

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6409073号
(P6409073)

(45) 発行日 平成30年10月17日(2018.10.17)

(24) 登録日 平成30年9月28日(2018.9.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)A 6 1 B 6/03 3 6 O J
A 6 1 B 6/03 3 6 O Q
A 6 1 B 6/03 3 7 7
A 6 1 B 5/055 3 8 0**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

請求項の数 22 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2016-560645 (P2016-560645)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月14日 (2015.4.14)
 (65) 公表番号 特表2017-511188 (P2017-511188A)
 (43) 公表日 平成29年4月20日 (2017.4.20)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/025691
 (87) 国際公開番号 WO2015/160763
 (87) 国際公開日 平成27年10月22日 (2015.10.22)
 審査請求日 平成29年3月22日 (2017.3.22)
 (31) 優先権主張番号 14/254,491
 (32) 優先日 平成26年4月16日 (2014.4.16)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 513030879
 ハートフロー、 インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 63, レッドウッド シティ, シーポ
 ート ブールバード 1400, ビルデ
 ィング ビー
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (74) 代理人 100181674
 弁理士 飯田 貴敏
 (74) 代理人 100181641
 弁理士 石川 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】多数の画像取得または再構築を使用する画像ベースのオブジェクトモデリングのためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータシステムを使用して、患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするコンピュータで実行される方法であって、前記方法は、

画像データの第1の分割に関する対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定することと、

前記画像データの第2の分割に関する前記対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定することと、

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータに基づいて、1つ以上の更新された第1の解剖学的パラメータを計算することと、

少なくとも前記更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的オブジェクトのモデルを更新することと

を含み、

前記画像データは、1つ以上の第1の画像と1つ以上の第2の画像とを含み、前記1つ以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られ、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られる、方法。

【請求項 2】

前記1つ以上の第1の画像及び前記1つ以上の第2の画像の両方は、1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

10

20

前記 1 つ以上の第 1 の画像は、最初に得られた 1 つ以上の C T スキャンを含み、前記 1 つ以上の第 2 の画像は、前記最初とは異なる第 2 回目に得られた 1 つ以上の C T スキャンを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の画像または第 2 の画像のうちの 1 つを参照画像として指定することと、

前記 1 つ以上の第 1 の画像のそれぞれと、前記 1 つ以上の第 2 の画像のそれぞれを前記参照画像に位置決めするために画像の位置決めを使用することと、

各第 1 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの一部を表す確率と、各第 2 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの前記一部を表す確率の平均を決定することにより、前記 1 つ以上の更新された第 1 の解剖学的パラメータを計算することと
10
—をさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 1 つ以上の第 1 の画像は 1 つ以上の C T スキャンを含み、前記 1 つ以上の第 2 の画像は 1 つ以上の磁気共鳴 (M R) 画像を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

最大または最適な空間分解能を有する前記第 1 の画像または第 2 の画像のうちの 1 つを参照画像として指定することと、

前記 1 つ以上の第 1 の画像のそれぞれと、前記 1 つ以上の第 2 の画像のそれぞれを前記参照画像に位置決めするために 3 次元画像の位置決めを使用することと、

各第 1 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの一部を表す確率と、各第 2 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの前記一部を表す確率の平均を決定することにより、前記 1 つ以上の更新された第 1 の解剖学的パラメータを計算することと
20
—をさらに含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

モデリングのための対象の解剖学的オブジェクトの表示を受信することをさらに含み、前記対象の解剖学的オブジェクトの前記表示は、境界モデル、ボリュームモデル、アピアランスモデル及び形状モデルのうちの 1 つ以上を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

モデリングのための対象の解剖学的オブジェクトの表示を受信することをさらに含み、前記対象の解剖学的オブジェクトの前記表示は患者の冠状血管の内腔のモデルを含み、前記モデルは、複数のボクセルを含み、前記複数のボクセルは、前記複数のボクセルのそれぞれが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率を表す、請求項 1 に記載の方法。
30

