

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4524284号
(P4524284)

(45) 発行日 平成22年8月11日(2010.8.11)

(24) 登録日 平成22年6月4日(2010.6.4)

(51) Int.Cl.	F I		
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 G
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 7 7
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 8 0
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B	19/00	5 0 2
	A 6 1 B	5/00	D

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-517777 (P2006-517777)
 (86) (22) 出願日 平成16年6月30日(2004.6.30)
 (65) 公表番号 特表2007-528747 (P2007-528747A)
 (43) 公表日 平成19年10月18日(2007.10.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/020909
 (87) 国際公開番号 W02005/004721
 (87) 国際公開日 平成17年1月20日(2005.1.20)
 審査請求日 平成19年6月8日(2007.6.8)
 (31) 優先権主張番号 60/484,012
 (32) 優先日 平成15年7月1日(2003.7.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/708,564
 (32) 優先日 平成16年3月11日(2004.3.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 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
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 オーケルランド、ダーリン・ロバート
 アメリカ合衆国ウィスコンシン州5315
 0、マスキーゴー、サローヤン・ロード
 13772、サウス 66 ウェスト

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科手術を計画するための心臓撮像システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者のために低侵襲的 direct 冠動脈バイパス (M I D C A B) を計画するシステムであって、

獲得データを生成する医用撮像システムと、

前記獲得データを受け取って、前記患者の冠動脈及び心室の 3 D モデル (1 3 0) を生成し、前記 3 D モデル (1 3 0) を使用して、前記冠動脈内の病変の数とサイズを自動的に測定する画像生成サブシステム (1 1 0) と、

前記 3 D モデル (1 3 0) 上の 1 つ又は複数の解剖学的ランドマークを識別するユーザ入力を受け、その場所に対応する幾何学的マーカを挿入し、前記幾何学的マーカが挿入された前記 3 D モデル (1 3 0) の複数のビューをデータベースに格納するオペレータ・コンソール (1 1 6) と、

前記データベースから前記幾何学的マーカが挿入された前記 3 D モデル (1 3 0) の前記複数のビューを受ける介入システムのワークステーション (1 2 4) と、

を備え、

前記ワークステーションが、前記幾何学的マーカが挿入された前記 3 D モデル (1 3 0) の前記複数のビューを前記介入システム上に登録する事後処理ソフトウェアを含み、

前記介入システムが、

前記幾何学的マーカが挿入された前記 3 D モデル (1 3 0) の登録された複数のビューをインポートし、前記登録された複数のビューを視覚化し、関心のある心臓点に関する距離

10

20

及び位置情報を定量化し、かつ関心のある前記心臓点に関する前記定量化された距離及び位置情報に基づいてM I D C A Bのための切開位置及び経路を識別するために前記登録された複数のビューを用いるように構成されるシステム。

【請求項2】

前記事後処理ソフトウェアが、さらに、前記獲得データを処理して前記冠動脈及び心室の内部ビューを生成するように構成される、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記介入システムに関連する表示画面(120、132)をさらに含んでおり、前記表示画面(120、132)が前記3Dモデル(130)及び前記内部ビューを視覚化するためのものである、請求項2に記載のシステム。

10

【請求項4】

前記介入システムが、M I D C A B器具を登録するように構成される、請求項1に記載のシステム。

【請求項5】

前記画像生成サブシステム(110)がEKGゲート制御される、請求項1に記載のシステム。

【請求項6】

前記3Dモデル(130)から、前記冠動脈内の閉塞の向き及び寸法が識別される、請求項1に記載のシステム。

【請求項7】

M I D C A Bを必要とする冠動脈内の病変のサイズ、範囲及び数を測定する、請求項1に記載のシステム。

20

【請求項8】

前記医用撮像システムが、コンピュータ断層撮影システム(100)、磁気共鳴撮像システム及び超音波システムのうちの1つである、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】

