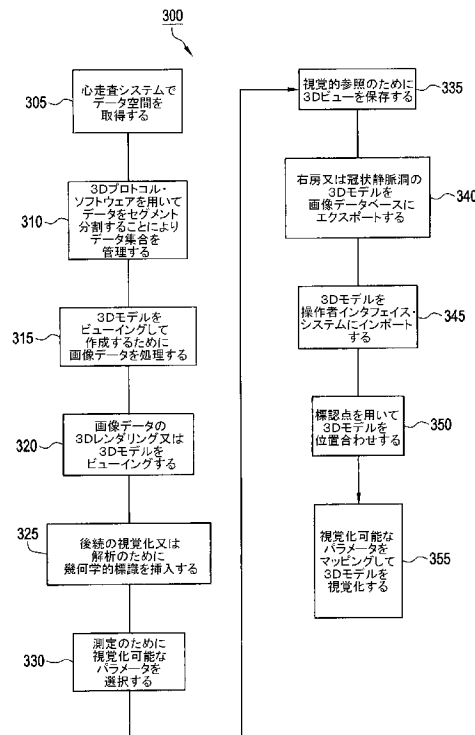
(54) 【発明の名称】 医療的侵襲処置計画の方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 両室ペースング療法等について、患者に即した適当な侵襲処置を識別することにより侵襲処置の実効性を高める。

【解決手段】 イメージング・システム100は、心画像データ空間を形成する医療スキャナ110と、心画像データ空間を取得するデータ取得システム120と、心画像データ空間から可視画像を形成する画像形成システム140と、データ取得システム及び画像形成システムからの情報を記憶するデータベース130、150と、医療スキャナ、データ取得システム、画像形成システム及びデータベースを管理する操作者インタフェイス・システム160と、操作者インタフェイス・システムに回答して心画像データ空間を解析して可視画像を表示する後処理システム180とを含んでいる。操作者インタフェイス・システムは、両室ペースング計画、心房細動計画及び心房粗動計画手順に心画像データ空間及び可視画像を利用するための命令を含んでいる。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医療的侵襲処置計画に用いられるイメージング・システム(100)であって、  
心画像データ空間を形成する医療スキャナ(110)システムと、  
前記心画像データ空間を取得するデータ取得システム(120)と、  
前記心画像データ空間から1以上の可視画像を形成する画像形成システム(140)と

、  
前記データ取得(120)システム及び前記画像形成システム(140)からの情報を  
記憶するデータベース(130、150)と、

前記医療スキャナ(110)システム、前記データ取得システム(120)、前記画像  
形成システム(140)及び前記データベース(130、150)の1以上を管理する操  
作者インタフェイス・システム(160)と、

該操作者インタフェイス・システム(160)にตอบสนองして前記心画像データ空間を解析  
して前記1以上の可視画像を表示する後処理システム(180)とを備えており、

前記操作者インタフェイス・システム(160)は、両室ペーシング計画、心房細動計  
画及び心房粗動計画手順の1以上において前記心画像データ空間及び前記1以上の可視画  
像を利用する命令を含んでいる、イメージング・システム(100)。

**【請求項 2】**

前記医療スキャナ(110)システムは、計算機式断層写真法(CT)システム、磁気  
共鳴(MR)システム、超音波システム、三次元(3D)フルオロスコピー・システム、  
及び陽電子放出断層写真法(PET)システムの1以上を含んでいる請求項1に記載のイ  
メージング・システム(100)。

**【請求項 3】**

前記データベース(130、150)は、右房及び冠状静脈洞(240)の少なくとも  
一方の画像データを記憶する記憶装置を含んでいる請求項1に記載のイメージング・シ  
ステム(100)。

**【請求項 4】**

前記データベース(130、150)は、右房及び冠状静脈洞(240)の少なくとも  
一方の1以上の可視画像を記憶する記憶装置を含んでいる請求項1に記載のイメージング  
・システム(100)。

**【請求項 5】**

前記操作者インタフェイス・システム(160)は、右房及び冠状静脈洞(240)の  
少なくとも一方をビューイングするために前記心画像データ空間をセグメント分割する命  
令を含んでいる請求項1に記載のイメージング・システム(100)。

**【請求項 6】**

前記操作者インタフェイス・システム(160)は、前記1以上の可視画像を異なる平  
面でビューイングするための命令を含んでいる請求項5に記載のイメージング・シ  
ステム(100)。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は一般的には、イメージング・システムに関し、さらに具体的には、医療的侵襲  
処置計画においてイメージング・システムで用いられる方法及び装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

近代医療施設には、医療診断及び撮像システムが備えられている。かかるシステムは、  
物理的状态を識別し、診断して治療するための極めて有用なツールとなっており、診断の  
ための外科的侵襲処置の必要性を大幅に減じている。多くの場合に、最終的な診断及び治  
療は、担当医又は放射線技師が、1以上のイメージング・モダリティを介して得られる関  
連部位及び組織の詳細な画像で従来の検査内容を補完して初めて着手される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 3 】

また、鬱血性心不全（ＣＨＦ）における侵襲処置のような侵襲処置を用いることにより医療診断及び治療を行なう場合もある。欧米では約６００万人～７００万人がＣＨＦに罹患していると推定されている。また、一部のＣＨＦの患者では心臓の電気伝導系に悪影響を与える左脚ブロック（ＬＢＢＢ）が見受けられる。ＣＨＦ及びＬＢＢＢを持つ患者では、心室の脱分極が遅れることから左心室からの送出が遅れ、ＬＢＢＢの存在のため心室の収縮が非対称化して、左心室の収縮が非実効的になる。右心室（ＲＶ）及び左心室（ＬＶ）の両方を同時にペースングする心同期回復（resynchronization）療法は、ＣＨＦ及びＬＢＢＢを持つ患者の症状を改善するのに実効的であることが判明している。この状態に対する現行の臨床的治療法の一つに侵襲的両室ペースング療法があり、この療法は、ＲＶ誘導（リード）及び右房（ＲＡ）誘導を配置し、冠状静脈洞（ＣＳ）にシースを配置し、ＣＳアンジオグラムを撮影してＬＶ誘導の配置に適した分枝を画定し、ＣＳの前枝又は後枝にＬＶペースング用の誘導を配置して、ペースング信号をＲＶ誘導及びＬＶ誘導に印加してＲＶ及びＬＶを同期させるように同時にペースングするものである。

10

## 【 発明の開示 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

しかしながら、侵襲的な両室ペースング療法は長時間の処置を必要とする場合があり、ＣＳの解剖学的構造によってＣＳでの誘導配置に失敗する虞があり、或いは誘導自体がＣＳから外れる可能性もある。殆どの場合には、これらの状況は、侵襲処置の時点で初めて識別されて、結果として、処置を放棄するか、或いは外科的切開を用いてＬＶ誘導を心外から配置する第二の処置をスケジュールしなければならない。

