

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4965042号
(P4965042)

(45) 発行日 平成24年7月4日 (2012. 7. 4)

(24) 登録日 平成24年4月6日 (2012. 4. 6)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 D
A 6 1 B 5/055 (2006. 01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 A
G O 1 R 33/32 (2006. 01)	G O 1 N 24/02 5 2 0 Y
請求項の数 25 (全 18 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2001-524059 (P2001-524059)	(73) 特許権者	500480919
(86) (22) 出願日	平成12年9月13日 (2000. 9. 13)		メイヨ フォンデーシヨン フォー メデ
(65) 公表番号	特表2003-509145 (P2003-509145A)		イカル エジュケーション アンド リサ
(43) 公表日	平成15年3月11日 (2003. 3. 11)		ーチ
(86) 国際出願番号	PCT/US2000/025051		アメリカ合衆国 5 5 9 0 5 ミネソタ州
(87) 国際公開番号	W02001/020552		, ローチェスター, ファースト スト
(87) 国際公開日	平成13年3月22日 (2001. 3. 22)		リート サウスウエスト 2 0 0
審査請求日	平成19年9月7日 (2007. 9. 7)	(74) 代理人	100070002
(31) 優先権主張番号	09/397, 546		弁理士 川崎 隆夫
(32) 優先日	平成11年9月16日 (1999. 9. 16)	(72) 発明者	パッカー, ダグラス エル.
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 5 5 9 0 2 ミネソタ州
前置審査			ローチェスター カイト レーン エス
			ダブリュ 9 0 1
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像をリアルタイムに描画する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高分解モデル画像取得手段及び低分解画像取得手段を接続した、C P U 及びメモリを含むコンピュータシステムの作動方法であって、

(a) 前記コンピュータシステムが、前記高分解モデル画像取得手段から前記対象の解剖学構造の画像データを取得する工程；

(b) 前記コンピュータシステムが、取得した画像データから前記対象の解剖学構造の高分解能モデル画像を再構成する工程；

(c) 前記コンピュータシステムが、治療中に、前記低分解画像取得手段から前記対象の解剖学構造の複数の低分解能画像を取得する工程；

(d) 前記コンピュータシステムが、取得した各低分解能画像で高分解能モデル画像を登録する工程；および

(e) 前記コンピュータシステムが、登録された高分解能モデル画像を用いて、治療中に、前記対象の高分解能画像を表示する工程を含む、

前記低分解能画像がその視野内にある医療器具を含み、

前記低分解能画像から検出された前記医療器具の位置を前記高分解能画像に重ね合わせて、前記医療器具を治療中に表示する

ことを特徴とするコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2】

前記医療器具が切除器具であることを特徴とする請求項1に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 3】

対象となる解剖学構造が心臓であり、前記低分解能画像取得手段が心室内に挿入された超音波トランスジューサーであることを特徴とする請求項1に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 4】

前記医療器具が心室内に挿入された切除器具であることを特徴とする請求項3に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 5】

前記医療器具が、心室内に挿入され電気信号を発生する電極アセンブリであることを特徴とする請求項3に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 6】

前記電極アセンブリで発生する電気信号が、前記電極アセンブリにより心臓壁上に検出される信号タイミングを示す活性化波面として高分解能画像上に描画されることを特徴とする請求項5に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 7】

前記活性化波面の空間分布が異なった色で示されることを特徴とする請求項6に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 8】

前記高分解能画像が3次元解剖学表面の描画であることを特徴とする請求項1に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 9】

前記工程（e）が2次元表示装置を用いて行われることを特徴とする請求項8に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 10】

前記工程（e）が3次元表示装置を用いて行われることを特徴とする請求項8に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 11】

前記工程（e）がヘッドマウントディスプレイを用いて行われることを特徴とする請求項8に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 12】

前記ヘッドマウントディスプレイを用いて描画される解剖学表面が前記ヘッドマウントディスプレイの空間方位で部分的に決定されることを特徴とする請求項11に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 13】

対象となる解剖学構造の限られた視野を有するトランスジューサーを用いて低分解能画像を取得し、表示された高分解能画像が解剖学対象の広い視野を描画することを特徴とする請求項1に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 14】

前記表示された高分解能画像中に描画される特定の対象となる解剖学構造が前記トランスジューサーで取得した画像で決定されることを特徴とする請求項13に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 15】

対象となる解剖学構造の高分解能モデル画像が、一つの次元が対象となる解剖学構造の時間変化を描画する多次元モデルであることを特徴とする請求項1に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 16】

対象となる解剖学構造が機能的サイクルを繰り返す行い、前記高分解能モデル画像が機能的サイクルの不連続位相における前記対象となる解剖学構造を描画することを特徴とす

10

20

30

40

50

る請求項 1 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 1 7】

前記対象となる解剖学構造の機能的サイクル位相を各低分解能画像を取得する毎に検知する工程を含み、前記工程 (d) における登録が前記高分解能モデル画像から上記不連続位相の 1 つにおける対象となる解剖学構造の描画を選ぶ工程を含むことを特徴とする請求項 1 6 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 1 8】

前記対象となる解剖学構造の機能的サイクル位相を各低分解能画像を取得する毎に検知する工程を含み、前記工程 (d) における登録が前記高分解能モデル画像中に描画された 2 つの不連続位相間に内挿することにより、前記対象となる解剖学構造の描画を作成する工程を含むことを特徴とする請求項 1 6 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

10

【請求項 1 9】

前記対象の解剖学構造が心臓であり、前記心臓内に設置された前記電極アセンブリによって心室上で検知された信号タイミングを示す電気信号が作成され、

前記コンピュータシステムの作動方法が、

前記コンピュータシステムが、取得した低分解能画像中で電極アセンブリの位置を定める工程、および

前記コンピュータシステムが、表示された高分解能画像上で電極アセンブリにより測定された信号タイミングを描画する工程

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

20

【請求項 2 0】

前記信号タイミングが、前記表示された高分解能画像をカラーコーディングすることにより描画されることを特徴とする請求項 1 9 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2 1】

前記信号タイミングが、前記表示された高分解能画像をコードするテクスチャにより描画されることを特徴とする請求項 1 9 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2 2】

前記信号タイミングが、前記表示された高分解能画像のグレースケールで描画されることを特徴とする請求項 1 9 に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2 3】

30

高分解モデル画像取得手段、低分解画像取得手段及び電気活性化マップ作成システムを接続した、CPU 及びメモリを含むコンピュータシステムの作動方法であって、

(a) 前記コンピュータシステムが、前記高分解モデル画像取得手段と前記低分解画像取得手段とを介して前記対象の解剖学画像を作成するとともに医療介入処置が実施されている間に前記解剖学画像をリアルタイムで更新する工程；

(b) 前記コンピュータシステムが、前記電気活性化マップ作成システムを用いて、前記対象から生理データを取得する工程；

(c) 前記コンピュータシステムが、前記解剖学画像で前記生理データを空間的に登録する工程；

(d) 前記コンピュータシステムが、前記更新された解剖学画像に空間的に登録された生理データを組み込む出力を作成する工程；および

40

(e) 前記コンピュータシステムが、前記医療介入処置中に前記工程 (b)、(c)、(d) を繰り返し、前記介入処置が実施されるにつれ変化する前記対象中の生理変化を表示する工程