【技術分野】

【0001】

本願は、2003年7月1日に出願された米国特許仮出願第60/484012号の利益を請求するものであり、その内容全体を参照により本願に援用する。

30

本開示は、一般に、心臓外科バイパスシステムに関し、より詳細には、低侵襲的直接冠動脈バイパス外科手術(M I D C A B: *minimally invasive direct coronary artery bypass surgery*)を計画するための心臓撮像システム及び方法に関する。

【0002】

背景技術

米国心臓協会(American Heart Association)の統計によれば、米国だけで毎年500,000件を超える冠動脈バイパス移植(C A B G: *coronary artery bypass graft*)が実施される。冠動脈の疾患では、心筋に血液を運ぶ動脈(すなわち、冠動脈)が、脂肪の蓄積であるプラークによって塞がった状態となる。C A B G手術の期間、心臓への血流及び酸素を改善するために、血液は、塞がった動脈の周りで経路変更される。左内胸動脈などの健康な血管が胸壁から切り離され、その後、閉塞した領域を迂回するために使用される。あるいは、また、脚部の静脈の一部をC A B Gに使用することもできる。血管/静脈の一端は、大動脈(心臓から出ていく大きな動脈)上に縫い付けられ、他端は、閉塞した領域を越えたところで(又は過ぎたところに、又は遠位において)冠動脈に取り付けられ、又は「移植」される。患者は、同時に複数のバイパスを受けることができる。

40

【0003】

人工心肺装置を使用する心肺バイパスは、通常、C A B G処置時に心臓の動きを停止さ

50

せるために使用される。C A B Gは、多くの場合、最適な処置である（また、今日実施される最も一般的な外科処置の1つである）が、この外科処置にも、またC A B G処置の間に必要とされる心肺バイパス技術にも、いくつか潜在的な合併症がある。ニューイングランド・ジャーナル・オブ・ネディシン（New England Journal of Medicine）に掲載された最近の研究では、C A B G処置後、患者の53パーセントで、退院時に精神的鋭敏さが減退していた。長期にわたる入院及び起こり得る輸血の必要に加えて、切開部位での胸骨創感染が、患者の1～4パーセントで起こる可能性があり、約25パーセントの死亡（致死）率をもたらす。さらに、8パーセントもの患者が、C A B G処置の結果、腎臓機能障害を発症することがある。

【0004】

C A B Gに付随した上記問題の結果、一部の患者で代替手段として低侵襲的直接冠動脈バイパス（M I D C A B）外科手術が使用されており、このM I D C A B処置は、人工心肺装置に頼る必要がない。M I D C A B外科手術では、患者の胸部に10～12cmのアクセス切開創が作られ、その後、外科手術時に心臓を安定させるために、幾つかの異なる器具が使用される。次いで、外科医は、心臓が人工的なサポートなしに鼓動している状態で、病変した冠動脈に移植片をつなぐ。手術の性質ゆえに、移植（血管の取付け）は、外科医の直視下で実施されなければならない。バイパスされるべき冠動脈は切開創（外科的開口部）の直下に位置しなければならない。したがって、この処置は、現在のところ、ごく限られた数の患者で、また、1つ又は2つの動脈だけがバイパスを必要とすることがわかっている場合にしか使用されていない。

【0005】

C A B Gを必要とする患者の30パーセントよりも多くの人にM I D C A B外科手術の適応性があると推定されるが、現在、この処置は、この未知の因子の理由から、患者のわずか10パーセントでしか実施されていない。したがって、この処置の実施をより効果的かつ容易にする、改善されたシステム及び方法が明確に必要とされている。

【0006】

発明の簡単な説明

前述の及びその他の従来技術の欠点ならびに欠陥は、患者のために低侵襲的直接冠動脈バイパス外科手術（M I D C A B）を計画する方法によって克服又は軽減される。例示的な一つの実施の形態では、該方法には、医用撮像システムから獲得データを取得するステップと、関心のある冠動脈及び1つ又は複数の心腔の3Dモデルを生成するステップとが含まれる。3Dモデル上で1つ又は複数の解剖学的ランドマークが識別され、セーブされた3Dモデルのビューが介入システム上で登録される。登録された1つ又は複数のセーブされたビューが介入システムによって視覚化される。