20

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 5 】

一実施形態では、医療的侵襲処置計画に用いられるイメージング・システムが、心画像データ空間を生成する医療スキャナ・システムと、心画像データ空間を取得するデータ取得システムと、心画像データ空間から可視画像を形成する画像形成システムと、データ取得システム及び画像形成システムからの情報を記憶するデータベースと、これら医療スキャナ・システム、データ取得システム、画像形成システム及びデータベースを管理する操作者インタフェイス・システムと、操作者インタフェイス・システムに応答して心画像データ空間を解析して可視画像を表示する後処理システムとを含んでいる。操作者インタフェイス・システムは、両室ペースング計画、心房細動処置計画又は心房粗動処置計画に心画像データ空間及び可視画像を用いるための命令を含んでいる。

30

## 【 0 0 0 6 】

もう一つの実施形態では、医療的侵襲処置に用いられるコンピュータ・システムが、医療的侵襲処置から探触子情報を受け取るデータ・ポートと、侵襲処置計画セッションから取得された情報を記憶しているデータベースと、データ・ポートで受け取った探触子情報及びデータベースに記憶されている情報を管理する命令を含んでいるメモリと、データ・ポートでの情報をデータベースに記憶されている情報と組み合わせて解析するプロセッサと、メモリ及びプロセッサを管理する操作者インタフェイス・システムと、操作者インタフェイスに応答して、データベース内の情報をデータ・ポートでの情報と組み合わせて視覚化する表示器とを含んでいる。

40

## 【 0 0 0 7 】

さらにもう一つの実施形態では、医療的侵襲処置計画に用いられる画像を形成する方法が、医療スキャナから心画像データ空間を取得する工程と、セグメント分割によって心画像データ空間を管理する工程と、心画像データをビューイング（viewing）のために処理する工程と、心画像データを可視画像としてビューイングする工程と、後の視覚化、解析及び位置合わせのために心画像データ空間の解剖学的標認点に幾何学的標識を挿入する工程と、解剖学的標認点の幾何学的標識に応じて視覚化可能なパラメータを選択する工程と、可視画像、解剖学的標認点又は測定された視覚化可能なパラメータを画像データベース

50

に保存する工程とを含んでいる。

【0008】

もう一つの実施形態では、医療的侵襲処置時に心画像データ空間を用いる方法が、画像データベースから処置計画時画像を検索する工程と、処置計画時画像をビューイングする工程と、侵襲処置時に患者の血管に探触子を挿入する工程と、侵襲処置から探触子を挿入した血管の標認点を識別する工程と、侵襲処置の座標系と処置計画時画像の座標系とを位置合わせする工程と、探触子を挿入した血管に対して実時間血管追跡手順を実行するために、挿入したプローブの位置に応じて処置計画時画像を表示する工程とを含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

例示的な実施形態を示す図面では、類似の構成要素は類似の参照番号を付してある。

【0010】

ここで、図1～図3を参照して、限定ではなく例として本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0011】

図1は、例えば両室処置計画、心房細動処置計画又は心房粗動処置計画のような医療的侵襲処置計画に用いられるイメージング・システム100の全体的な模式図である。イメージング・システム100は、例えば右房及び冠状静脈洞の画像データのような心画像データを生成する医療スキャナ・システム110と、医療スキャナ・システム110から心画像データを取得するデータ取得システム120と、データ取得システム120からの心画像データを記憶する取得データベース130と、取得データベース130に記憶されている心画像データから可視画像を形成する画像形成システム140と、画像形成システム140からの可視画像を記憶する画像データベース150と、医療スキャナ・システム110、並びにデータベース130及び150（一つのデータベースとして結合されていてもよい）内の心画像データ及び可視画像を管理する操作者インタフェイス・システム160と、操作者インタフェイス・システム160に回答してデータベース150内の可視画像を解析して表示する後処理システム180とを含んでいる。後処理システム180内の後処理ソフトウェアは、データを解析すると共に画像を表示する命令を含んでおり、従ってそのように構成されており、これにより後処理システム180を汎用的なポスト・プロセッサから特殊化したポスト・プロセッサへ変換している。可視画像に変換可能な走査データを本書では画像データと呼ぶものとする。

【0012】

システム通信リンク210、212、216及び218、並びにデータベース通信リンク220及び222が、システム110、120、140、160及び180、並びにデータベース130及び150の相互の信号通信の手段を提供している。通信リンク210～222は結線されていてもよいし無線であってもよい。操作者インタフェイス・システム160は、スタンドアロン型の入出力端末であってもよいし、或いは例えばDOS<sup>TM</sup>方式コンピュータ・システム、Apple<sup>TM</sup>方式コンピュータ・システム、Windows<sup>TM</sup>方式コンピュータ・システム又はHTML方式コンピュータ・システム等の多様なコンピュータ・プラットフォームで用いられる多様なコンピュータ言語で書かれた命令を含ん

【0013】

操作者インタフェイス・システム160は医療スキャナ・システム110を管理し、データ取得システム120及び画像形成システム140を管理し、取得データベース130及び画像データベース及び150内の情報を処理すると共に管理し、後処理システム180での後処理を管理するプロセッサ170例えばマイクロプロセッサを含んでいる。操作者インタフェイス・システム160はまた、心臓の両室ペーシング計画手順に関連する特定の命令を含んでいるメモリ200と、例えばキーボード162のような利用者入力手段と、例えば表示器164及び166のような利用者出力手段とを含んでいる。表示器164を検査設定向けとし、表示器166を視覚表示向けとして構成してよい。代替的には、

10

20

30

40

50

表示器 164 及び 166 を一つの表示器に一体化してもよい。検査設定は、走査又は走査領域の定義、データ取得制御及びスキャナ画像制御等の入力パラメータを含んでいる。また、操作者インタフェイス・システム 160 を実際の侵襲処置時に用いて、侵襲処置計画時画像及び侵襲処置実時間画像の両方を表示してもよい。このことについては後述する。実際の医療的侵襲処置時に、データ・ポート 205 が例えばカテーテルのような医療的探触子からの情報を受け取って、これにより実際の侵襲処置時に実時間態様で侵襲処置計画データを解析することを可能にする。