を含み、

前記工程 (a) において、前記解剖学画像を高分解能で取得し、医療介入処置中に取得した低分解能画像で前記解剖学画像を更新し、前記解剖学画像は、前記低分解能画像から検出された前記医療器具の位置が示された前記高分解能画像である

ことを特徴とするコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2 4】

50

前記電気活性化マップ作成システムが心内膜マッピング器具を有し、生理データが電気生理学データであることを特徴とする請求項 2 3に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【請求項 2 5】

空間的に登録された生理データが更新された解剖学画像に重なる電気活性化マップであることを特徴とする請求項 2 4に記載のコンピュータシステムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(関連出願)

本願は、1999年2月5日に出願された仮出願第60/118,765号の利益を主張する。 10

【0002】

(発明の背景)

本発明の分野は、医療であり、特に治療を行う指針として用いられるリアルタイム解剖学的の画像の作成である。

【0003】

詳細な解剖学的構造の特徴を正確に表す高分解能医療画像は、多くの画像化様式で作成される。このような画像は例えば、数多くの製造業者から商業的に入手可能な電子ビームCTシステム、超音波システムまたはMRIシステムを用いて作成されうる。しかしながら、高分解能・高SNR画像を再構成するためには相当量のデータを取得しなければならない。用いた画像化様式と特定の取得対象によっては、このようなデータ取得には秒単位から分単位におよぶ時間を要する。例えば、ヒトの心臓を画像化する場合、データ取得中に心臓および呼吸のゲーティングの双方を用いなければならないが、その結果、画像データは各呼吸および心臓サイクル中の短い間隔でのみ得られる。MRIシステムまたはX線CTシステムを用いて心臓の高分解能3次元画像を取得するには、何秒または何分もの時間が必要である。このような高分解能画像は一般に病気の診断に用いられるが、治療中使用のために充分高いフレーム速度で画像を取得し再構成することはできない。 20

【0004】

医療画像は治療中使用のために高いフレーム速度で作成される。例えば、血管形成術中にバルーンとステントを設置するカテーテルを導くため、通常、医師は蛍光X線透視検査を使用する。MRフルオロスコーピーは治療をモニターするリアルタイム画像を作成するために用いられ、リアルタイム超音波画像は例えば米国特許第5,325,860号および同第5,345,940号で開示されるように、血管内治療で用いられる。このようなリアルタイム画像法は1秒当たり10～30フレームの速度で画像を形成し、モニターされる治療の比較的に連続的でちらつきのない図を提供する。 30

【0005】

このようにしてリアルタイム医療画像が多く公知の画像化様式で作成されるが、このような画像は十分に詳細な、または十分に鮮明な解剖学的構造を表さない。しかしながら、これらは医療器具を充分に鮮明に表すので、医療器具を見て、いくつかの治療を導くことができる。 40

【0006】

治療によっては、手術を導くためのリアルタイム画像と、手術が行われる解剖学的構造の高分解能・高SNR描画の双方を必要とする場合がある。このような治療の一つは、心臓不整脈のガイド付き切除療法である。切除療法は心臓壁上またはその近くに設置した電極を用い、特定の解剖学構造の位置に特定の寸法の傷をつけるために電流が流される。これらの傷は不整脈中に心臓壁筋が活動する順番を乱すか変更し、正確に行えば、不整脈の発生を予防できる。

【0007】

米国特許第5,325,860号および同第5,345,940号に開示されるように、切除電極と超音波トランスジューサーの双方がカテーテルで心臓の血管内に配置される。 50

切除電極はリアルタイム超音波画像を用いて所定位置に導かれ、切除プロセスがリアルタイム超音波画像を用いてモニターされる。この方法及び、装置により、あるタイプの不整脈の処置に成功したが、この方法を他の多くの心臓不整脈を治療するのに用いるためには切除電極の設置の精度を高めることが要求される。このためには、切除電極を正しい位置に正確に設置するために、その下敷きとなる解剖学所見の正確で鮮明な画像を医師にリアルタイムで提供しなければならない。

【0008】

(発明の要約)

本発明は明瞭で高分解能の医療画像をリアルタイムに提供し、より詳しくは医者が医療処置を行う場合の助けとなる医療画像を提供する方法と手段である。本発明には対象（看者）の解剖学構造の画像データを取得し、対象の解剖学構造の高分解能モデル画像を再構成する工程；高フレーム速度で低分解能画像を取得することにより、対象の解剖学構造がリアルタイムに画像化される治療を実施する工程；取得した各低分解能画像で対象の解剖学構造の高分解能モデルを登録する工程；および解剖学構造の登録された高分解能モデルを医師にリアルタイムで画像を表示する工程が含まれる。高分解能モデルは静的解剖学構造の2次元または3次元画像であるか、または第4次元が時間、心臓位相、呼吸位相等の関数としての解剖学構造の変化を表す4次元モデルでありうる。このモデルの作成は高分解能画像化様式を用いて行われ、治療を行う前に実行し得る。高分解能モデルの登録はリアルタイムで行われ、2次元または3次元空間方位と共に、モデルが変化しつつある解剖学構造を描画する(depict)場合の時間または位相における登録が含まれる。

【0009】

本発明の他の態様は、治療中の解剖学モデルによる生理データのリアルタイム画像の組み合わせ(merging)である。生理データは例えば電気生理データ、EEGデータまたは熱データでありうる。心内膜電極アレイ等の医療器具を使用する場合、例えば、器具そのものは表示されない。その代わり、登録された高分解能解剖学モデル上にアレイ中の各電極の位置が正確に位置決めされ、電気活性マップが、取得した電気生理データから作成され、高分解能画像上に重ねられるか、高分解能画像と組み合わせられる。好ましい実施態様では、重ね合わせは画素の色を調整して行われ、画像化された組織の活性化(activation)タイミングを示すが、他の表示方法も使用し得る。

【0010】

本発明のまた別の態様では、治療が行われる場合、医療器具の位置が正確に表示される。低分解能画像は視野内に位置する医療器具を明瞭に描画する。従って、登録された高分解能モデル上に単に重ね合わせるにより、表示された画像中で器具を正しく位置決めすることができる。例えば切除カテーテルの場合は、この重ね合わせは単に器具そのものの描画である。

【0011】

本発明のまた別の態様では、広い視野を有するリアルタイム医療画像の作成である。多くのリアルタイム画像システムの視野が極めて限られているか、単一スライスまたは単一投影視野を描画し得る。このような限られた視野を対象となる解剖構造と関連させ、画像を正しく理解することは、医師の側に多くの技術と作業が必要である。しかしながら、解剖構造の高分解能モデルを限られたリアルタイム画像に登録することにより、モデルによって表されるより大きくより理解し易い視野を表示することができる。実際、登録されたモデルは対象となる解剖構造を3次元で描画することができ、医師に表示された画像は医療介入行為中、仮想現実環境を作成することができる。

