

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4441322号
(P4441322)

(45) 発行日 平成22年3月31日(2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月15日(2010.1.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)
A 6 1 N 1/365 (2006.01)A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
A 6 1 N 1/365

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-138381 (P2004-138381)
 (22) 出願日 平成16年5月7日 (2004.5.7)
 (65) 公開番号 特開2004-329944 (P2004-329944A)
 (43) 公開日 平成16年11月25日 (2004.11.25)
 審査請求日 平成19年4月26日 (2007.4.26)
 (31) 優先権主張番号 10/249,815
 (32) 優先日 平成15年5月9日 (2003.5.9)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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・ダブリュー・710
 3000
 (73) 特許権者 503099455
 ジャスピール・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 100137545
 弁理士 荒川 聰志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】心外膜リードを用いる両心室ペーシングの計画及び治療のための心臓CTシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

収集データを生成する医療用イメージングシステム(102)と、
 前記収集データを受信し、前記患者への両心室ペーシングに先立って獲得された収集データから、患者の左心室及び胸壁の1つ又はそれ以上の3Dモデル画像を生成する画像生成サブシステム(110)と、
 前記1つ又はそれ以上の画像に対して1つ又はそれ以上の左心室の解剖学的ランドマークを識別し、前記解剖学的ランドマークの中から選択されたものに対応するマーカを前記3Dモデル(130)に挿入するためのオペレータコンソール(116)と、
 前記3Dモデル(130)の保存ビューをインターベンショナルシステム上に登録する後処理ソフトウェアを含むワークステーション(124)と、
 を備え、

前記インターベンショナルシステムが、1つ又はそれ以上の前記登録された3Dモデル(130)の保存ビューを視覚化し、該3Dモデル(130)の保存ビューにおいて、灌流調査又は冠状動脈イメージング調査の画像を識別できるように視覚化し、両心室ペーシングリードの配置を計画するための心外膜リードの配置のために左心室壁上の少なくとも1つの部位を前記インターベンショナルシステムを使用する前に識別するよう構成されることを特徴とする。

患者への両心室ペーシングリードの配置を計画するシステム。

【請求項2】

10

20

前記ワークステーション(124)が、前記3Dモデル(130)からLV心筋層の任意の壊死組織を特定するよう構成されることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記画像生成サブシステム(110)が、LV及び胸壁のイメージングに関するプロトコルを用いて構成されることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項4】

前記少なくとも1つの部位を識別することが、左心室の心外膜上で血管を識別することと、少なくとも1つの血管及び血管の真下にある心筋層を除外することとを更に含むことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項5】

LV及び胸壁の短軸画像(128)を生成するために前記収集データを処理する後処理ソフトウェアを使用する請求項3に記載のシステム。

【請求項6】

前記3Dモデル(130)及び前記短軸画像(128)は、前記インターベンショナルシステムに付随するディスプレイスクリーン(132)を介して視覚化されることを特徴とする請求項5に記載のシステム。

【請求項7】

前記ワークステーション(124)が、前記3Dモデル(130)からLV心筋層の灌流を視覚化するよう構成され、

前記医療用イメージングシステム(102)がEKGゲート収集を用いて、拡張期並びに複数の収縮期及び初期拡張期において運動のない心臓をイメージングすることを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載のシステム。

【請求項8】

前記医療用イメージングシステム(102)が心臓CTシステムであり、

前記画像生成サブシステム(110)は3D表面及び/又はボリュームレンダリングを用いて、胸壁、LV壁、血管及び心外膜脂肪を視覚化し、

前記インターベンショナルシステムが透視法システムであることを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般には心調律管理システムに関し、より具体的には、心外膜リードを用いる両心室ペーシング計画の心臓イメージングシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

欧米だけでも約6百万から7百万の人々がうっ血性心不全(CHF)であり、CHFの最も高い原因である虚血性及び突発性心筋症を伴っていると推定される。CHF患者の約20%から50%は、関連する心電図にPR間隔の拡大及びQRS群の拡張の特徴がある。更に、これらの患者の約29%が左脚ブロック(LBBB)である。

40

【0003】

正常な心拍において、電気伝導は洞房(SA)結節(右上心腔、すなわち右心房の右上部分にある筋肉細胞の小群)で始まる。SA結節によって発生した刺激は、上部心腔全体及び房室(AV)結節にわたって迅速に広がる。AV結節を通ると、電気信号はヒス束と呼ばれる纖維の束を通って移動するが、ヒス束は心腔の上下を分ける壁を通って残りの通路へ信号を送り、左右の分岐束に分かれて心室の各部分へ到達する。