#### 【0014】

医療スキャナ・システム 110 は、一般に心サイクルの開始を画定する R ピーク事象 114 をインタフェイス・ボード 116 を介してスキャナ 118 へ出力する心電図 ( E K G ) モニタ 112 を含んでいる。インタフェイス・ボード 116 はスキャナ・データと E K G モニタ・データとの間の同期を可能にする。代替的には、インタフェイス・ボード 116 を用いて E K G モニタ 112 をスキャナ 118 に結合させてもよい。インタフェイス・ボード 116 の一例はガントリ・インタフェイス・ボードである。スキャナ 118 の例として心撮像を支援する心臓計算機式断層写真法 ( C T ) システムがあるが、但し、図示のスキャナ 118 は例を挙げる目的のみで掲げられており、当技術分野で公知のその他のイメージング・システムを用いてよい。他のイメージング・システムの例としては、限定しないが、X 線システム ( 従来 of イメージング・システム及びデジタル又はデジタル化イメージング・システムの両方を含む )、磁気共鳴 ( M R ) システム、陽電子放出断層写真法 ( P E T ) システム、超音波システム、核医学システム及び 3 D フルオロスコーピー・システムがある。医療スキャナ・システム 110 はまた、運動していない心臓、典型的には心拡張相での心臓を撮像するための E K G ゲート式取得能力又は画像再構成 135 能力を含んでいる。医療スキャナ・システム 110 はさらに、画像データを取得し、このデータを利用可能な形態へ変換した後処理して、患者の体内の関心のある諸特徴の再構成画像を形成するサーキットリを含んでいる。撮像過程ではしばしば何らかの種類の物理的走査又は電子的走査が行なわれることから、イメージング・システムの形式を問わず、画像データ取得及び処理サーキットリをしばしば「スキャナ」と呼ぶ。システムが異なれば物理的構成及びデータ処理の必要条件も異なるため、システム及び関連サーキットリの具体的な構成要素は、イメージング・システム間で大幅に異なっている。しかしながら、具体的なイメージング・システムの選択を問わず本発明を適用し得ることは理解されよう。

#### 【0015】

データは、スキャナ 118 から、データ取得システム 120 においてデータ取得を、また画像形成システム 140 において画像形成を実行するソフトウェアを含んでいるサブシステム 230 へ出力される。データ制御は、操作者インタフェイス・システム 160 によって供給されるか、或いは通信リンク 212 を介してサブシステム 230 内部で供給される。スキャナ 118 から出力された R ピーク事象 114 を含めたデータは、取得データベース 130 に記憶される。システム 120 でのデータ取得は、心撮像、明確に述べると、右房及び / 又は冠状静脈洞の撮像に最適化された 1 以上の取得プロトコルに従って実行される。システム 140 での画像形成は、C T 画像データ集合の自動画像セグメント分割に最適化された 1 以上の 3 D プロトコルを用いて実行され、これにより右房及び / 又は冠状静脈洞の内面の画像を形成する。

#### 【0016】

画像形成システム 140 からの画像データは、リンク 212 を介して操作者インタフェイス・システム 160 へ連絡される。検査設定及び視覚化のために操作者インタフェイス・システム 160 においてソフトウェアによって用いられる画像データは、画像データベース 150 に記憶される。画像データはアーカイブ 167 に保管されてもよいし、フィルム 168 に印刷されてもよいし、又は 3 D 後処理を含めた解析及び精査のためにネットワーク 169 を介して後処理システム 180 へ送られてもよい。後処理システム 180 で用いられる後処理ソフトウェアは、心画像空間データのセグメント分割を実行して、右房及び冠状静脈洞血管のような関連する下位構造を抽出し、下位空間又は下位構造の 3 D モデ

ルを画定する。後処理ソフトウェアはまた、パノラマ型ビュー（immersible view、没入図）（又はナビゲータ・ビュー）すなわち右房及び冠状静脈洞の内部から見た視覚化を含めた3Dレンダリングを提供する。これらの特殊なビューは3Dレンダリング・ファイル182に保存され、またこれらの構造及び下位構造の幾何学的モデルは3Dモデル・ファイル184に保存される。これらのビュー及びモデルは画像データベース150に記憶されて、侵襲処置の医療的計画時又は侵襲処置自体を行なう際のいずれかに、例えば代替的に侵襲時画像とも呼ばれる3Dフルオロスコピー手順時の投影画像と組み合わせる等により操作者インタフェイス・システム160の操作者によってビューイングされ得る。冠状静脈洞の場合には、血管の内面は3Dレンダリング182及び3Dモデル184で明瞭に画定される。3Dモデル184は、解剖学的すなわち幾何学的標認点、例えば右房、冠状静脈洞又はテベシウス弁（thebesian valve）等を含んでいてよく、これらの標認点を用いて、3Dモデル184と、侵襲処置時に操作者インタフェイス・システム160でビューイングされるそれぞれの解剖学的構造の座標系とを3D位置合わせすることにより、後続の侵襲処置時に3Dモデル184を例えば3Dフルオロスコピー手順時の投影画像と同時併用することが可能になる。侵襲処置時にビューイングされる解剖学的構造に関連する座標系を侵襲時座標系と呼ぶものとする。3Dモデル184は、次の幾つかのフォーマットの一つとしてエクスポートすることができる。すなわち、ワイヤ・メッシュ幾何学モデル、立体幾何学モデル、各々の画像スライスに関連した等高線集合、二値画像のセグメント分割空間、経路長で符号化した二値セグメント分割マスク（セグメント分割マスクは関心ボクセルの位置を表わす）、又は放射線治療（RT）対象標準又は類似の物体を用いた医療デジタル撮像対象である。当技術分野で公知のその他のフォーマットを用いて3Dモデル184を記憶しエクスポートしてもよい。加えて、操作者は、表示器186上で3Dレンダリング182及びモデル184をビューイングすることができる。3Dレンダリングは、侵襲型システムが同一の配向で3Dモデルをどのようにレンダリングし得るかを指定する3Dカメラ情報（例えば3D位置、視角及びビュー・アップ・ベクトル）を含んでいてよい。もう一つの実施形態では、操作者インタフェイス・システム160は後処理システム180の機能を組み込んでいてよい。さらにもう一つの実施形態では、表示器186は表示器164及び166と一体化していてもよい。

10

20

**【0017】**

後処理システム180のソフトウェアは、血管追跡を実行するための解析的方法を含んでおり、この方法は操作者インタフェイス・システム160の利用者に対して、冠状静脈洞、又は他の関心のある血管の様々なパラメータ、例えば血管又は血管セグメントの直径及び経路長、血管の重要な分枝、血管の曲率の度合い（屈曲度）、並びに血管内の閉塞度等を解析してビューイングする能力を提供する。本発明の実施形態に従って血管追跡を実行する能力は、操作者に対して、患者の身体に解析用探触子を物理的に挿入せずに両室ペーシング計画手順時に解析的検査を実行する能力を提供する。後処理ソフトウェアはまた、回転及び等角ビューイング等の公知の3Dモデル操作手法を用いて、操作者が、例えばCS又はその分枝の3Dモデルを、断面ビュー（この場合には平面は血管の中心線に位置する方向ベクトルに対して垂直である）及び長手方向断面ビュー（この場合には平面は血管のセグメントに平行で且つこれを含んでいる）等のように異なる平面で視覚化することを可能にする。後処理ソフトウェアはまた、曲線再編成ビュー（この場合には血管追跡情報が単一のビューに投影されている）、及び「ルーメン・ビュー（lumen view、管腔内壁ビュー）」（この場合には血管は直線化されて、測定/解析目的で一つの平面内で表示される）を含めたCSの「歪み（warped）」ビューを提供する。血管追跡後処理ソフトウェアはまた、CSの中心線に幾何学的標識を配置して、血管の中心線に沿って血管のベクトル追跡を実行する能力を含んでいる。