【0012】

本発明の前記およびその他の目的と利点は以下の説明で明らかとなるであろう。説明中、説明の一部を構成し、本発明の好ましい実施態様の説明手段である付随する図面を参照する。このような実施態様は本発明の全範囲を必ずしも示すものではなく、従って本発明の範囲を説明するためにはクレームが参照される。

【0013】

(好ましい実施態様の説明)

本発明はまず、関心解剖構造の高分解能モデルを作成することで行われる。これは、治療が適当な医療画像化システムを用いて行われる前に、本明細書に記載される好ましい実施態様で行われる。好ましい実施態様では、関心解剖構造はヒトの心臓であり、特に心室の壁である。心臓サイクルの連続位相における患者の心臓を、3つの空間次元で示す4次元モデルが作成される。MRIシステムはこの特定のモデルを作成するための以下に記載される画像化様式であるが、電子ビームCTまたは超音波等の他の画像化様式も使用し得ることは当業者に認識され得る。高分解能モデルを作成するために用いられる特定の様式は、装置と熟練者の有無、コスト、および特定の関心解剖構造等の多くの因子に依存する。

【0014】

図1を参照すると、高分解能モデルに対するデータを取得するために用いられる好ましいMRIシステムの主要な構成要素が示される。システムの操作は、オペレータコンソール100から制御される。オペレータコンソール100には、キーボード付きコントロールパネル102、およびディスプレイ104が含まれる。コンソール100は、リンク116を通じて別のコンピュータシステム107とコミュニケーションするため、オペレータはスクリーン104上でイメージの作成と表示を制御することができる。コンピュータシステム107には、バックプレーンを通じて互いにコミュニケーションするいくつかのモジュールが含まれる。これらのモジュールには、イメージプロセッサモジュール106、CPUモジュール108、メモリモジュール113などが含まれる。メモリモジュール113は、当該技術ではイメージデータアレイを格納するためのフレームバッファとして知られる。コンピュータシステム107は、イメージデータとプログラムを保存するためのディスク記憶装置111とテープドライブ112にリンクされており、高速シリアルリンク115を通じて別のシステムコントロール122とコミュニケーションする。

【0015】

システムコントロール122には、バックプレーンによって一緒に接続される一連のモジュールが含まれる。これらのモジュールには、CPUモジュール119とパルス発生器モジュール121などが含まれる。パルス発生器モジュール121は、シリアルリンク125を通じてオペレータコンソール100と接続する。システムコントロール122は、オペレータから実行すべきスキャンシーケンスを示すコマンドを、このリンク125を通じて受け取る。パルス発生器モジュール121は、システム構成要素を動作させて所望のスキャンシーケンスを実行する。パルス発生器モジュール121は、発生させるRFパルスのタイミング、強度、および形状、ならびにデータ取得ウィンドウのタイミングと長さを示すデータを生成する。パルス発生器モジュール121は、一連の勾配増幅器127と接続して、スキャン中に発生する勾配パルスのタイミングと形状を示す。さらに、パルス発生器モジュール121は、生理的取得コントローラ129から患者のデータを受信する。生理的取得コントローラ129は、患者に接続されたいくつかの異なるセンサーから信号を受信する。これらの信号には、電極からのECG信号またはベローからの呼吸信号などがある。最終的には、パルス発生器モジュール121は、スキャンルームインタフェース回路133と接続する。スキャンルームインタフェース回路133は、患者および磁気システムの状態と対応した様々なセンサーからの信号を受信する。患者位置合わせシステム134がスキャンのために患者を所望の位置に動かすコマンドを受信するのも、スキャンルームインタフェース回路133からである。

【0016】

パルス発生器モジュール121によって生成された勾配波形は、増幅器 G_x 、 G_y 、 G_z から成る勾配増幅器システム127に加えられる。各勾配増幅器は、一般に139として指定されるアセンブリ内で、対応する勾配コイルを励起して、取得された信号の位置コード化に使用する磁場勾配を生成する。階調度コイルアセンブリ139は、分極マグネット140と全身RFコイル152を含むマグネットアセンブリ141の一部を形成する。システムコントロール122にあるトランシーバーモジュール150はパルスを発生させる。これらのパルスは、RF増幅器151によって増幅され、送信/受信スイッチ154によ

10

20

30

40

50

ってRFコイル152と結合される。患者内で励起された核によって放射された結果の信号は、同じRFコイル152によって感知され、送信／受信スイッチ154によってプリアンプ153に結合される。増幅されたNMR信号は、トランシーバー150の受信機部分で復調、濾波、およびデジタル化される。送信／受信スイッチ154はパルス発生器モジュール121からの信号によって制御され、送信モード中はRF増幅器151をコイル152に電氣的に接続し、受信モード中はプリアンプ153を接続する。送信／受信スイッチ154は、さらに別個のRFコイル（例えば、ヘッドコイルまたは表面コイル）を送信モードまたは受信モードのいずれかで使用できるようにする。

【0017】

RFコイル152によって受信されるNMR信号は、トランシーバーモジュール150によってデジタル化され、バックプレーン118を通してシステムコントロール122内のメモリモジュール160に転送される。スキャンが完了して、メモリモジュール160でデータの全体の配列が取得されたとき、アレイプロセッサ161が作動してデータをイメージデータアレイにフーリエ変換する。このイメージデータは、シリアルリンク115を通じてコンピュータシステム107に伝達され、そこでディスクメモリ111に格納される。オペレータコンソール100から受信されたコマンドに対応して、このイメージデータをテープドライブ112に格納したり、またはイメージプロセッサ106によってさらに処理して、オペレータコンソール100に伝達してからディスプレイ104上に提示することもできる。

【0018】

特に図2を参照すると、好ましい実施態様による心臓データの取得には一連の高速グラディエントエコーパルス配列が採用され、選ばれた画像化パラメーターに依存して6～15msの各グラディエントエコーパルス配列の繰り返し時間TRを有するパルス発生器121の指令の下に行われる。データ取得は、200で示されるQRS群中のR波のピークで始動するECGゲーティング信号により心臓で入出力制御される。パルス配列はR-R間隔と呼ばれる心臓トリガー信号200間に実行される。R-R間隔の長さは患者の心拍の関数である。

【0019】

グラディエントエコーを用いる高速心臓データ取得では、R-R間隔は数多くの短いセグメントに分割され、各セグメントは20°～30°の見かけのフリップ角度を有する高速グラディエント取得パルス配列である。各高速グラディエントエコーセグメントは、ビューとも呼ばれる1本のk空間を表すNMR信号を取得する。隣接する高速グラディエントエコーセグメントはさらにグループ202に組み合わせられ、そこで各グループ202からのデータは心臓サイクル（R-R間隔）の異なった時間的位相における画像生成に寄与する。これらの位相画像の時間位置は、心臓トリガー（R-波）200から高速グラディエントエコーセグメントの各グループ202の中心への相対的時間に依存する。好ましい実施態様では、各R-R間隔中に15個のグループ202が取得され、得られた15個の取得k空間データセットから、15個の対応する2次元スライス画像が2次元フーリエ変換を用いて公知の方法で再構成される。これらの2次元スライス画像は、心臓サイクルの15個の連続した位相における心臓を通る1枚のスライスを表す。