【0007】

他の実施の形態では、患者のために低侵襲的直接冠動脈バイパス外科手術（M I D C A B）を計画する方法は、冠動脈及び左心室を対象としたプロトコルを使用して医用撮像システムから獲得データを取得するステップを含む。獲得データは、冠動脈及び左心室を視覚化するために、3Dプロトコルを使用してセグメント化される。患者の冠動脈及び左心室の3Dモデルが生成され、3Dモデル上の1つ又は複数の解剖学的ランドマークが識別される。3Dモデルのセーブされたビューは、介入システム上に登録され、登録された1つ又は複数のセーブされたビューが介入システムによって視覚化される。3Dモデルから、冠動脈及び左心室に関係した向きならびに異常が識別される。

【0008】

他の実施の形態では、患者のために低侵襲的直接冠動脈バイパス外科手術（M I D C A B）を計画する方法には、冠動脈及び左心室を対象としたプロトコルを使用して、心臓コンピュータ断層撮影（C T）撮像システムから獲得データを取得するステップが含まれる。獲得データは、冠動脈の内部ビューを含めて、冠動脈及び左心室を視覚化するために、3Dプロトコルを使用してセグメント化される。患者の冠動脈及び左心室の3Dモデルが生成され、3Dモデル上の1つ又は複数の解剖学的ランドマークが識別される。3Dモデ

10

20

30

40

50

ルのセーブされたビューは蛍光透視システム上に登録され、登録された1つ又は複数のセーブされたビューが蛍光透視システムによって視覚化される。3Dモデルから、冠動脈及び左心室に関係した向きならびに異常が識別される。

【0009】

他の実施の形態では、患者のために低侵襲的 direct 冠動脈バイパス外科手術 (MIDCAB) を計画するシステムは、獲得データを生成する医用撮像システムと、獲得データを受け取って、患者の冠動脈及び左心室の1つ又は複数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・コンソールは、生成された画像の1つ又は複数の上の1つ又は複数の解剖学的ランドマークを識別するように構成されており、ワークステーションは、3Dモデルのセーブされたビューを介入システム上に登録する事後処理ソフトウェアを備える。介入システムは、登録された1つ又は複数のセーブされたビューを視覚化し、関心のある心臓点に関する距離及び位置情報を定量化し、かつ関心のある心臓点に関する定量化された距離及び位置情報に基づいて、MIDCABのための切開位置及び経路を特定するように構成される。

10

【0010】

いくつかの図面においては類似の要素には同様の番号が付されており、例示的な諸図面を参照する。

【0011】

発明の詳細な説明

本明細書では、医療従事者 (例えば、電気生理学者、心臓病学者、外科医) が処置のために取るべきアプローチを予め計画できるように、低侵襲的 direct 冠動脈バイパス外科手術 (MIDCAB) を計画するための心臓撮像システム及び方法が開示される。より詳細な3D及びナビゲータ (内部) ビューにより、CT、磁気共鳴撮像、超音波などの撮像手法によって、冠動脈及び左心室 (LV) の幾何学的表示が得られる。これにより、医療従事者は、MIDCABの標的とすべき冠動脈内の閉塞の向き、サイズ、異常及び範囲を識別することができる。この情報を使用すると、切開創が最も適切な部位に作られた、より多くの領域を標的とすることができ、また同時に切開創をより小さくできる、MIDCABのための一層正確なアプローチを取ることができる。

20

【0012】

以下に示す例示的な実施の形態は、コンピュータ断層撮影 (CT) 撮像システムとの関連で説明されるが、理解されるように、当該技術分野で公知の他の撮像システム (例えば、磁気共鳴、超音波、3D蛍光透視法) もMIDCABの計画に関して企図される。