30

40

**【0018】**

後処理ソフトウェアはまた、動脈相及び静脈相の両方での造影剤強調検討のために冠状静脈洞を追跡し得るように、血管追跡セグメント分割に用いられる動的セグメント分割閾値を自動調節するアルゴリズムを含んでいる。冠状静脈洞内でのボクセルの強度は、血液

50

が画像強度に及ぼす影響のため動脈相データ取得からの画像の方が低いので、正確なセグメント分割撮像を得るためにはセグメント分割閾値を適当に調節しなければならない。画像輝度は、セグメント分割に先立って、動脈相検討を行なうか静脈相検討を行なうかに従って確定される。動脈相検討又は静脈相検討の異なる画像コントラストを自動識別する後処理ソフトウェアの能力を造影剤強調セグメント分割解析と呼び、これについては図3を参照して後述する。

#### 【0019】

ここで図2について説明する。流れ図は、心CTで形成された画像データを医療的侵襲処置計画、さらに明確に述べると、両室ペーシング計画に用いる方法300の一例を示している。この方法300の例は、イメージング・システム100の利用と組み合わせて用

10

#### 【0020】

方法300はステップ305から開始し、このステップでは右房及びノ又は冠状静脈洞に最適化したプロトコルを用いて心CTスキャナ118でデータ空間を取得する。利用可能なプロトコルの一例は、ゲート式再構成をヘリカル・スキャン取得手法と併用した血管撮像プロトコルである。実施形態の一例では、血管撮像プロトコルによって用いられるパラメータは、単一セクタ型又はマルチ・セクタ型心臓再構成を用いて、0.5秒のガントリ周期、0.375の螺旋ピッチ・ファクタを含んでいてよい。パラメータはまた、120キロボルト、250ミリアンペア、及びマルチ・スライスCTスキャナ上で1.25ミリメートルの画像厚みを含んでいてよい。データ空間の生成は、多数の連続的時間スライ

20

#### 【0021】

ステップ310では、右房及びノ又は冠状静脈洞の内面に関連するデータを抽出するように設計されている3Dプロトコルを含んでいる後処理ソフトウェアを用いてデータをセグメント分割することにより、画像データ集合の管理を行なう。データ集合からのデータのセグメント分割とは、例えば右房若しくは冠状静脈洞のような関心のある解剖学的標認点、又は外部の解剖学的標識(例えば患者にとって外部の標識)に関連するデータ集合の特定の部分の抽出を指す。図1を参照して述べたような操作者インタフェース・システム160を介した操作者からの入力、データ集合を右房アルゴリズムに従って管理すべきか或いは冠状静脈洞アルゴリズムに従って管理すべきかを判定するのに必要な情報を提供

30

#### 【0022】

ステップ315では、ビューイング用画像データの処理を実行して3Dモデルを形成する。

#### 【0023】

ステップ320では、多平面空間再編成(MPV R)、最大強度投影(MIP)、3Dサーフェス・レンダリング又はポリウム・レンダリング(VR)を用いて、右房及びノ又は冠状静脈洞をパノラマ型ビュー(すなわち内部から見たビュー)を含めてビューイング又は視覚化する。心空間解析及び心画質解析のための多様な3Dソフトウェア・パッケージが入手可能である。

40

#### 【0024】

50

ステップ 3 2 5 では、操作者は後続の視覚化又は解析のために空間内の解剖学的標認点に例えば球面等の幾何学的標識を挿入する。多数の幾何学的標識及び幾何学的標認点を一度に挿入して視覚化してよい。幾何学的標認点は、解剖学的標認点、例えば冠状静脈洞の内面とは異なる配色方式で視覚化することができる。代替的には、空間内の幾何学的標認点に幾何学的標識を挿入し、幾何学的標認点を不透明な態様でビューイングした状態で半透明態様で冠状静脈洞を視覚化してもよい。さらに、異なる幾何学的標識を用いて異なる解剖学的標認点を識別することができ、これにより多数の空間を異なる半透明度でレンダリングすることが可能なる。例えば、心臓のモデルを半透明態様でレンダリングし、CSのモデルを不透明態様でレンダリングすることができ、これにより、心臓全体のコンテキストにおいてCSをビューイングすることが可能になる。ステップ 3 1 5 を参照して上に述べたようなボリューム・レンダリング・ツールを用いて本工程を実行することができる。本発明の例示的な実施形態では、操作者が視覚化及び標認点識別手順を通して工程を進めることができる。

10

**【 0 0 2 5 】**

ステップ 3 3 0 では、操作者は、ステップ 3 2 5 で挿入された解剖学的標認点に関連する幾何学的標識を選択することにより、例えば冠状静脈洞の直径、冠状静脈洞の経路長、冠状静脈洞の重要な分枝のビューイング、冠状静脈洞の曲率（屈曲度）の定量化、並びに冠状静脈洞内部の閉塞度及び狭窄度の定量化等のように、測定されるか又はビューイングされるべき視覚化可能なパラメータを選択し、これにより、後処理ソフトウェアは次いで、選択されたパラメータを計算して測定値又はビューの表示を行なう。この解析に適切な 3 D レンダリングには、曲線再編成及びルーメン・ビューがある。

20

**【 0 0 2 6 】**

ステップ 3 3 5 では、医療的侵襲処置計画手順時に視覚的な参照を行なうために要請された特定の 3 D モデル又は 3 D レンダリング（3 D ビュー）を保存する。かかる 3 D ビューは、視覚化可能な心画像、解剖学的標認点、又は測定された視覚化可能なパラメータを含んでよい。3 D ビューは、フィルム上に又はマルチメディア・フォーマットで、業界標準の医療デジタル撮像画像を含めた多様な態様で保存することができる。これらの 3 D ビューはまた、フルオロスコピー・システムによる投影画像と合成することもできる。フルオロスコピー・システムは、実時間 X 線画像を得るために患者及び患者の背後の検出器に関して正確な配向で X 線管を配置することを含み得る。適正な配向は、3 D レンダリング又は 3 D モデル自体において視角配向情報を指定する後処理解析の際に決定される 3 D 視角に基づいている。フルオロスコピー・システムは、処置時にカテーテルをガイドする一つの方法の例である。