【0020】

心臓を通る追加のスライスを取得することでスキャンを続行する。好ましい実施態様では、50～100枚の連続するスライスが取得され、2次元画像に再構成される。スキャンの終了時に、これらの2次元スライス画像は3次元データセットを形成するために結合される。その結果スキャンを終了すると、15個の独立の3次元データセットが取得され、その中で画素が、15の連続する心臓位相における患者の心臓全体のボクセル中の信号強度を示す。

【0021】

上記のように、3次元画像データセットを作成するために用いられる画像化様式はMRIに限られない。電子ビームCTまたは超音波等の他の様式も、必要な高分解能画像データ

10

20

30

40

50

を作成するために使用し得る。本発明の利点は、それをリアルタイム治療に使用する前に高分解能3次元画像データを取得し得ることであり、これは、その他の方法では画像化様式の選択を制限すると思われる多くの因子を除外する。

【0022】

15個の3次元画像データセットを患者の心臓の高分解能の動的モデルとして使用することができるが、モデルをリアルタイムで表示するのに必要な処理量を減らすため、好ましい実施態様ではさらに処理を行う。さらに、好ましい実施態様で行われる治療における関心は各心室内の心臓壁の表面であり、医師が最も頻繁に使用するのはこれらの3次元表面を2次元表示することである。3次元心臓壁表面が得られる、取得した3次元画像データの4次元モデルへの処理が、図1のMRIシステム内のイメージプロセッサ106で行われるか、別のワークステーションで行われる。メイヨクリニック（ローチェスター、ミネソタ州）社から商標「ANALYZE」で市販される3次元ソフトウェアが作動するシリコングラフィックス社（マウンテンビュー、カリフォルニア州）が市販するモデルO2のようなワークステーションが好ましい。

10

【0023】

特に図2Aを参照すると、このプロセスの第1工程は、プロセスブロック206に示されるように、残りの構造物から心臓壁をセグメント化することである。VCHパブリケーションズ社1995年発行、リチャードA. ロブ著「3次元生医学的画像」、166～169頁に記されているように、セグメント化によりバイナリボリューム画像データセットを作成するが、その中では心臓壁内に位置する全ての画素が「1」に設定され、心臓壁外の全ての画素は「0」に設定される。3次元画像データセットをフィルターにかけ、ユーザー独自の閾値で制限し、その後、ユーザーが選んだ適当な出発点から開始する3次元領域ファイリングにより、セグメンテーションを行うことができる。数学的モルフォロジーおよび多重スペクトル分類等の多くのセグメンテーション法が当業者に公知である。この工程には手動介入が含まれ、かなりの時間が必要であるが、治療を開始する前に「オフライン」で行うことができる。

20

【0024】

プロセスブロック208で示される次の工程は、セグメント化された心臓壁画像の表面にタイルを貼る(tile)ことである。例えばR. A. ロブ、S. アハロン、B. M. キャメロン、「外科手術および内視鏡検査における臨床応用のための3次元医療画像データ由来の患者特異性解剖学モデル」、Journal of Digital Imaging、10(3)(付属、8月1日)、31～35頁、1997年に記載されるように、タイル貼り工程はセグメント化された心臓壁表面上のx、y、z点位置のセットを特定し、それらを繋ぎ合わせて隣り合ったポリゴンを形成する。好ましい実施態様では、各ポリゴンすなわち「タイル」は、x、y、z位置で定義される三角形および三角形の平面に垂直な単位ベクターである。タイルで定義された表面は、位置および方位を迅速に変換することができ、心臓壁表面のこのような表示をリアルタイム処理にとって魅力的なものにしている。

30

【0025】

患者の心臓の高分解能モデルが、15個の別のタイル貼り表面画像を作成することにより、15個のタイル貼り表面画像から作成される。これは、取得したタイル貼り表面画像を変形することにより、プロセスブロック210で達成される。このような変形すなわち3次元画像データセットの「モーフィング」はよく知られており、例えばM. スタシー、D. ハンソン、J. カンプ、R. A. ロブ、「メイヨクリニックの生医学的画像研究における高性能コンピューティング」、Parallel Computing、24巻：1287～1321頁、1998年に記載されている。このようにして、心臓壁のタイル貼り表面が心臓の動きの連続増加で表された患者の心臓の動的4次元モデルが作成される。順番に表示されるか、時間の関数として再生する場合、拍動する心臓の3次元高分解能画像が作成される。観察者はこの動的画像に関して任意の角度に位置することができ、より重要なことは、観察者が一つの心室の内部に位置することが可能であることである。実際、

40

50

動的心臓モデルを仮想現実システムに採用し、治療中に医師を患者の心臓内部に位置させることができる。このような仮想現実システムは、例えばR. A. ロブ、「患者特異性解剖学モデルを用いる仮想現実アシスト手術計画」、医学および生物学におけるIEEEエンジニアリング、編、メチン・アカイ、15(2)巻: 60~69頁、3/4月号、1996年に記載されるように当業者に公知であり、観察者は、自分が物理的に心室内部におり、治療の進行につれて心臓壁の運動を眺めているように感じることができる。

【0026】

対象となる解剖構造の高分解能モデルを作成する多くの他の方法があることは、当業者に明らかであろう。X線CT、電子ビームCT、超音波または磁気共鳴画像法等の画像化様式により画像データを取得することができる。高分解能モデルはまた、対象となる解剖構造および実行すべき個々の治療によって、数多くの異なった形を取ることができる。高分解能モデルは静的解剖構造の1個の2次元画像または3次元画像のような単純なものであるか、上記のような3次元動的構造または表面を示しうる。さらに、上記の動的3次元モデルは、心臓の運動の連続的な増加におけるタイル貼り表面を表す数多くの3次元データセットを含んでなる。動的3次元モデルはまた、方程式を心臓サイクル中に発生するタイル貼り表面の変形を定義するために用いる場合、より少ない3次元データセットで作成することもできる(例えば一方は心収縮期における心臓、他方は心拡張期における心臓を表す)。

【0027】

本発明の好ましい実施態様を用いて行われる治療方法は心臓内電気生理である。この方法には、患者の心臓壁中の筋肉を活性化する電気信号のタイミングを示す電氣的活性化マップの表示が含まれる。このような電氣的活性化マップは、心臓不整脈を生じる活性化の異常を示す。第2の方法は、心臓壁組織を心臓内切除器具で切除してこのような異常を修正することである。この方法を行うシステムは図3~5に示される。