【請求項 9】

前記 1 つ以上の更新された第 1 の解剖学的パラメータを計算することは、第 1 の画像のボクセルが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率と、第 2 の画像のボクセルが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率の平均を決定することを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記 1 つ以上の更新された第 1 の解剖学的パラメータを計算することが、前記 1 つ以上の第 1 の解剖学的パラメータを前記 1 つ以上の第 2 の解剖学的パラメータと組み合わせることを含む、請求項 1 に記載の方法。
40

【請求項 11】

前記第 1 の分割または第 2 の分割に基づいて、前記画像データの一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの一部を表す確率を決定することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。
。

【請求項 12】

前記 1 つ以上の更新された第 1 の解剖学的パラメータを計算することが、第 1 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの一部を表す確率と、第 2 の画像の一部が前記対象の解剖学的オブジェクトの前記一部を表す確率の平均を決定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

モデリングのための対象の解剖学的オブジェクトの表示を受信することをさらに含み、前記表示は前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータから決定される、請求項1に記載の方法。

【請求項14】

確率またはレベルセット値を前記画像データの各ピクセルに割り当てるのをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項15】

患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするためのシステムであって、前記システムは、

患者特有の解剖学的画像データに基づいてモデリングするためのインストラクションを格納するデータ記憶装置と、10

方法を実行するための前記インストラクションを実行するように構成されるプロセッサと

を備え、前記方法は、

画像データの第1の分割に関する対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定することと、

前記画像データの第2の分割に関する前記対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定することと、

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータに基づいて、1つ以上の更新された第1の解剖学的パラメータを計算することと、20

少なくとも前記更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的オブジェクトのモデルを更新することと

を含み、

前記画像データは、1つ以上の第1の画像と1つ以上の第2の画像とを含み、前記1つ以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られ、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られる、システム。

【請求項16】

前記1つ以上の第1の画像及び前記1つ以上の第2の画像の両方は、1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含む、請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

前記1つ以上の第1の画像は、最初に得られた1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、前記最初とは異なる第2回目に得られた1つ以上のCTスキャンを含む、請求項15に記載のシステム。30

【請求項18】

前記1つ以上の第1の画像は1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は1つ以上の磁気共鳴(MR)画像を含む、請求項15に記載のシステム。

【請求項19】

患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングする方法を実行するためのコンピュータで実行可能なプログラミングインストラクションを含むコンピュータシステム上で使用するための非一時的なコンピュータ可読媒体であって、前記方法は、40

画像データの第1の分割に関する対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定することと、

前記画像データの第2の分割に関する前記対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定することと、

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータに基づいて、1つ以上の更新された第1の解剖学的パラメータを計算することと、

少なくとも前記更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的オブジェクトのモデルを更新することと
を含み、

前記画像データは、1つ以上の第1の画像と1つ以上の第2の画像とを含み、前記1つ50

以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られ、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られる、非一時的なコンピュータ可読媒体。

【請求項20】

前記1つ以上の第1の画像及び前記1つ以上の第2の画像の両方は、1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含む、請求項19に記載の非一時的なコンピュータ可読媒体。

【請求項21】

前記1つ以上の第1の画像は、最初に得られた1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、前記最初とは異なる第2回目に得られた1つ以上のCTスキャンを含む、請求項19に記載の非一時的なコンピュータ可読媒体。

10

【請求項22】

前記1つ以上の第1の画像は1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は1つ以上の磁気共鳴(MR)画像を含む、請求項19に記載の非一時的なコンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本出願は2014年4月16日に出願された米国特許出願第14/254,491号の優先権を主張し、かかる出願の開示はその全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。

20

【0002】

本開示の様々な実施形態は、一般に医用撮像及び関連する方法に関する。より具体的には、本開示の特定の実施形態は、多数の画像取得または再構築を使用する画像ベースのオブジェクトモデリングのためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