【0004】

しかしながら、こうしたCHF及びLBBBの患者は、心臓の左側で長い機械的遅延により、左心室の脱分極の遅延に起因する左心室の駆出を遅らせることになる。すなわち、LBBBは、左右の心室における非対称収縮を引き起こす。更に、この状態はまた、左心

50

室の別の部位が協調的な方法で収縮しない結果となる化可能性がある。この不規則な運動は隔壁が縮み、その後に外側壁が伸びるといった特徴がある。続いて、外側壁が今度は縮み、隔壁が伸びて、これにより左心室の無効な収縮の原因となる。

【0005】

心再同期治療は、両心室ペーシングとしても知られるが、インターベンショナルな措置であり、心臓の右心室及び左心室双方で同時に心臓ポンプ効果を改善するようペースを整える。従来の両心室ペーシング措置の1つの実施例においては、右心室及び右心房双方のリードを最初に配置する。次に、冠状静脈洞（CS）内にシースを配置して、左心室リードの配置のための適正なプランチが描かれるようにCS血管造影を行う。好適なプランチが識別された後は、左心室リードをCSの後方又は後外側のプランチに配置する。配置されると、左右の心室リードは同時にペースを整え、こうして心房収縮との同期化が達成する。

10

【0006】

多くの患者にとって、CSにカニューレを挿入することは、両心室リードの配置のための最適なワンステップ措置である。しかしながら、こうした患者の内の20%を超えて、CSでのリードの配置が不成功であるか、非常に長くかかる措置となり、或いはリードがCSから取り外すようになる可能性がある。このリード配置措置の他の問題には、好適なCSプランチが得られないこと、左心房及び左心室の膨張に起因するCSの膨大な循環、及びそこでのテベシウス弁の存在もまた含むことができる。ほとんどの場合において、こうした問題は、インターベンショナル措置時に初めて識別されるため、通常、この措置は完全に断念されるか、又は患者が第2の措置のため手術室に戻されるかのいずれかであり、第2の措置では、外科的切開を通して、費用のかかる侵襲的な措置で左心室リードを心外膜に配置するものである。

20

【0007】

残念なことに、心外膜リードの配置は、これ自体にも欠陥が無いわけではなく、その幾つかは、小開胸術を用いることで左心室の後外側領域のビューが制限されること、適正なペーシング及び感知パラメータを提供する配置位置が制限されること、胸壁から左心室までの距離を求めることができないこと、最後に収縮した左心室の後外側領域の識別ができないこと、冠状動脈及び静脈に損傷を与える潜在的な危険性があること、心膜外脂肪の存在に起因して困難さのレベルが上がること、瘢痕組織に対して正常組織の視覚化が不十分であること、1つ又はそれ以上の上記の結果から理想的なペーシングの位置を識別することが困難であることを含む。

30

【特許文献1】米国特許第5515849号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従って、CSの解剖学的構造の効果的なロードマップ、及び必要に応じて、効果的な心外膜リードの配置のためのロードマップを決定するための改善されたシステム及び方法に関する必要性がある。

【課題を解決するための手段】

40

【0009】

従来技術の上記及び他の欠点及び欠陥は、患者への両心室ペーシングリードの配置を計画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、医療用イメージングシステムから非侵襲性の収集データを獲得する段階と、これらのデータから患者の左心室及び胸壁の3Dモデルを生成する段階とを含む。1つ又はそれ以上の左心室解剖学的ランドマークが3Dモデル上で識別され、3Dモデルの保存ビューがインターベンショナルシステムに登録される。1つ又はそれ以上の登録された保存ビューがインターベンショナルシステムを用いて視覚化され、左心室壁の少なくとも1つの好適な部位が心外膜リード配置のために識別される。