【0028】

ここで図3~5を参照すると、参照番号20で一般的に示されるように、基端24と先端26を有する、長く伸びる柔軟なプラスチックチューブ状カテーテル本体22を含むカテーテル20がある。カテーテル20は、その長手方向先端26の近くにあり、超音波を伝送し、得られるエコーを受け取ることによって形態を画像化する視野を提供するために使用される位相アレイ超音波トランスジューサー30を含む機械的タイプ、動のアレイタイプ、または任意のオフセット立体的画像化タイプ、または血液下手術(underblood operation)のための仮想現実環境中に取り込まれる任意の多次元的画像化タイプ等の他のタイプの超音波トランスジューサーも使用し得ることが認識される。電気伝導体36が、カテーテル本体22の外の制御回路34にトランスジューサー30を電氣的に接続するために、カテーテル本体22中に配置され、カテーテル本体22の基端24の近くからカテーテル本体22の先端26の近くに伸びている。アクセスポート40もカテーテル本体22の長さ方向に伸び、超音波トランスジューサーの視野内での手術のため、このような器具をアクセスポート40を経由してカテーテル本体22の先端26へ配送することができるように、治療器具を受容する構成になっている。ガイドワイヤーアクセスポート42もカテーテル本体22内に配置され、ガイドワイヤー44を受容するためにカテーテル本体22の基端24からカテーテル本体22の先端26に伸びている。当業界において公知のように、ガイドワイヤー44は医師により脈管系を通して患者の心臓中へ送られる。次いで、図6に示すように、カテーテル本体22はガイドワイヤー44に沿って、その先端26が心臓内にくるまで送り込まれる。次にガイドワイヤー44が引き出される。

【0029】

好ましい実施態様では、超音波トランスジューサーは5~20メガヘルツ(MHz)の周波数を有する。成人の心臓内画像化には20センチメートル(cm)まで侵入(penetration)した画像が必要である。カテーテル本体22は4~24フレンチ(French)の直径を有する(1フレンチをπで割ると1ミリメートル(mm)に等しい)。アクセスポート40の直径は7~8フレンチであり、ガイドワイヤー42の直径は0.025~0.038イ

10

20

30

40

50

ンチである。カテーテル 20 の詳細な説明のため、米国特許第 5, 345, 940 号を参照して本明細書の記載の一部とする。

【0030】

図 5 に示すように、超音波トランスジューサー 30 に接続されるケーブル 36 を経由して信号を受信伝送するために制御回路 34 がトランシーバー回路 35 (T/R) に電氣的に相互接続される。操作中、制御回路 34 は超音波トランスジューサー 30 を振動させ、カテーテル本体 22 の先端 26 から適当な超音波を放出する。図 4 のライン 50 で表される超音波は、先端 26 と体の構造部を取り巻く血液を通して伝播する。伝播する超音波の一部は体の構造部から反射し、トランスジューサー 30 に入射する。それにより電気信号が発生し、ケーブル 36 によってトランシーバー 35 の入力部へ伝送される。

10

【0031】

以下に詳細に述べるように、超音波画像データは、リアルタイム超音波画像データ、メモリーに記憶された患者の心臓の高分解能モデル 37、および患者からの ECG 信号を使用するリアルタイム画像化システム 39 に入力され、ケーブル 60 を通りディスプレイ 61 に出力されるリアルタイム画像を作成する。画像化システム 39 は高速マイクロプロセッサ、画像データを記憶するための大容量ハードディスクおよび本発明を実施するためのソフトウェアを含むコンピューターワークステーションである。好ましい実施態様では、シリコングラフィックス社 (マウンテンビュー、カリフォルニア州) から市販され、R10000、175MHz プロセッサを有するモデル O2 等のワークステーションが使用される。治療または外科器具が使用されてる間に、超音波トランスジューサー 30 が提供

20

【0032】

図 5 に示すように、カテーテル本体 22 にはその基端 24 近くにアクセスポート 40 への搭載構造 52 が含まれる。切除器具構造 53 が搭載構造 52 に取り付けられ、延長ケーブル様部材 54 がアクセスポート 40 に沿って、カテーテル本体 22 の先端 26 の少しむこうまで伸びている。切除器具 53 の操作部 56 がこの先端に取り付けられている。

【0033】

図 6 及び 7 に示すように、医師は適当な血管通路を通して柔軟なカテーテル本体 22 を患者内の所定の位置に挿入し、そこで心室等の対象となる解剖構造を手術することができる。例示した実施例では、カテーテル 22 の先端が右心房と右心室へ挿入され、そこで切除器具 56 を心臓不整脈の治療に用いることができる。切除器具の操作部 56 は超音波トランスジューサー 30 の視野内にあり、医師がその操作をモニターすることができる。さらに、介入作業前、作業中、またはその後に医師は視野内の心臓壁の様子をモニターできる。ライン 57 で示されるように、超音波トランスジューサー 30 の視野は心室を取り囲む壁の小部分に限られる。従ってリアルタイム超音波画像の質も限られる。

30

【0034】

図 5 を再度参照すると、医師が治療行為を行うと超音波トランスジューサー 30 は 1 秒当たり 30 画像のフレーム速度で画像データを作成する。ここで説明するように、リアルタイム画像化システム 39 は患者からの ECG 信号と共に 3 つのリアルタイム画像フレームを使用し、記憶された高分解能心臓モデル 37 を登録する。登録された高分解能モデルを用いて次に高分解能、広視野画像をリアルタイムでディスプレイ 61 上に作成する。

40

【0035】

特に図 5 及び 8 を参照すると、プロセスブロック 220 で示すようにリアルタイム画像化システム 39 中のソフトウェアはゲーティング信号 200 をゲーティング回路 38 から入力する。ゲーティング回路 38 は患者から ECG 信号を受け取り、当業者に公知の方法を用いて QRS 群の R 波中のピークを検出する。このような方法は例えば米国特許第 3, 939, 824 号、同第 4, 259, 966 号および同第 4, 181, 135 号に記載されている。ゲーティング信号 200 が決定ブロック 222 で決められたように検出されると、システムが分枝しプロセスブロック 224 で心臓位相カウンターをリセットする。心臓

50

位相カウンターは心臓位相の指令を維持し、各心臓サイクル中にリアルタイム中断により周期的に増加する。時間を合わせた中断間の間隔は、それ以前の5回のR-R間隔の平均で測定される患者の心拍を用いるプロセスブロック225で決定される。

【0036】

次に、プロセスブロック228で示されるように、超音波トランスジューサー30からの最新のリアルタイムフレームが入力され、心臓位相カウンターの現在値が読み込まれ、プロセスブロック230で示されるように画像に付け加えられる。これは心臓位相カウンターの現在値を読み込み、それを画像フレームに付随したメモリー位置に記憶することで行われる。次にリアルタイム画像を処理し、登録プロセスで使用し得る形に変換する。好ましい実施態様では、これにはプロセスブロック232に示すようなリアルタイム画像中の心臓壁境界を検出する工程が含まれる。これは、参照して本明細書の一部とする1997年9月22日に出願され、「高速心臓境界イメージング」と題された米国特許同時係属出願第08/935,128号に開示された境界検出法のような数多くの公知の形態検出法を用いて行われる。