30

【0013】

ここで図1を参照すると、心臓撮像のためのサポートを備えた、例示的な心臓コンピュータ断層撮影 (CT) システム100の概観が示されている。やはり、当該技術分野で公知の他の撮像システム (例えば、磁気共鳴、超音波、3D蛍光透視法) も本発明の実施の形態で使用できるので、心臓CTシステム100が単なる一例として提示されるにすぎないことを理解すべきである。システム100のスキナ部102には、スキナ・インターフェース・ボード108を通じてスキナ106にRピークイベントを出力するEKGモニタ104が含まれる。スキナ・インターフェース・ボード108の適切な一例はガントリ・インターフェース・ボードであり、EKGシステムをスキナに接続するために使用することができる。スキナ部102によって規定される心臓CTサブシステムは、EKGゲート制御された獲得又は画像再構成機能を用いて、拡張期における並びに収縮期及び拡張期初期の複数の相にある、動きのない心臓 (より具体的には、冠動脈及び左心室) を撮像する。

40

【0014】

データは、スキナ部分102から、データ獲得、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へと出力される。さらに、Rピークのタイムスタンプを含め、スキナ106から出力されるデータは、獲得データベース112に格納される。獲得は、拡張期における並びに収縮期及び拡張期初期の複数の相にある、心臓、具

50

体的には冠動脈及びL Vの撮像に最適化された1つ又は複数の獲得プロトコルにしたがって実行される。画像生成は、冠動脈の向き、サイズ及び異常を識別するために、C T画像データセットの自動画像セグメンテーションのための1つ又は複数の最適化された3 Dプロトコルを使用して実行される。この3 Dプロトコルは、さらに、冠動脈内の病変のサイズ及び範囲を評価するために、冠動脈のナビゲータ(内部)ビューを生成するように最適化される。

【0015】

画像データストリーム114はオペレータ・コンソール116に送られる。オペレータ・コンソール116でソフトウェアによって検査処方及び視覚化のために使用されるデータは、画像データストリーム114からのデータとともに画像データベース118内に格納される。表示画面120が、検査処方及び視覚化処理のオペレータに対して提供される。画像データは、保管、フィルムへの焼き付け、又は、3 D事後処理を含む分析及びレビューのためにネットワーク122によってワークステーション124へ送られる。ワークステーション124において示される事後処理ソフトウェアは、L Vの解剖学的構造、収縮期のL V壁の動き(すなわち、L V収縮性)、心外膜脂肪位置、生存組織の位置、血管、ならびにその分岐及び向きについてのC T画像データセットの自動画像セグメンテーションからの1つ又は複数の最適化された3 Dプロトコル及び短軸プロトコルが含まれる。

10

【0016】

事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って、該ソフトウェアが、血管、分岐及びL Vのスローモーション・シネ、特に、L Vの後外側壁又は他の領域を含むL Vのビューを提供することができる。これらの特別なビュー及びビデオ(シネ)クリップは、医療従事者が介入計画及び処置に使用するために、心室ファイルの3 Dレンダリング126及びL V短軸画像128にセーブされる。事後処理ソフトウェアは、また、胸壁及び心室表面の詳細な3 Dモデル130のエクスポートをもたらす。(色分け、輪郭描画、ムービービューなどによって実現される)3 Dモデル130は、ワークステーション124と関連する表示画面132上で見ることができ、関心のあるランドマークにおいてボリュームに挿入された幾何学的マーカを含むように構成されており、胸壁及びL Vは不透明な幾何学的ランドマークとともに半透明の形で視覚化される。

20

【0017】

さらに、3 Dモデル130は、これだけに限るものではないが、ワイヤメッシュ幾何学モデル、輪郭線の組、2値画像のセグメント化されたボリューム、及び、放射線治療(R T)D I C O M(医用デジタル画像及び通信)オブジェクト基準又は類似のオブジェクトを使用するD I C O Mオブジェクトを含む幾つかのフォーマットのいずれかでエクスポートすることができる。また、当該技術分野で公知の他のフォーマットも、3 Dモデル130を格納/エクスポートするために使用することができる。