【0010】

50

別の態様において、患者への両心室ペーシングリードの配置を計画する方法は、胸壁及び左心室をイメージングするのに最適なプロトコルを用いて、医療用イメージングシステムから収集データを獲得する段階を含む。収集データは、3Dプロトコル及び短軸プロトコルを用いて分割され、胸壁、LV壁、隣接する部位の冠状動脈と静脈、及び心外膜脂肪を視覚化できるようにする。患者の左心室及び胸壁の3Dモデルが生成され、1つ又はそれ以上の左心室解剖学的ランドマークが3Dモデル上に識別される。3Dモデルの保存ビューはインターベンショナルシステムに登録され、1つ又はそれ以上の登録された保存ビューは、インターベンショナルシステムにより視覚化される。左心室壁の少なくとも1つの好適な部位が心外膜リード配置のために識別される。

【0011】

10

別の態様において、患者への両心室ペーシングリードの配置を計画する方法は、胸壁及び左心室に関してプロトコルを用いて心臓コンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステムから収集データを獲得する段階を含む。収集データは3Dプロトコル及び短軸プロトコルを用いて分割され、胸壁、LV壁、冠状動脈と静脈、及び心外膜脂肪を視覚化できるようにする。患者の左心室及び胸壁の3Dモデルが生成され、外部胸壁に対する後外側壁の運動プロファイルが得られる。更に、1つ又はそれ以上の左心室解剖学的ランドマークが3Dモデル上で識別され、3Dモデルの保存ビューが透視法システムに登録される。1つ又はそれ以上の登録された保存ビューが透視法システムにより視覚化され、左心室壁の少なくとも1つの好適な部位が心外膜リード配置のために識別される。

【0012】

20

更に別の態様において、患者への両心室ペーシングリードの配置を計画するシステムは、収集データを生成する医療用イメージングシステムと、収集データを受信し、患者の左心室及び胸壁の1つ又はそれ以上の画像を生成する画像生成サブシステムとを含む。オペレーターコンソールは1つ又はそれ以上の画像に対して1つ又はそれ以上の左心室解剖学的ランドマークを識別するために使用され、ワークステーションは、インターベンショナルシステムに3Dモデルの保存ビューを登録するための後処理ソフトウェアを含む。インターベンショナルシステムは1つ又はそれ以上の登録された保存ビューを視覚化し、心外膜リード配置のため左心室壁に少なくとも1つの好適な部位を識別するよう構成される。

【0013】

30

更に別の態様において、患者への両心室ペーシングリードの配置を計画するシステムは、収集データを生成する心臓コンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステム、胸壁及び左心室に関するプロトコルを用いるCTイメージングシステム、インターベンション中に使用される透視法イメージングシステムを含む。画像生成サブシステムは、収集データを受信し、患者の左心室及び胸壁の1つ又はそれ以上の画像を生成する。画像生成システムは更に、3Dプロトコル及び短軸プロトコルを用いて収集データを分割するよう構成され、胸壁、LV壁、冠状動脈と静脈、及び心外膜脂肪を視覚化できるようにする。オペレーターコンソールは1つ又はそれ以上の画像上に1つ又はそれ以上の左心室解剖学的ランドマークを識別するのに使用され、ワークステーションは透視法システム上で3Dモデルの保存ビューを登録する後処理ソフトウェアを含む。透視法システムは、1つ又はそれ以上の登録された保存ビューを視覚化し、心外膜リード配置のため左心室壁上の少なくとも1つの好適な部位を識別するよう構成される。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

複数の図において同じ要素には同じ符号が付与された例示的な図面を参照する。

【0015】

本明細書で開示されるのは、両心室ペーシングの心臓コンピュータ断層撮影(CT)システム及び方法であり、電気生理学者、心臓病専門医、及び/又は外科医が措置を遂行する望ましい方法を予め計画できるような、インターベンショナル措置を計画するための情報を提供する。更に、左心室(LV)及びその胸壁との関係のより詳細な3次元(3D)形状図を用いると、医療従事者は更に、脂肪の存在、主な血管及びそのブランチの位置と

50

方向、及び生体組織を識別することもできる。この情報は L V リードの最適な配置を求めるのに使用できる。更に、L V 収縮性及び局所壁運動異常を視覚化して、L V 心外膜ペーシングリードの最適な配置位置を識別できる。従って、心臓 CT システムから得られた情報により、リードをむやみに配置する必要性がなくなり、これにより、上述の問題の多くが回避される。更に、得られた情報により、心外膜リード配置を外科切開術又は内視鏡アプローチにより最も有利な位置へ導くことができるが、これは切開及びリード配置の位置を予め計画することができるからである。更に、心外膜リードはまた、リードの正確な配置を可能にするためインターベンショナルシステム又は透視法を用いて登録することも可能である。