10

【0037】

次に、プロセスブロック234に示されるように、適切な高分解能画像を、記憶された4次元モデルから選択する。これは、現在のリアルタイム画像フレームが取得された瞬間に心臓が心臓サイクルのどの位相にあったかを示す、記憶された位相カウンター値を用いて行われる。上記のように、4次元モデルは心臓サイクル中の連続する位置にある心臓を表す3次元高分解能画像を記憶し、その最も最近のものを選択する。好ましい実施態様では4次元モデルは数多くの画像（例えば30：）を記憶し、この工程は位相カウンターで指定された値に最も近い心臓位相画像の選択にすぎないことが明らかであろう。しかしながら、より少ない心臓位相画像が記憶されている場合、2つの近接する位相画像間を内挿し、位相カウンターで指定された正確な瞬間の心臓を示す高分解能心臓画像を作成することも可能である。

20

【0038】

次に、プロセスブロック236で示すように、選ばれた高分解能画像を現在のリアルタイム画像フレームで登録する。2つの画像データセットを登録するための好ましい方法は、参照して本明細書の一部とする1996年10月22日に公開され、「生医学イメージングおよび解析」と題された米国特許第5,568,384号に記載されている。その特許に詳細に記載されているように、これは反復プロセスであり、マッチした画像（記憶された4次元モデル）を翻訳し、回転し、スケールを合わせて、基本となる画像（リアルタイム画像フレーム）と可能な限り最も良く合致する登録を提供する。マッチした画像の連続した変換が行われ、それぞれコスト関数が計算される。コスト関数は、変換されたマッチした画像上の点から基本画像上の対応する点への距離の平方二乗平均（ $r.m.s.$ ）として計算される。登録は、コスト関数中で全体的に最少となる変換で行われる。双方の画像の低分解能版(low resolution version)で開始し、順次高分解能画像を登録することにより、この結果へ早く収束することができる。このプロセスは、好ましい実施態様では、上記に説明した商標ANALYZEで市販される3次元画像化システムにおける「チャンファーマッチング(chamfer matching)」機能を用いて実行される。

30

40

【0039】

当業者には、「ボクセルマッチング」として公知の方法、並びに米国特許第5,839,440号、同第5,531,520号、及び同第5,706,416号に開示された方法等の既知の画像を登録するための他の方法が使用し得ることは明らかであろう。

【0040】

プロセスブロック238に示すように、心臓壁解剖構造の登録された高分解能画像がディスプレイ41に出力される。このような表示は超音波トランスジューサーの視野内の心臓壁の一部の比較的単純な2次元表示であるか、より広い視野であってもよい。実際、上記のように、視野は観察者を取り囲み、医師を心室内に置くことができる。

【0041】

50

リアルタイム超音波トランスジューサー画像には心臓壁の一部等の対象となる解剖構造ばかりでなく、医療器具も含まれる。上記のように、好ましい実施態様では医療器具は超音波トランスジューサー30の視野内で操作される切除器具56である。医療器具から受信したエコー信号は音響的に特徴的であり、区別され、再構成されたリアルタイム画像中で手動または自動で検出される。プロセスブロック240で示されるように、医療器具の位置はディスプレイ41に出力され、プロセスブロック242で示されるように解剖画像に重なる。医療器具の重なりは、器具の画像、器具を表すアイコン、または単にカーソルまたは十字線である。

【0042】

図8に示したプロセスは治療中も続行し、医師に対象となる解剖構造及び医療器具の連続的に更新された画像を提供する。表示された画像は、拍動する心臓の内部の連続的な画像と、切除電極の動きと位置を提供するのに十分な高いフレーム速度で更新される。高分解能で広い視野の画像が表示されるので、医師は、治療が必要な心臓壁の部分を容易に同定することができ、切除器具を所定位置へより正確に操作することができる。

【0043】

ディスプレイ61は、行われる治療及び医師の好みによっていくつもの異なった形を取り得る。好ましい実施態様では、音響トランスジューサーの視野の中心が大きなCRTまたはLCDディスプレイの中心に置かれる。カテーテルの先端26を動かして、音響トランスジューサーを関心の解剖構造に「向ける」ことにより、解剖構造の異なった部分を見ることができる。別法では、解剖構造の他の部分をカテーテルを動かさずに調べなければならない場合、ジョイスティック（図示しない）を用いて音響トランスジューサーの視野から外へ走査することができる。1997年12月1日に出願され、「正確な画像配向およびナビゲーションのためのグラフィックナビゲーションガイド」と題された米国特許同時係属出願第08/982,014号に記載されるように、解剖構造（例えば心室）内の観察者の方位をナビゲーションアイコンを用いて維持する。

【0044】

本発明のまた別の実施態様は、医師に仮想環境を提供するために図11に示すようなヘッドマウントディスプレイを使用する。ディスプレイには、ケーブル60でリアルタイム画像化システム39に接続されたヘルメット80が含まれる。ヘルメット10の後部に搭載された駆動回路81がビデオ信号を画像化システム39から受信し、その信号を画像フレームに変換する。カラーLCDディスプレイ82および83が、光学系84を通して、観察者の目に画像フレームを表示する。LCDディスプレイ82および83並びに光学系84はヘルメット10の前面部85のフレーム内に搭載されている。円形のヘッドバンド86は、ヘルメット10の内部に搭載され、観察者の頭の周りに密着してヘルメット10をしっかりと、快適で正しい位置に保持し、光学系84を観察者の目の周りに整列する。

【0045】

ヘッドポジションセンサー87がヘルメット10の頂上に搭載され、選択した基準方位に対してヘルメットの方位を検知する。センサー87にはヘルメットの頂上の開口部を通して超音波を受けるレシーバーが含まれる。超音波は手術台の上部に搭載したトランスミッター88で発生する。超音波センサー87からの信号はケーブル89を通して運ばれ、LCDディスプレイ82および83で生成した画像の視野を動かすジョイスティック信号を発生するために処理される。医師の頭が選択した基準方位にある場合、表示された画像の中心はカテーテルの超音波トランスジューサー30の視野の中心に対応する。医師の頭が左右上下に回転した場合、表示された画像の中心は対応する量だけ回転する。従って、医師はカテーテルの超音波トランスジューサー30の視野よりはるかに外の解剖形態を見ることができる。ヘッドマウントディスプレイのさらに詳しい説明としては、参照して本明細書の記載の一部とする「ヘッドマウント可視化表示装置」と題された米国特許第5,321,416号が参照される。

【0046】

本発明の別の態様は、生理パラメーターまたはプロセスの表示である。好ましい実施態様

10

20

30

40

50

では、この生理パラメーターは電気活性化マップの空間の形で表される活性化時間である。上記のように、このような活性化マップは、心臓不整脈を生じる心臓壁の領域を特定するために用いられる。

【0047】

図9および10に示されるように、活性化マップを生成するためのデータがマッピングカテーテル250を用いて取得される。マッピングカテーテルは基端および先端を有する柔軟なシャフト252で構成される。柔軟なシャフト252は、ポリエステル等の適当なプラスチック材料で形成した長く伸びた柔軟なチューブ状部材である。シャフトはそれを通して伸びるルーメン256が備えられているが、多重ルーメンの形であってもよい。