30

【0018】

次に図2を参照すると、本発明の他の実施の形態に係る、M I D C A B計画のための方法を示す流れ図200が示されている。ブロック202から始まって、初めに、心臓の冠動脈及びL V部位に対して好ましくは最適化されたプロトコルを使用して、心臓C Tシステム上で一連のデータが獲得される。患者の一連のデータから、連続画像の連続シーケンスが収集されるが、その際、より高速のスキャナ及びC TスキャンとE C G(心電図)信号上のQ R S(ピーク)との同期を使用する、より短いスキャン時間が、心臓のような鼓動している臓器の運動アーチファクト(例えば、ぼけ、影、縞)を低減する。短い獲得時間で一連のデータを収集する能力によって、一層精密な解剖学的ランドマークの描写を有する画像の再構成が可能になり、理解をより容易にする。

40

【0019】

ブロック204では、M I D C A Bに最適化された3 Dプロトコル及び短軸プロトコルを使用して、事後処理ソフトウェアによって画像データセットがセグメント化される。オペレータからのキューの有無に関わらず、適切な場合、自動又は半自動処置を使用することができる。この操作は、変位プロファイルを得るために各相及びスライス位置について

50

短軸再フォーマットされた心臓画像に実施することができ、又は多相の長軸再フォーマットされた心臓画像に実施することができる。

【0020】

次いで、ブロック206に示したように、冠動脈及び心室の輪郭、位置、向き、寸法など、冠動脈及び心室の或る定量的特徴、ならびに心室の癒痕組織の機能及び領域を提供する、冠動脈及びLVの3Dモデルを作成するために、3D表面及び/又はボリューム・レンダリングを使用して冠動脈及びLVが視覚化される。ブロック208に示すように、MIDCABの標的とされた冠動脈内の病変の向き、サイズ、及び範囲が識別される。この方法では、ブロック210に示すように、血管のサイズ及び輪郭ならびに病変のサイズ及び範囲が測定されて決定される。

10

【0021】

例えば、図3は、胸部及び心臓ならびにそれらの空間的關係の例示的なCT画像を示す。MIDCABを計画するために3Dで正確な距離及び角度を測定することができ、さらに、そのような情報を使用して、厚さグラフ又はプロット、ならびに即時分析のための3D幾何学的視覚化を生み出すこともできる。この情報は、胸壁を通過する最適経路の識別及び隔離に大きく貢献することができる。

【0022】

再び図2を参照すると、方法200は、胸壁、冠動脈及び心室上の解剖学的ランドマークの識別のために、ブロック212に進む。次いで、ブロック214で、明示的な幾何学的マーカが当該ランドマークにおいてボリュームに挿入されるが、その際、画像を覆い隠さないように、3D表面及び/又はボリューム・レンダリングを使用して該マーカを半透明の形で視覚化することができる。そのような視覚化の一例が、心筋梗塞が原因で壊死したLVを示す心臓CT画像を図示する図4に提示されている。特定の画像(例えば、Dicom画像、ビデオクリップ、フィルムなど)は、後でMIDCABの期間に参照するために、必要に応じてセーブされる。次いで、図2のブロック216に示したように、セーブされたビューがエクスポートされ、介入システムのコンピュータ・ワークステーションによって登録される。登録された画像がインポートされた後、ブロック218に見られるように、医療従事者がそれらを介入システム上で視覚化することができる。

20

【0023】

登録マーカに加えて、ブロック220に示したように、介入システムのワークステーションを、また、特定のMIDCAB処置に使用される器具を登録するように構成することもできる。最後に、ブロック222で実際のMIDCAB外科手術が実施される。

30

【0024】

理解されるように、利用可能ないくつかのコンピュータ支援による検出、位置特定、及び視覚化方法のうちの1つ又は複数を用いて、前述の諸ステップのいずれかを実行するために自動技術を使用できる。そのようなステップには、例えば、障害の定量的分析、局所的な収縮性プロファイル(LV壁の運動)、及び同一強度レベルの連続性を使用した血管の識別を含めることができる。さらに、これらの方法は、処置及び関心のある臓器が指定されるときには完全に自動にすることができ、又は一部をユーザからの入力による対話型にすることができる。