【 0 0 1 6 】

10

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の関連において説明されるが、当該技術分野で公知の他のイメージングシステムもまた、両心室心外膜リード配置の計画に関して企図されることは理解されるであろう。

【 0 0 1 7 】

最初に図 1 を参照すると、心臓イメージングに対応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。ここでもまた、当該技術分野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、本発明の実施形態で用いることができることから、心臓 CT システム 100 は単に例証として示されていることを理解すべきである。システム 100 のスキャナ部分 102 は、スキャナインターフェースボード 108 を介してスキャナ 106 へ R ピーク事象を出力する EKG モニタ 104 を含む。スキャナインターフェースボード 108 の好適な実施例は、ガントリーインターフェースボードであり、EKG システムをスキャナに接続するのに使用できる。スキャナ部分 102 により定められる心臓 CT サブシステムは、EKG ゲート収集又は画像再構成機能を用いて、拡張期並びに複数の収縮期及び初期拡張期において運動のない心臓をイメージングする。

20

【 0 0 1 8 】

データはスキャナ部分 102 から、データ収集、データ制御、及び画像生成を実行するソフトウェアを含むサブシステム 110 へ出力される。更に、スキャナ 106 から出力される、R ピークのタイムスタンプを含むデータは、収集データベース 112 内に格納される。心臓及び、具体的には L V 拡張期及び複数の収縮期と初期拡張期をイメージングするのに最適な 1 つ又はそれ以上の収集プロトコルに従って収集が実行される。L V 及び胸壁の CT 画像データセットの自動画像分割のために 1 つ又はそれ以上の最適な 3 D プロトコルを用いて画像生成が実行される。

30

【 0 0 1 9 】

画像データストリーム 114 は、オペレータコンソール 116 へ送られる。オペレータコンソール 116 で検査指示及び視覚化においてソフトウェアにより用いられるデータは、画像データベース 118 中に画像データストリーム 114 からのデータとともに格納されている。ディスプレイクリーン 120 は、検査指示及び視覚化処理を行うオペレータに提供される。画像データは、3 D 後処理を含む分析及び観察用にワークステーション 124 へアーカイブし、フィルムに焼き付け、又はネットワーク 122 を介して送信することができる。ワークステーション 124 で描かれる後処理ソフトウェアは、L V 解剖学、収縮期の L V 壁の運動 (すなわち L V 収縮性) 、心外膜脂肪位置、生体組織、血管、及びそのプランチの位置と方向に関する CT 画像データセットの自動画像分割からの 1 つ又はそれ以上の最適化された 3 D プロトコル及び短軸プロトコルを含む。

40

【 0 0 2 0 】

後処理ソフトウェアの 3 D プロトコル及び短軸プロトコルにより、ソフトウェアは、血管、プランチ、及び L V のスローモーション映像、特に L V の後外側壁を含む L V のビューを提供する。これらの特定のビュー及びビデオ (映像) クリップは、インターベンショナル計画及び措置において医療従事者が使用するために、心室ファイル 126 の 3 D レンダリング及び L V 短軸画像 128 に保存することができる。後処理ソフトウェアは又、胸

50

壁及び心室表面の詳細な 3 D モデル 1 3 0 のエクスポートを提供する。3 D モデル 1 3 0 (ワークステーション 1 2 4 に付随するディスプレイスクリーン 1 3 2 上で観察することができる) は、関心のあるランドマークでボリュームに挿入された幾何学的マーカを含むよう構成され、胸壁及び L V が不透明な幾何学的ランドマークを用いて半透明の方法で視覚化する。

【 0 0 2 1 】

更に、3 D モデル 1 3 0 は、限定ではないが、ワイヤーメッシュ幾何学モデル外形セット、二値画像の分割ボリューム、及び放射線治療 (R T) D I C O M オブジェクト規格又は同様のオブジェクトを用いる D I C O M (医用デジタル画像と通信) オブジェクトを含む、いかなる複数のフォーマットでもエクスポートすることができる。当該技術分野で公知の他のフォーマットも又、3 D モデル 1 3 0 を格納及びエクスポートするのに使用できる。