30

**【 0 0 2 7 】**

ステップ 3 4 0 では、選択したフォーマットを用いて右房及びノ又は冠状静脈洞の 3 D モデルを画像データベースにエクスポートする。可能なフォーマットとしては次のものがある：ワイヤ・メッシュ幾何学的モデル、立体幾何学的モデル、各々の画像スライスに関連した一連の等高線、セグメント分割した二値画像空間、経路長で符号化した二値セグメント分割マスク、及び放射線治療医療デジタル撮像業界標準で用いられている放射線治療医療デジタル撮像対象のような医療デジタル撮像対象等である。実施形態の一例では、二値画像のすべての不関連データをゼロにして、セグメント分割後の二値画像空間がノン・ゼロ情報のみを含むようにする。ボクセルの値は CT 減弱に対応しており、ハンスフィールド単位で表現された組織の密度がセグメント分割後の二値画像空間を構成する。もう一つの実施形態では、二値セグメント分割マスクによって元の空間自体の内部に関連するすべてのボクセルの位置を指定する。

40

**【 0 0 2 8 】**

ステップ 3 4 5 では、エクスポートされた 3 D モデルを操作者インタフェース・システムに入力する。

**【 0 0 2 9 】**

ステップ 3 5 0 では、3 D モデル 1 8 4 を、ステップ 3 2 5 で識別した対応する標認点

50

と位置合わせする。3Dモデル184は剛体又は非剛体位置合わせ手法を用いて操作者インタフェイス・システムの座標系で位置合わせすることができる。剛体位置合わせ手法は典型的には、少なくとも3点の解剖学的標認点の識別を必要とする一方、非剛体位置合わせ手法は、3点よりも多い解剖学的標認点の識別を必要とする。剛体位置合わせの場合には、侵襲処置時に3Dモデル184を平行移動又は回転させて、侵襲型システムによって撮像又は識別される位置の分かっている標認点と揃えることができる。追加の標認点を用いて、最もよくフィットする変換(平均自乗誤差の観点で)を算出するようにしてもよい。例えばCSの開口の近くの血管追跡の中心線を用いて、侵襲型システム座標系での3Dモデルの位置合わせを容易にすることもできる。非剛体位置合わせの場合には、3Dモデル184を伸縮させたり歪ませたりすることもできる。

10

**【0030】**

ステップ355では、操作者インタフェイス・システムを介してモデルをさらに視覚化し、選択した視覚化可能なパラメータをモデルにマッピングする。以上に述べた例示的な実施形態は一つの3Dモデルを参照している。しかしながら、本実施形態を、心臓イメージング・システムによってエクスポートされ操作者インタフェイス・システムにインポートされる任意の数の3Dモデルまで拡張することもできる。

**【0031】**

ここで図3について説明する。本発明の実施形態に従って動脈相及び静脈相の両方での造影剤強調検討を行なうための冠状静脈洞の血管追跡の動的セグメント分割閾値を自動確定する方法370の流れ図が示されている。図3のアルゴリズムは後処理システム180

20

の後処理ソフトウェアに含まれている。

**【0032】**

方法370はステップ375で開始し、このステップでは、元の処置計画CT空間データ(心画像データ空間)を画像データベース150から受け取る。ステップ380では、比較測定、画像ヘッダ情報又は利用者入力 of 的ずれかによって、動脈相造影剤検討又は静脈相造影剤検討のいずれを精査するかを決定する。

**【0033】**

静脈相造影剤検討を精査するならば、工程ロジックはステップ385へ移り、データ空間を先ずフィルタ処理して心室血液プールを除去する。ステップ390では、利用者に対して、例えばCSの開始点及び1以上の末梢点等の血管追跡点の入力を促す。ステップ395では、後処理ソフトウェアは本書で説明した血管追跡方法を用いてCSに対して血管追跡手順を実行する。ステップ400では、例えば曲線再編成、ルーメン・ビュー又はナビゲータ・ビューを用いて、追跡したCSを視覚化する。ステップ405では、ステップ385で予め除去した右房を、さらなる視覚化及び解析のために選択随意で復元する。ステップ410では、血管又は血管セグメントに対して測定を実行して、所望に応じてモデル・データをエクスポートする。

30

**【0034】**

ステップ380において、動脈相造影剤検討を精査するならば、工程ロジックはステップ415へ移り、例えば利用者入力によって、高品質追跡を実行するか否かを判定する。高品質追跡を行わない場合には、工程ロジックはステップ420へ移り、CS追跡について低強度閾値を選択する。ステップ420の後に、工程ロジックはステップ385のブロックへ移り、上述のようにして続行する。

40

**【0035】**

ステップ415において、高品質追跡を実行するものと決定した場合には、工程ロジックはステップ425へ移り、データ空間を先ずフィルタ処理して心室血液プールを除去する。ステップ430では、利用者に対して、左大動脈の開始点及び選択随意でLAD及びLCxについての1以上の末梢点等の冠状動脈についての血管追跡点の入力を促す。ステップ435では、後処理ソフトウェアは、本書で説明した血管追跡方法を用いて冠状動脈に対して血管追跡手順を実行する。ステップ440では、空間から高強度冠状動脈を除去する。ステップ440の後に、工程ロジックはステップ390のブロックへ移り、前述の

50

ようにして続行する。

#### 【0036】

以上で説明し、また図4の流れ図450に全体的に図示するように、侵襲処置計画手続時に取得した患者の心画像データ空間を、患者に対する侵襲処置時に検索し、表示して、利用することができる。侵襲処置時には、カテーテルのような探触子を患者の冠状静脈洞に挿入し、これを用いて冠状静脈洞モデルの血管追跡を制御する。この実時間血管追跡を行なうために、先ず、画像データベースから、侵襲処置計画からの心画像データ空間を検索し(ステップ460)、次いでセグメント分割して(例えば冠状静脈洞を表示するように)、表示する(ステップ470)。次に、患者の冠状静脈洞にカテーテルを挿入して(ステップ480)、次いで、侵襲処置からの標認点、例えば冠状静脈洞の原点等を識別し(ステップ490)、これにより二つの座標系(すなわち侵襲処置計画での座標系及び侵襲処置での座標系)の位置合わせを可能にする(ステップ500)。位置合わせ500は中心線位置合わせを含んでおり、この場合には例えばCSのような血管の中心線を幾何学的標認点として用いることができる。位置合わせの後に、挿入した探触子の位置に応じて処置計画時画像(例えば冠状静脈洞のパノラマ型ビュー)を表示して(ステップ510)、これにより冠状静脈洞の実時間血管追跡を可能にすることができる。また、実時間血管追跡侵襲処置時には、パノラマ型ビュー、ナビゲーション・ビュー、ボリューム・レンダリング・ビュー、又は本書で説明したその他任意のビューを用いて、カテーテル点の位置を処置計画時画像と共に表示することができ、これにより、血管(例えば冠状静脈洞)実時間ナビゲーションを容易にする。現在のカテーテル位置を含めた3D画像の投影を、同一の視角で3Dフルオロスコープ画像上に、また3Dフルオロスコープ画像と合成して投影することもできる。