【0048】

バスケット形の電極アセンブリ261がシャフト252の先端に搭載されている。電極アセンブリは複数の、例えば8本の周辺で間の開いた長手方向に伸びる、基端および先端を有するアーム262が備えられている。図示されるように、アーム262は外向きに曲がった形のメモリーを有し、その基端がシャフト252の遠位末端に固定されている。アーム262の遠位末端は、丸い前方末端267を有するハブ266で相互接続されている。

【0049】

複数の、例えば4つの電極268が各アーム262の外表面上に形成されている。電極268はアーム262に沿って長手方向に間隔を開け、相互に絶縁されている。それらは、シャフト252中のルーメン256を通して伸びるリボンケーブル（図示しない）等の適当な複数の伝導体ストリップ中の伝導体に接続されている。電極268は心臓の壁で発生した電気信号を検知することができる。これらの電気信号はリボンケーブルを通してマッピングカテーテル252の基端に達し、そこで信号が各電極268で検知された信号のタイミングを記録する回路に接続される。米国特許第5, 156, 151号に開示されたような回路がアリスミア・リサーチ・テクノロジー社から市販され、この目的に使用される。

【0050】

参照して本明細書の一部とする1995年11月14日に公開され、「心室マッピングと切除用の装置及び方法」と題された米国特許第5, 465, 717号に記載されるように、電極アセンブリ261が動脈を通して心室へ導かれる。ガイドカテーテル（図示せず）がこの目的に用いられ、ガイドカテーテルを短い距離で引き出してバスケットアセンブリ261を露出した場合、アーム262は放射状に外向きに曲がり、電極268を心室壁に押し付ける。電極268で発生した電気信号は、心臓サイクル中に心臓壁筋肉を収縮する信号の相対的なタイミングを示す。1995年4月25日に公開され、「超音波画像化機能および方法を有する独立に制御された操縦可能な切除カテーテルを用いる心内膜マッピングおよび切除システム」と題された米国特許第5, 409, 000号に記載の通り、独立の電極268が超音波マーカーでコードされる。マーカーは、超音波画像中に輝点を作成するための各アーム262内に形成した気泡である。気泡／輝点数は電極268の識別を示す。

【0051】

心内幕マッピングのために利用できる異なった市販装置がたくさんある。このような代わりのマッピング装置はバイオセンス社（オレンジバーク、ニューヨーク州）、カーディアックパスウェイ社（サニーベール、カリフォルニア州）およびエンドカーディアルソリューションズ社（セントポール、ミネソタ州）から入手できる。このようなマッピング装置は、米国特許第5, 568, 809号、同第5, 345, 936号、同第5, 228, 442号、同第5, 507, 802号、同第5, 558, 073号、及び同第5, 662, 108号に開示されている。

【0052】

電極アセンブリ261を用いる電気活性化マップの作成は、切除手術が行われると同様にリアルタイムで行われうる。電極アセンブリ261を図10に示すように対象心室に挿入し、マッピングデータを取得する。次いで切除手術を図6に示す切除装置56を用いて行

10

20

30

40

50

い、マッピングデータから活性化マップを作成する。切除器具と関連する超音波トランスジューサーがカテーテルシャフト252中のルーメン256を通して挿入され、医師が別々に操作し、上記のようにリアルタイム超音波画像を取得する一方、切除手術が行われる。このようなカテーテルは例えば、「超音波画像化機能及び方法を有する独立に制御された操縦可能な切除カテーテルを用いる心内膜マッピングおよび切除システム」と題された米国特許第5,409,000号に記載されている。

【0053】

マッピングバスケット電極268の位置は取得した超音波画像中で検出され、電極268の位置は医師のために表示された高分解能画像で登録される。これはトランスジューサー30を各電極268に向け、カーソルを画像中に示された電極上に置き、画像上で輝点の数で示された電極番号をタイプすることで行われる。全ての電極位置が入力されると、電気活性化マップが高分解能画像上に作成される。

10

【0054】

電気活性化マップを、マッピングカテーテルで得られたタイミングデータと共に表示された心臓壁タイルをカラーコーディングにより作成する。言い換えれば、プロセスブロック242で示されるように、電気活性化マップは着色カラーコーディングとして詳細な解剖像上に重ねられる。これは各バスケット電極268で測定された活性化時間を、登録された高分解能3次元画像中の対応する位置に当てはめることで行われる。すなわち、バスケット電極位置に対応する心臓壁表面の画像の位置が測定された活性化時間に当てはめられる。次に心臓壁表面上の他の位置の活性化時間が、最も近い「n」個のバスケット電極の活性化時間を、その位置からのユークリッド距離で荷重で平均して計算される。心臓壁表面上の全ての位置／画素に対する活性化時間がこのようにして計算され、次いで活性化時間の範囲が20個の連続した時間間隔に分割される。それぞれ同じ時間間隔の活性化時間を有する20個の独立の画素バンドが同じ色でカラーコードされる。時間の表示としての色を用いて、活性化波面が、心臓壁の登録された高分解能画像中で画素を着色することにより重ねられる。

20

【0055】

登録された生理データが別の方法でも高分解能画像上に表示し得ることは、当業者に自明であると考えられる。例えば、グレースケールを色の代わりに調節したり、または画像のテクスチャ(texture)を測定される生理パラメータを示すために用いたりすることができる。また、生理データを表示された解剖構造上に置かれた数字として直接表示することもできる。

30

【0056】

切除手術と同時に行われた場合、切除を行うと電気活性化マップは絶え間なく更新される。その結果、医師は着色活性化波面の変化するパターンで、切除が心臓活性化に及ぼす正確な影響を見ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1は高分解能画像を取得するために実施態様で用いられるMRIシステムのブロック図である。

【図2】 図2は図1のMRIシステムによるデータ取得を示す心臓サイクルのグラフ表示である。

40

【図2A】 図2Aは、図1のMRIシステムで取得される画像から対象の解剖構造の4次元モデルを作成するために用いられるプロセスのフローチャートである。

【図3】 図3はカテーテルの先端を示す部分図である。

【図4】 図4は切除器具を支持する図3のカテーテルの先端をより詳細に示す部分図である。

【図5】 図5は画像システムに接続された図3および4のカテーテルの基端の概略図である。

【図6】 図6は治療中の患者の心臓のカテーテルの先端の描画表示である。

【図7】 図7はその中に搭載された超音波トランスジューサーの視野を示す図3～6の

50

カテーテルの先端の描画表示である。

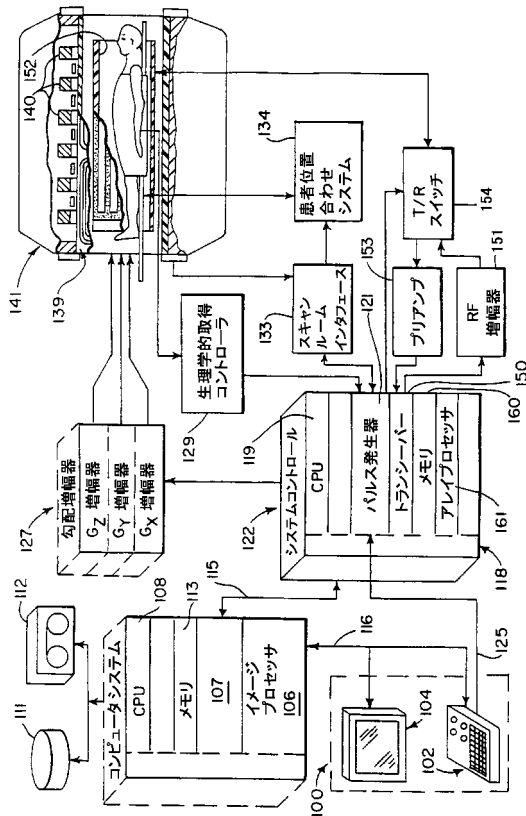
【図 8】 図 8 は図 5 の画像化システムの一部を形成するリアルタイム画像プロセッサで行われるプロセスのフローチャートである。