10

【 0 0 2 2 】

次に図 2 を参照すると、本発明の別の実施形態による両心室ペーシングリード配置のインターベンショナル計画の方法を表すフロー図 2 0 0 が示されている。最初のブロック 2 0 2 では、まず、心臓の胸壁及び L V 部位に対して好ましくは最適なプロトコルを用いて、多量のデータを心臓 C T システム上で収集する。ブロック 2 0 4 では、 L V 及び L V 心筋層の表面を抽出するように設計された 3 D プロトコル及び短軸プロトコルを用いる後処理ソフトウェアによって画像データセットを分割する。必要に応じて、オペレータからのキー (例えば前後方向、左前斜位、後外側、斜位及び右前斜位のビュー配置) の有無に関わらず、自動処理を使用することができる。

20

【 0 0 2 3 】

次に、ブロック 2 0 6 に示すように、3 D 表面及び / 又はボリュームレンダリングを用いて、胸壁、 L V 壁、血管及び心外膜脂肪を視覚化する。 L V の後外側心筋層の灌流及び / 又は生存可能性もまた、灌流調査又は冠状動脈イメージング調査の画像を用いて視覚化でき、 L V 心筋層に任意の壊死組織が存在する場合にはこれを識別できるようになる。これはブロック 2 0 8 に示される。ブロック 2 1 0 に示されるように、 L V 機能画像から外部胸壁に近接する L V 後外側壁の運動プロファイル (すなわち収縮性) を取得する。具体的には、ブロック 2 1 2 に示されるように、 L V の後外側壁の収縮パターンを求めて、リード配置に最適な位置を識別するようになる。

30

【 0 0 2 4 】

次いで、方法 2 0 0 はブロック 2 1 4 に進み、ここで関心のあるランドマークのボリュームに明示的な幾何学的マーカを挿入し、挿入された不透明な幾何学的ランドマークを用いて胸壁及び L V を半透明な方法で視覚化することができる。ブロック 2 1 6 に示すように、特定の 3 D レンダリング及び軸方向画像 (D I C O M 画像、ビデオクリップ、フィルム、マルチメディアフォーマットなど) は、インターベンショナル計画中に後の視覚的参照として要望どおりに保存する。保存されたビューは、ブロック 2 1 8 に示されるように、透視法システム又はその代替物上の投影画像、3 D 透視法システムのトモシンセシス画像にエクスポートして登録する。

【 0 0 2 5 】

40

最後に、インターベンショナルシステムにアクセスし、ブロック 2 2 0 に示されるように、その後、インポートされ登録されたモデルを医療従事者が視覚化する。次に、ブロック 2 2 2 で、医療従事者が L V 壁上に心外膜ペーシング電極の配置に最適な領域、並びに該電極の配置において次に最適な部位を識別する。具体的には、医療従事者は、左心室の心外膜上の血管を識別し、血管及び / 又は血管の真下にある心筋層を好適な部位として除外することができる。

【 0 0 2 6 】

自動技術は、灌流欠陥の定量分析、局所的収縮性プロファイル (L V 壁運動) 、同じ強度レベルの連続性を用いる血管識別といった、幾つかのコンピュータ支援による検出、位置決定、及び視覚化の利用可能な方法の 1 つ又はそれ以上を用いることによって、上記の

50

ステップのいずれを実行するのにも使用することは理解されるであろう。更に、これらの方法は、措置及び関心のある器官が指定されている場合には完全に自動化することができ、或いは、一部をユーザからの入力による対話式とすることもできる。

【0027】

更に、上述の方法及びシステムの実施形態を用いることにより、生成され及び登録されるイメージング情報によって適正に調整されるインターベンショナル措置への手法が可能になるという点で、両心室ペーシングの計画が改良されることは理解されるであろう。適正な手法を選択することで、措置自体の継続時間が短縮され、どのような不必要な措置もまた排除される。より具体的には、L V 及び胸壁の詳細な 3 D 幾何学的表示及び軸方向表示により、両心室ペーシング措置の正確さが増すことになる。壞死心筋層が存在する場合には、その識別により電気生理学者 / 心臓外科医がこうした領域を避けて、L V 心外膜リードを健康で生存している心筋層へ配置することが可能になる。

10

【0028】

本発明を好ましい実施形態について説明してきたが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変更を行うことができ、同等物によってその要素と置き換えることができる事が理解されるであろう。更に、本発明の本質的範囲を逸脱することなく、多くの変更は本発明の教示に対する特定の状況又は材料に適合するように行なうことができる。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、本発明は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。