40

【0025】

さらに、理解されるように、前述の方法及びシステムの実施の形態を用いることによって、生成されて登録された撮像情報が、適切に調整された介入処置へのアプローチを可能にするという点で、MIDCABの計画が改善される。適切なアプローチを選ぶ際に、処置自体の継続時間が短縮され、また、不必要な処置も排除される。より具体的には、冠動脈及びLVの詳細な3D幾何学/軸方向表示が、MIDCAB処置の精度を高める。壊死した心筋が存在する場合、その識別によって、医療従事者は、そのような領域を回避でき、外科手術が実施される前に切開創の正確な位置を予め決定できるようになる。

【0026】

前述した計画プロセスは、このように、MIDCABを実施するのに必要な時間を削

50

減する。さらに、適切な位置の識別が処置の効果を高め、合併症の危険を軽減することができる。処置が完了した後、獲得及び移送段階と同様に、この目的で使用されるCD-ROM、フロッピーディスク、ハードドライブ、又は他のいずれかのメディアの形態で、データを保管し、読み取り、処理することができる。ゆえに、コンピュータ及びメディアも、本発明の目的のための装置となる。

【0027】

本発明について好ましい実施の形態に即して説明したが、当業者には理解されるように、本発明の範囲から逸脱することなく、様々な変更を実施でき、またその要素を同等物に置換できる。さらに、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、特定の状況又は材料を本発明の教示に適合させるために多くの修正を実施することができる。したがって、本発明が、本発明を実施するために企図される最良の形態として開示した特定の実施の形態だけに限定されるものではなく、また本発明は特許請求の範囲内にある全ての実施の形態を包含するものである。

10

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の一つの実施の形態に係る、低侵襲的 direct 冠動脈バイパス (MIDCAB) を計画するのに適した、コンピュータ断層撮影 (CT) システムなどの医用撮像システムの略図である。

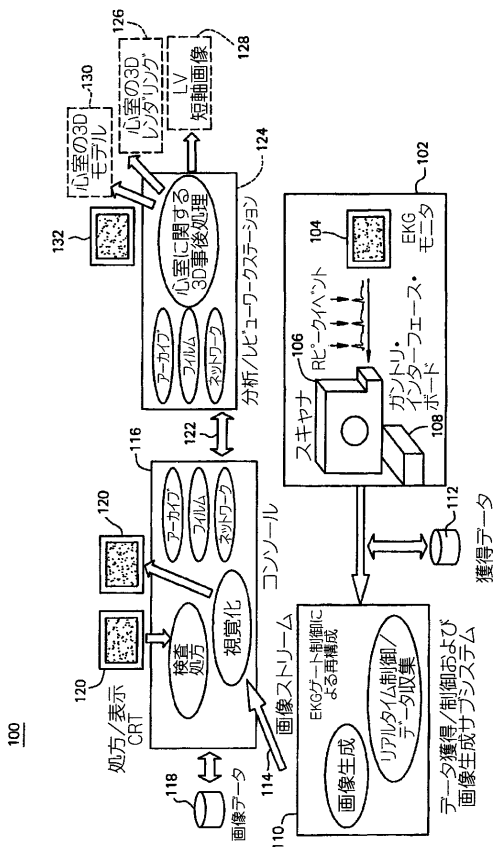
【図2】本発明の他の実施の形態に係る、低侵襲的 direct 冠動脈バイパス (MIDCAB) を計画する方法の流れ図である。

20

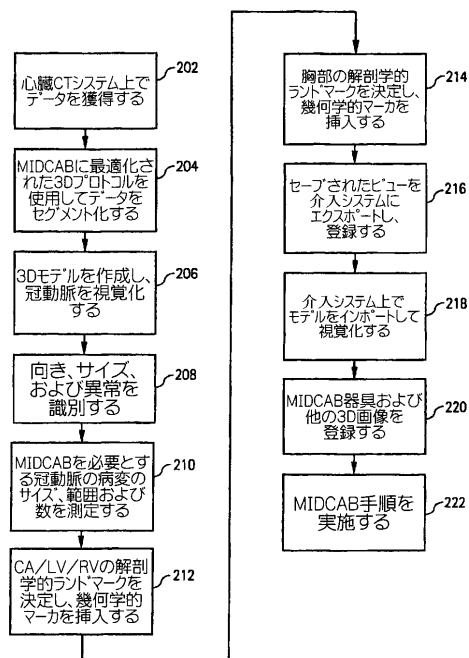
【図3】MIDCABを計画するために距離及び角度をその上で測定できる、胸部ならびに心臓の例示的なCT画像を示す図である。