医用撮像及び画像から生体構造の抽出は、入手可能な医用撮像の多くの手法によって明示されるように重要である。医用撮像の一般的な形態は、コンピュータ断層撮影法(CT)スキャン、磁気共鳴映像法、血管内超音波診断法、光干渉断層撮影法、血管造影及び組織病理学光学画像を含む。CTスキャンは走査されたオブジェクトの「スライス」のX線画像である。例えば、CTスキャンは、一般的に、断面画像として体の長軸に垂直に撮影される画像である。心臓のCTスキャンは、カルシウム・スコアスクリーニング及び/または血管造影を含み得る。カルシウムスコアスクリーニングスキャンは、管状動脈中のカルシウム沈着を検出するために使用され、心臓の障害の予測に寄与し得る。CT血管造影法は、血管及び器官をより良く示すための静脈内(IV)のコントラスト染料を含むCTスキャンである。断層画像を生成することも可能であるが、磁気共鳴(MR)撮像は、画像を作るために磁界特性を使用する。CT及びMRI画像は異なって生成されるため、合成画像は異なる組織特性を強調する。軟組織の細部がMR画像のものよりも劣るが、MR撮像は、軟組織に加えCTスキャン画像の骨及び血管の軟組織画像においてCTスキャンより良い品質を呈する。対象の生体構造及び画像の目的に応じて、CT及びMRは補完的な撮像技術と考えられ得る。

30

【0004】

血管内超音波診断法(IVUS)は、血管内を可視化する撮像の一種である。これに対して、CT及びMRの方法は、患者の体をスライスして撮像される画像を含み、IVUS画像は動脈または静脈を通るカテーテルの移動を介して達成される。したがって、IVUS画像は、本質的に、どのような部位が壁にあっても、血管の中央から血管壁を通る動脈または静脈の断面を示し得る。血管内の光干渉断層撮影法(OCT)は、IVUSの超音波撮像の光アナログである。IVUS及びOCTは類似の撮像モダリティであるが、OCTの光の使用(音の代わりに)は、IVUSよりも高い解像度を呈する。CTスキャンと

40

50

の関係において要約すると、血管造影法は、造影剤を血流中に注入することで、血管または血管の内腔をより良く示す撮像技術である。C T 血管造影法は冠状動脈疾患の検出に望ましいが、M R 血管造影法は実行可能な代替手段である。組織病理学的な光撮像は、ミクロレベルでの組織の可視化を含む。組織病理学的撮像は、様々なバイオマーカのために組織を識別したり、検出するために使用され得る。組織病理学的撮像の分析のための1つの一般的な必要条件は、画像内における細胞またはその他の解剖及び細胞のオブジェクトの位置である。

【 0 0 0 5 】

上述の技術からの画像に基づくと、解剖学的モデルは、患者の解剖学的構造（例えば、腫瘍または心臓容積）の1つ以上の特性を測定するため、または生物物理シミュレーション（例えば、流体シミュレーション、バイオケミカルシミュレーション、電気生理的シミュレーション等）を支援するために抽出され得る。解剖学的特性を正確に測定し、または刺激を通じる生理現象を予測するために、非常に正確な患者特有のモデルは、標的生体構造で作られなければならない。例えば、心臓の解剖学的モデルの撮像及び連続的な抽出は、非常に重要である。例えば、患者が胸痛に苦しんでいるとき及び／または心筋梗塞や心臓発作のような、より過酷な疾患が現れているとき、このような撮像及びモデリングは、冠状動脈疾患の評価を提供し得る。