#### 【0037】

ここで図5及び図6について説明する。RAの内部から見たCS240の原点のナビゲータ・ビュー、及びCSと弓状彎曲との交点の近くのCS240の内部のナビゲータ・ビューがそれぞれ示されている。図5及び図6は、血管追跡解析時に形成される複数の画像のうち二例のみを示すものであり、以下の態様で本発明の実施形態に従って形成されたものである。図1のイメージング・システム100を用いて、後述する取得プロトコルを用いて医療スキャナ・システム110によって心画像データ空間を取得した(ステップ305)。次いで、画像データをセグメント分割して(ステップ310)CS240を抽出した後に、3Dモデル作成及びビューイングのために処理した(ステップ315)。CS240の血管追跡は、静脈相造影剤強調検討又は動脈相造影剤強調検討のいずれを解析しているかに応じて適当な血管追跡に必要とされる工程を画定している図3の方法に従って行なわれた。結果として得られた血管追跡画像が図5及び図6に示す二画像であり、操作者又は医師に対して、心臓処置計画時に用いられる患者の実際の心臓の解剖学的構造のビューイングを可能にする医療的ツールを提供する。

#### 【0038】

##### 取得プロトコル

図5及び図6を参照して述べると、4/8/16/32+検出器横列を備えたマルチ・スライス・スキャナにおいて心螺旋取得を遡及的EKGゲート式再構成と併用した。スキャナ・パラメータは、120kV、300mA、0.5秒回転周期、0.35螺旋ピッチ・ファクタ、1.25mm又は0.625mmスライス厚とし、75%心時相位置でのセグメント分割式再構成を行なった。走査配向は、取得の早い時期により重要なデータを取得するために(患者の運動、例えば呼吸を考慮して)、心臓の下方からとし、心臓の底部から頂部に向かうものとした。心螺旋走査に先立って、冠状静脈洞の原点の近くでタイミング・ボラス取得を行ない、最適な準備遅延を決定した(造影剤注入の開始時と心螺旋走査の開始時との間の時間)。心画像の走査及び再構成に続いて、画像に運動アーティファクトが認められた場合には全心サイクルにわたって、多時相再構成を指定した。時相位置は、走査時に患者に不整脈が見受けられた場合には約45%に選択した。それでも運動アーティファクトが認められた場合には、マルチ・セクタ再構成を用いた。マルチ・セク

10

20

30

40

50

タ再構成手順の選択は、多時相後処理3Dビューワを用いると容易になる。最適な画像集合（例えば最適な時相、最適な再構成形式）が選択されて、次いで、検討対象の解剖学的標認点（例えば右房、冠状静脈洞）について特定の3Dプロトコルによって定義される後処理セグメント分割を実行した。

【0039】

代替的には、取得について他の二つの選択肢が可能である。第一の選択肢としては、先行的ゲート式シネ取得を用いてよく、第二の選択肢としては、螺旋ピッチが0.50よりも大きくなるようにして心ゲート式ヘリカル・スキャンと併用して緩和心ゲート式再構成手法（例えば±10%の時相位置許容誤差を用いる）を用いてよい。これら代替的な両アプローチは、患者への放射線量を少なくできるが、例えば不整脈によって画質に影響を与える可能性もある。

10

【0040】

本発明の実施形態による両室ペースング計画によって、実際の侵襲処置に先立って侵襲的な両室ペースング治療を完全に計画することができ、また計画手順時に取得された画像を実際の侵襲処置時に利用することができる。侵襲処置の実行者に、侵襲処置前のCS解剖学的構造の知見を提供することにより、具体的な患者に即した適当な侵襲処置を識別することができる。これにより侵襲処置の実効性を高めることができる。

【0041】

3Dモデルはまた、侵襲処置時の左心室(LV)誘導配置にも用いることができる。一旦、CSの3Dモデルが侵襲的なシステム座標系の内部で位置合わせされたら、システムは、モデルの3Dビュー及びパノラマ型(ナビゲータ様)ビュー、並びに配置手順時のLV誘導の実時間位置を用いてCSの適当な分枝に向かってLV誘導の実時間ナビゲーションを提供することができる。実時間ナビゲーション手順では、図5及び図6に二例を示した血管追跡画像を、侵襲処置時に操作されている探触子すなわちカテーテルに応じてビューイングする。本発明はCSの解析に限定されておらず、他の心画像データ空間にも適用可能であることが理解されよう。

20

【0042】

例示的な実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施した本発明の構成要素を均等構成で置換し得ることが理解されよう。加えて、本発明の本質的な範囲から逸脱せずに多数の改変を施して、具体的な状況又は材料を本発明の教示に合わせて構成することもできる。従って、本発明は、本発明を実施するのに想到される最良の態様として開示した具体的な実施形態に限定されず、特許請求の範囲に属するすべての実施形態を包含するものとする。

30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】医療的侵襲処置計画に用いられるイメージング・システムの全体的な模式図である。

【図2】図1のイメージング・システムを用いて本発明の実施形態を具現化する方法の全体的な流れ図である。

【図3】本発明の実施形態に従って、動脈相及び静脈相の両方での造影剤強調検討のために冠状静脈洞の血管追跡について動的セグメント分割の閾値を自動的に設定する方法の流れ図である。