【図4】心筋梗塞が原因で壊死したLVを示す、心臓CT画像を示す図である。

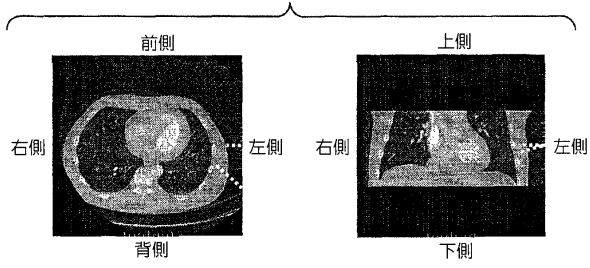
【図1】



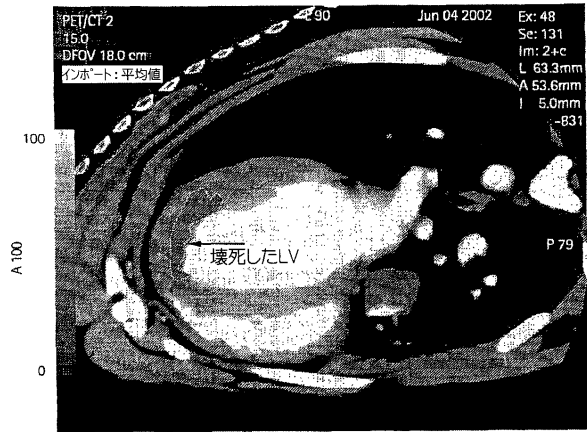
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 スラ, ヤスビル
アメリカ合衆国 Wisconsin 州 53072, ピウォーキー, レッド・オーク・コート 2926
3, ウエスト 305 ノース
- (72)発明者 ローネー, ローラン
フランス国 78470 サン・レミー・レ・シュブルーズ, アンパッス・ドゥ・サルジ 11
- (72)発明者 ヴァス・メリッサ
アメリカ合衆国 Wisconsin 州 53202, ミルウォーキー, カス・ストリート 206, 11
09 ノース

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2002-143179(JP, A)
Helmut Gulbins et al., Preoperative 3D-Reconstructions of Ultrafast-CT Images for the
Planning of Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass Operation(MIDCAB), Heart
Surgery Forum, 1998年, vol.1 issue.2, pp.111 - 115

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03
A61B 5/00
A61B 5/055
A61B 19/00
CiNi i
IEEE Xplore
JSTPlus(JDreamII)

专利名称(译)	心脏成像系统和用于规划手术的方法		
公开(公告)号	JP4524284B2	公开(公告)日	2010-08-11
申请号	JP2006517777	申请日	2004-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	オーケルランドダーリンロバート スラヤスビル ローネーローラン ヴァスメリッサ		
发明人	オーケルランド,ダーリン・ロバート スラ,ヤスビル ローネー,ローラン ヴァス・メリッサ		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B19/00 A61B5/00 A61B6/00 A61B17/00		
CPC分类号	A61B6/563 A61B5/7285 A61B6/504 A61B6/541 A61B8/543 A61B8/565 A61B34/10 A61B90/36 A61B2017/00243 G16H50/50		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B5/05.380 A61B19/00.502 A61B5/00.D		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	60/484012 2003-07-01 US 10/708564 2004-03-11 US		
其他公开文献	JP2007528747A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于为患者规划微创直接冠状动脉分流 (MIDCAB) 的方法 (200) 包括从医学成像系统获取采集数据, 采集冠状动脉的3D模型以及感兴趣的一个或多个心腔130), 这是号在3D模型 (130) 上识别一个或多个解剖标志, 并且在介入系统上登记3D模型 (130) 的保存视图。一个或多个注册的已保存视图由干预系统可视化。

【 図 1 】