【図 9】 図 9 はマッピングカテーテルの一部の描画表示である。

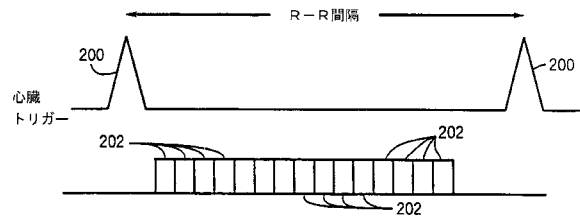
【図 10】 図 10 は心室に設置された画像化カテーテルの描画表示である。

【図 11】 図 11 はヘッドマウント仮想環境表示装置の描画表示である。

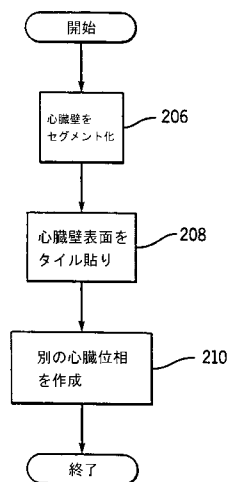
【図 1】



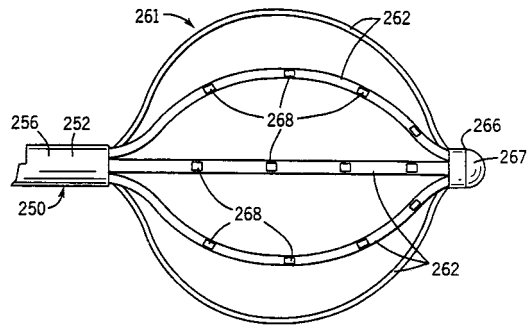
【図 2】



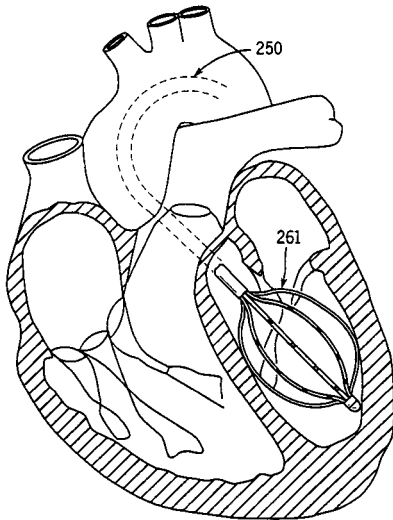
【図 2 A】



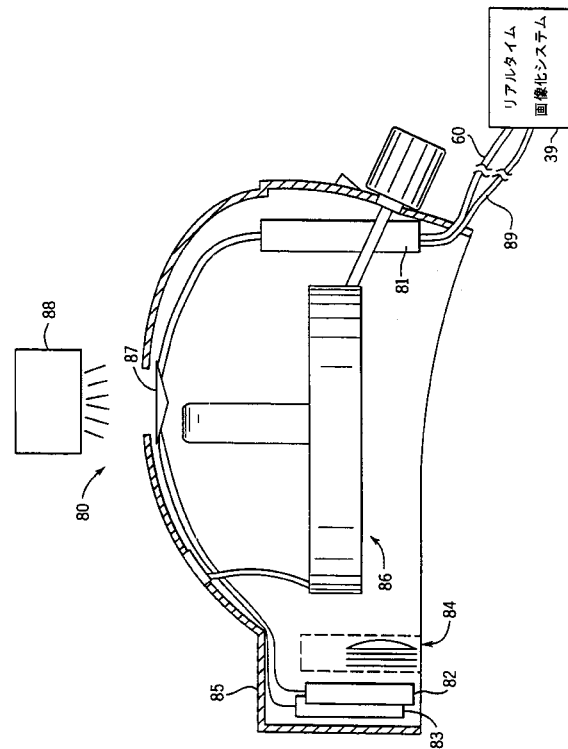
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 C
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

(72)発明者 ロブ, リチャード エイ.
アメリカ合衆国 5 5 9 0 6 ミネソタ州 ローチェスター 2 1 番ストリート エヌダブリュ
1 1 2 1

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表平07-505791 (JP, A)
特開平10-151131 (JP, A)
米国特許第05409000 (US, A)
特開2000-000242 (JP, A)
特開平10-118061 (JP, A)
特開平08-107895 (JP, A)
特開平04-020338 (JP, A)
米国特許第05325860 (US, A)
米国特許第05345940 (US, A)
特開昭61- 8037 (JP, A)
特開平 6-205776 (JP, A)
特開平 9-271472 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12
A61B 5/00
A61B 5/055
A61B 6/03
G01R 33/32
G06T 1/00

专利名称(译)	实时绘制医学图像的方法		
公开(公告)号	JP4965042B2	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	JP2001524059	申请日	2000-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
申请(专利权)人(译)	梅奥胡恩日庸FUO Medeikaru Ejiyukeshiyon与研究		
当前申请(专利权)人(译)	梅奥胡恩日庸FUO Medeikaru Ejiyukeshiyon与研究		
[标]发明人	パッカーダグラスエル ロブリチャードエイ		
发明人	パッカー,ダグラス エル. ロブ, リチャード エイ.		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/03 G01R33/32 G06T1/00 A61B5/0456 A61B17/00 A61B19/00 G01R33/561 G01R33/563 G01R33/567		
CPC分类号	G01R33/5673 A61B5/02007 A61B5/0456 A61B5/7285 A61B5/742 A61B6/503 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/5238 A61B34/20 A61B2017/00053 A61B2017/00243 A61B2034/105 A61B2090/367 A61B2090/374 A61B2090/378 A61B2090/3784 G01R33/563 G01R33/56308 G01R33/56333		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/00.D A61B5/05.390 A61B6/03.360.A G01N24/02.520.Y G06T1/00.290.C G06T1/00.290.D		
代理人(译)	川崎孝雄		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	09/397546 1999-09-16 US		
其他公开文献	JP2003509145A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用用于构建动态高分辨率4D模型的高分辨率医学成像系统获取心脏图像。在诸如心内膜生理学绘图和消融的医疗过程期间，通过插入心脏的超声换能器产生实时图像。高分辨率心脏模型与获取的实时图像配准并用于产生动态的高分辨率图像以在医疗过程期间显示。描绘心脏壁电激活的空间分布的电激活图与解剖图像合并以促进心脏消融治疗。

【 図 1 】