40

【図4】侵襲処置時に本発明の実施形態の方法及び装置を用いる方法の流れ図である。

【図5】本発明の実施形態に従って生成された右房内部から冠状静脈洞原点を見たパノラマ型ビューである。

【図6】本発明の実施形態に従って生成された冠状静脈洞と弓状彎曲との交点の近くでの冠状静脈洞内部のパノラマ型ビューである。

【符号の説明】

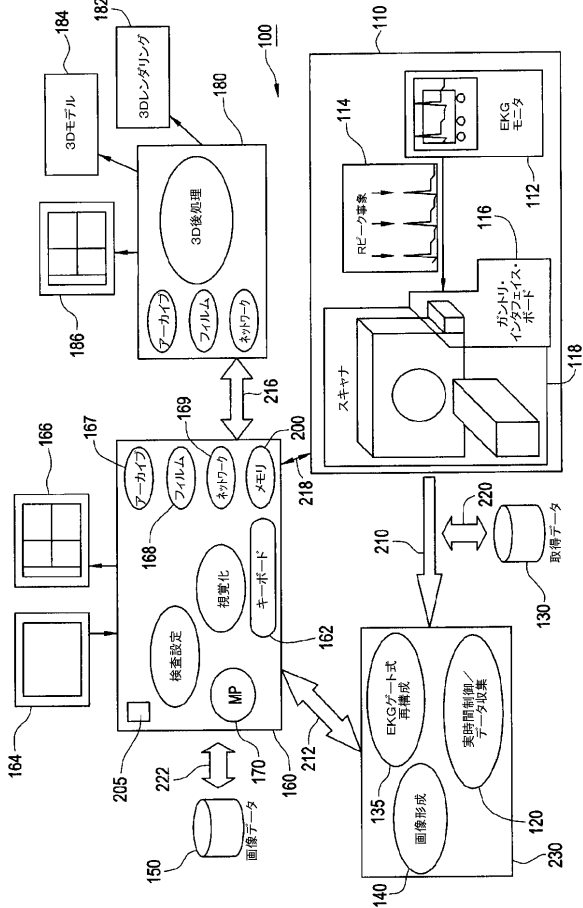
【0044】

100 イメージング・システム

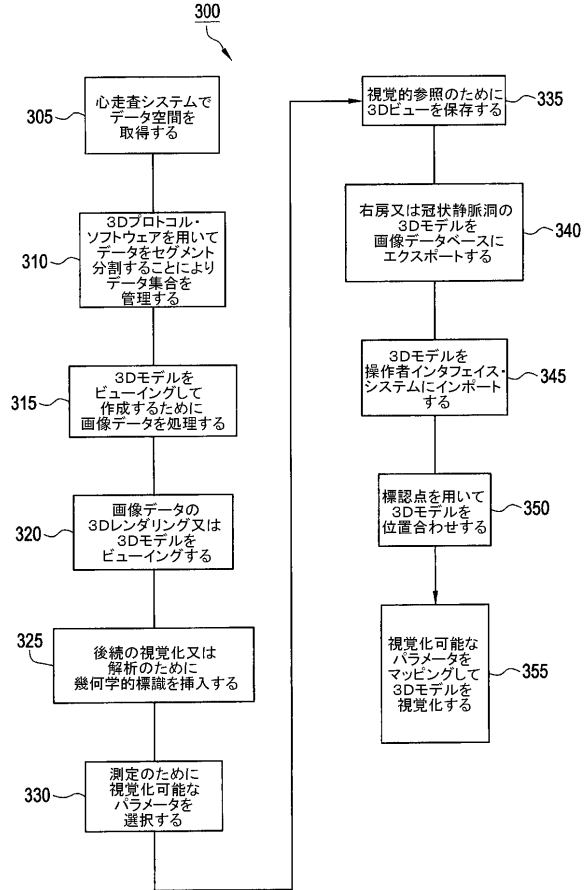
50

1 1 0	医療スキャナ・システム	
1 1 2	心電図 ( E K G ) モニタ	
1 1 4	R ピーク事象	
1 1 6	インタフェイス・ボード	
1 1 8	スキャナ	
1 2 0	データ取得システム	
1 3 0	取得データベース	
1 3 5	E K G ( 心電図 ) ゲート式取得及び画像再構成	
1 4 0	画像形成システム	
1 5 0	画像データベース	10
1 6 0	操作者インタフェイス・システム	
1 6 2	キーボード	
1 6 4、1 6 6	表示器	
1 6 7	アーカイブ	
1 6 8	フィルム	
1 6 9	ネットワーク	
1 7 0	プロセッサ	
1 8 0	後処理システム	
1 8 2	3 D レンダリング・ファイル	
1 8 4	3 D モデル・ファイル	20
1 8 6	表示器	
2 1 0、2 1 2、2 1 6、2 1 8	システム通信リンク	
2 2 0、2 2 2	データベース通信リンク	
2 0 0	メモリ	
2 0 5	データ・ポート	
2 3 0	サブシステム	
2 4 0	冠状静脈洞 ( C S ) の原点	
3 0 0	医療的侵襲処置計画用の画像データの形成方法	
3 7 0	動脈相及び静脈相造影剤強調検討のために冠状静脈洞の血管追跡の動的セグメント分割閾値を自動確定する方法	30
4 5 0	侵襲処置計画時に取得した心画像データ空間を侵襲処置時に検索、表示及び利用する方法	