20

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施形態による両心室リードペーシング計画に好適なコンピュータ断層撮影 (CT) システムなどの医療用イメージングシステムの概略図。

【図2】本発明の別の実施形態による両心室ペーシング心外膜リード配置を計画する方法のフロー図。

【符号の説明】

【0030】

116 コンソール

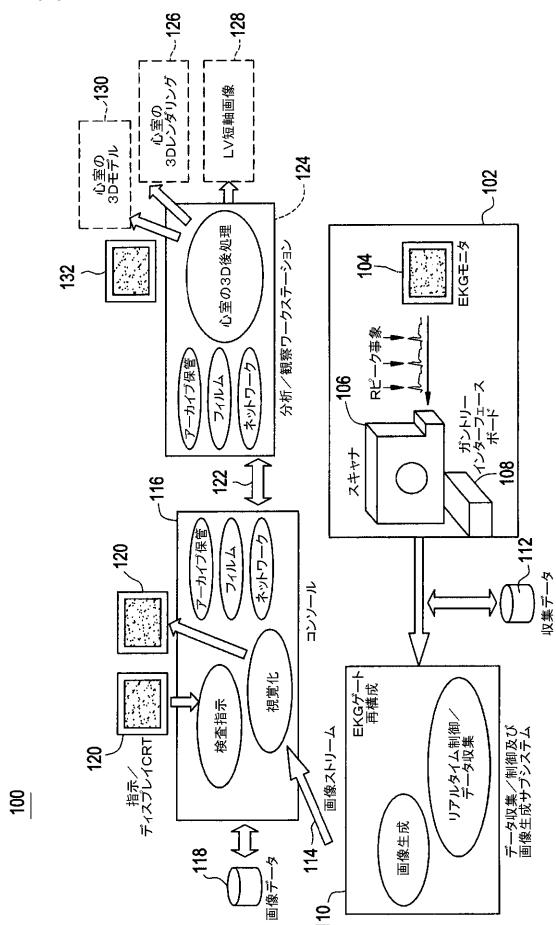
30

118 画像データ

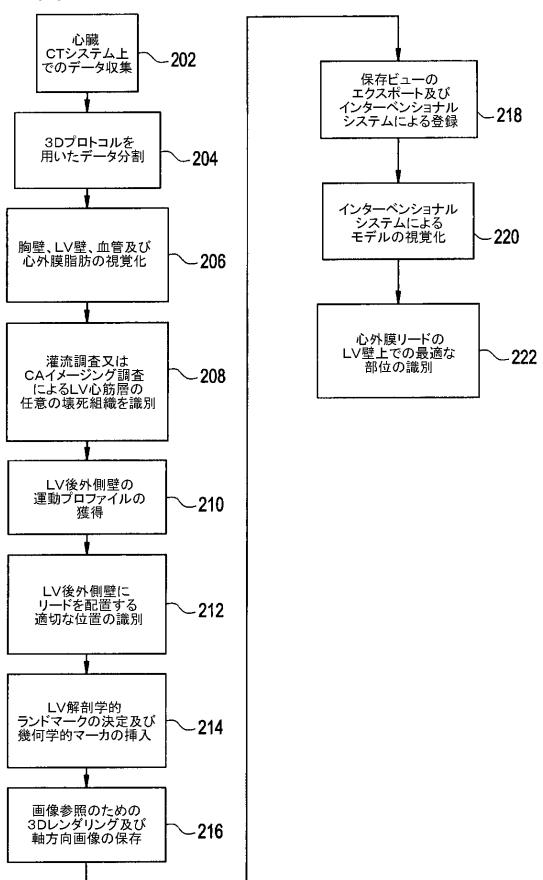
120 指示 / ディスプレイ CRT

124 分析 / 観察ワークステーション

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(74)代理人 100105588
弁理士 小倉 博
(74)代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(74)代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久
(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13
772番
(72)発明者 ジャスピール・エス・スラ
アメリカ合衆国、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、シダーバーグ、タワー・アベニュー、ダブリュ75・エヌ7
66番
(72)発明者 ローラン・ロネ
フランス、78170・エステ・レーミ・ペス・シェーヴルーベ、アンパス・ド・サルジ、11番
(72)発明者 メリッサ・エル・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、ノース・バン・ビュラン・ストリート、1
424番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2002-306483(JP,A)
特開平11-239165(JP,A)
特表平11-506950(JP,A)
特開平06-078921(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
A61N 1/365