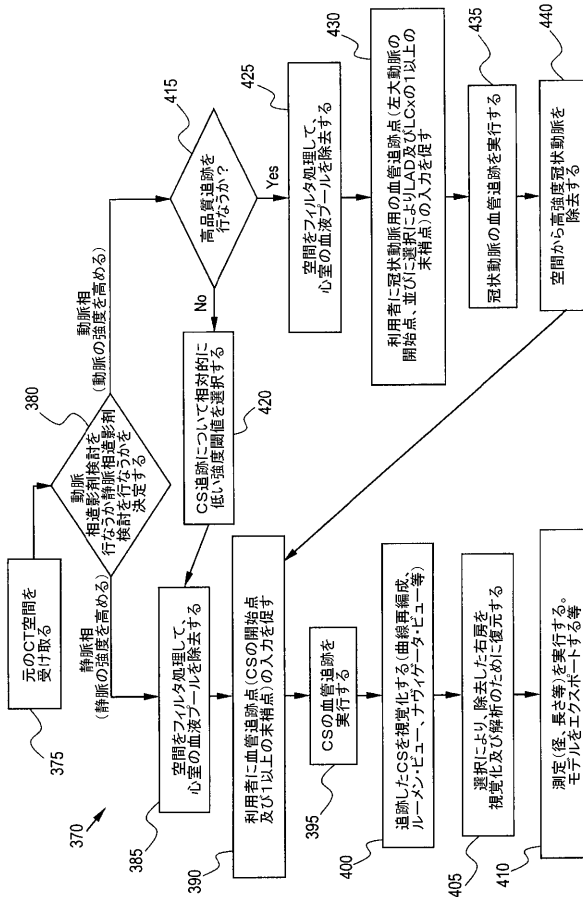
【図1】



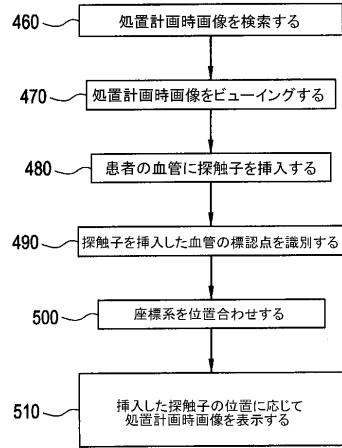
【図2】



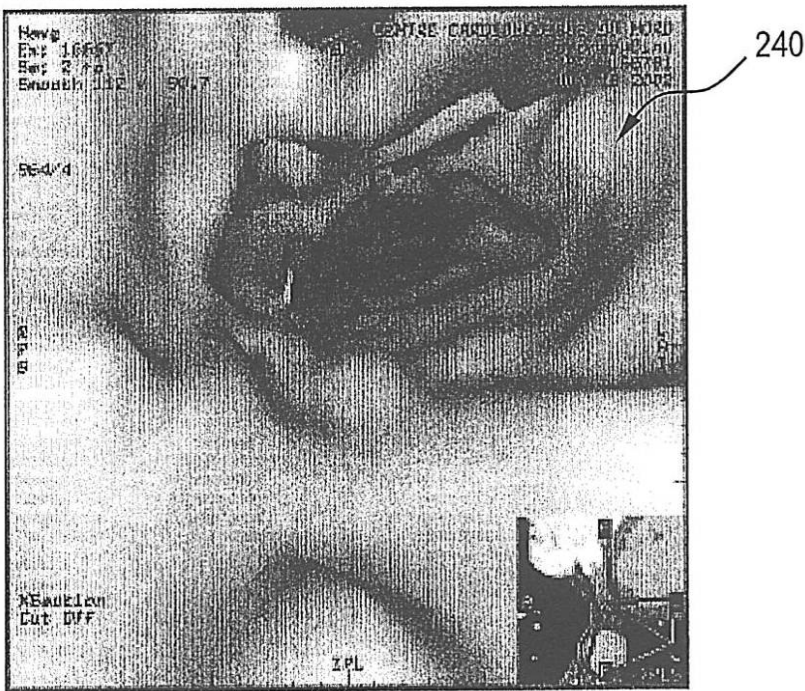
【図3】



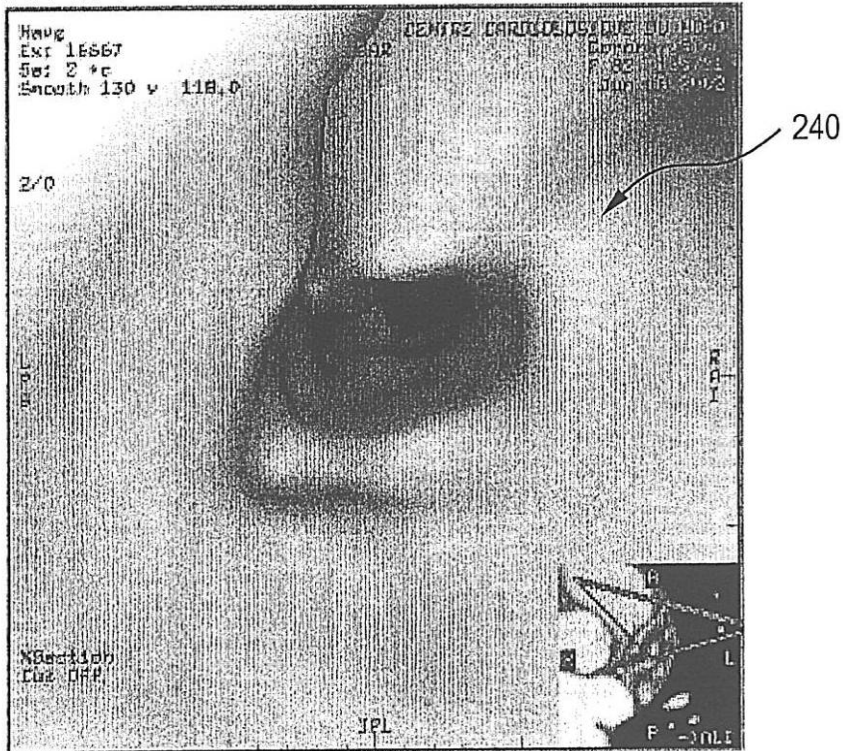
【図4】



【図5】  
右房内部からのCS原点のナビゲータ・ビュー



【図6】  
CSと弓状彎曲との交点の近くでのCS内部のナビゲータ・ビュー



## フロントページの続き

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 R 33/28	A 6 1 N 5/10	
G 0 1 R 33/32	A 6 1 N 5/10	P
G 0 1 T 1/161	G 0 1 T 1/161	E
	A 6 1 B 5/05	3 9 0
	A 6 1 B 5/05	3 8 0
	G 0 1 N 24/02	Y
	G 0 1 N 24/02	5 2 0 Y

(74)代理人 100105588

弁理士 小倉 博

(74)代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72)発明者 ダーリン・アール・オーカールンド

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マスキーゴ、サローヤン・ロード、エス66・ダブリュ13772番

(72)発明者 シャンカラ・ビー・レディ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、シダーブルク、タワー・アベニュー、ダブリュ75・エヌ766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、ピウォーキー、レッド・オーク・コート、ダブリュ305・エヌ2963番

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF04 FF07 KK33 MM04 MM06

4C082 AC02 AC05 AC06 AJ08 AJ14

4C093 AA22 AA25 CA37 DA02 FF31 FF42

4C096 AA09 AA18 AB41 AC04 AD14 AD15 DC31 DC36

4C601 BB03 DD14 DD15 EE09 EE16 FF08 FF11 JC08 JC26 JC27

JC29 JC30 KK22

专利名称(译)	用于医疗侵入性治疗计划的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004160221A</a>	公开(公告)日	2004-06-10
申请号	JP2003371428	申请日	2003-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	雅啤酒ES苏拉		
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司 雅啤酒ES苏拉		
[标]发明人	ダーリンアールオーカールンド シャンカラビーレディ ジャスビールエススラ		
发明人	ダーリン・アール・オーカールンド シャンカラ・ビーレディ ジャスビール・エススラ		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/12 A61B8/00 A61N5/10 G01R33/32 G01T1/161		
CPC分类号	A61B5/0456 A61B5/055 A61B5/7207 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/12 A61B6/484 A61B6/503 A61B6 /504 A61B6/541 A61B8/0891 A61B8/5284 G06F19/321 G16H20/40 G16H30/20 G16H30/40 G16H40 /63 G16H50/50		
FI分类号	A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B6/03.370.B A61B5/00.D A61B8/00 A61N5/10 A61N5/10.P G01T1 /161.E A61B5/05.390 A61B5/05.380 G01N24/02.Y G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 A61B5/055.390 G01N24/00.100.Y G01N24/00.520.Y		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/KK33 2G088/MM04 2G088/MM06 4C082/AC02 4C082 /AC05 4C082/AC06 4C082/AJ08 4C082/AJ14 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA37 4C093/DA02 4C093/FF31 4C093/FF42 4C096/AA09 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096 /AD15 4C096/DC31 4C096/DC36 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/JC08 4C601/JC26 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601 /KK22 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB09 4C117/XE17 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XH16 4C117/XJ01 4C117/XJ17 4C117/XJ27 4C117/XK02 4C117/XK06 4C117/XK13 4C117 /XK19 4C117/XK24 4C117/XL12 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C117/XR10 4C188/EE02 4C188/FF04 4C188/FF07 4C188/KK33 4C188/MM04 4C188/MM06 4C601/LL14		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	10/065595 2002-11-01 US		
其他公开文献	JP2004160221A5 JP4374234B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过确定适合患者的适当侵入性治疗方法，提高双室起搏治疗的侵入性治疗方法的有效性。成像系统包括形成心脏图像数据空间的医用扫描仪，获取心脏图像数据空间的数据获取系统以及从心脏图像数据空间形成可见图像的图像形成系统。，用于存储来自数据获取系统和图像形成系统的信息的数据库130和150，用于管理医学扫描仪的操作员界面系统160，数据获取系统，图像形成系统和数据库以及操作员界面系统。后处理系统180用于分析心脏图像数据空间并显示可见图像。操作员界面系统包括用于将心脏图像数据空间和可见图像用于双心室起搏计划，心房纤颤计划和心房扑动计划程序的指令。[选择图]图2