10

【 0 0 0 6 】

胸痛及び／または冠状動脈の症状が現れている疾患患者は、冠状動脈の損傷に関するいくつかの間接的なエビデンスを提供し得る1つ以上の検査を受けてよい。例えば、非侵襲的な検査は、心電図、血液検査によるバイオマーカ評価、トレッドミル検査、エコー心電図検査、シングルポジトロンエミッショ nコンピュータ断層撮影法（S P E C T）及びポジトロンエミッショ n断層撮影法（P E T）を含み得る。しかしながら、これらの非侵襲的検査は、冠状動脈の損傷を直接評価せず、または血流量を評価しない。非侵襲的検査は、（例えば、心電図検査（E C G）を使用する）心臓の電気活動、（例えば、ストレスエコー心電図検査を使用する）心筋の動き、（例えば、P E T若しくはS P E C Tを使用する）心筋灌流または代謝変化（例えば、バイオマーカーを使用する）における変化を見つけることによって、冠状動脈の損傷の間接的なエビデンスを提供し得る。例えば、解剖学的数据は、コンピュータ断層血管造影法（c C T A）を使用して非侵襲で得られ得る。c C T Aは胸痛のある患者の撮像のために使用してよく、造影剤の静脈内注入後の心臓と管状動脈を撮像するC T 技術の使用を含む。

20

【 0 0 0 7 】

しかしながら、単一の画像は理想的なモデルを作製するためには不十分であり得る。上述の一般的な説明と、以下の詳細な説明は例示的なものであって、説明のみを目的としており、本開示の限定をするものではない。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

ある種の本開示の実施形態によると、システム及び方法が患者の解剖学的構造の少なくとも一部でのモデリングのために開示されている。1つの方法は、モデリングのための対象オブジェクトの表示を受信し、対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて対象の解剖学的オブジェクトのモデルを生成すること、を含む。

40

【 0 0 0 9 】

別の実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするためのシステムは、患者特有の解剖学的画像データに基づいてモデリングするためのインストラ

50

クションを格納するデータ記憶装置と、方法を実行するためのインストラクションを実行するよう構成されるプロセッサとを備え、本方法は、モデリングのための対象オブジェクトの表示を受信し、対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて対象の解剖学的オブジェクトのモデルを生成すること、を含む。

【0010】

10

なお、別の例示的な実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部分をモデリングするための、コンピュータで実行可能なプログラミングインストラクションを含む、コンピュータシステム上で使用するための非一時的なコンピュータ可読媒体が提供されている。この方法は、モデリングのための対象オブジェクトの表示を受信し、対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから対象の解剖学的オブジェクトの1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて対象の解剖学的オブジェクトのモデルを生成すること、を含む。

【0011】

20

別のある方法は、患者の冠状血管系の少なくとも一部の初期モデルを取得し、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、患者の冠状血管系のうち1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて患者の冠状血管系の最終モデルを生成すること、を含む。

【0012】

30

別の実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするためのシステムは、患者特有の解剖学的画像データに基づいてモデリングするためのインストラクションを格納するデータ記憶装置と、方法を実行するためのインストラクションを実行するよう構成されるプロセッサとを備え、本方法は、患者の冠状血管系の少なくとも一部の初期モデルを取得し、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、患者の冠状血管系のうち1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータで1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて患者の冠状血管系の最終モデルを生成すること、を含む。

【0013】

40

なお、別の例示的な実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部分をモデリングするための、コンピュータで実行可能なプログラミングインストラクションを含む、コンピュータシステム上で使用するための非一時的なコンピュータ可読媒体が提供されている。本方法は、患者の冠状血管系の少なくとも一部の初期モデルを取得し、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、患者の冠状血管系のうち1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから、患者の冠状血管系の一部のうち1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、1つ以上の第2の解剖学的パラメータに基づいて、1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて患者の冠状血管系の最終モデルを生成すること、を含む。

50

【 0 0 1 4 】

なお別の方法は、細胞の位置の初期のモデル及びヒトの細胞の直径を受信し、患者の解剖学的構造の少なくとも一部のうち少なくとも 2 つの組織病理学的画像を取得し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像のそれぞれの細胞の位置決めを実行して細胞の中央位置及び各画像における細胞の直径を識別し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像の各間で適合する細胞の中央位置及び細胞の直径の組み合わされる推定を作成し、組み合わされた推定に基づいて細胞の中央位置及び直径の最終細胞モデルを生成することを含む。

【 0 0 1 5 】

別の実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするためのシステムは、患者特有の解剖学的画像データに基づいてモデリングするためのインストラクションを格納するデータ記憶装置と、方法を実行するためのインストラクションを実行するよう構成されるプロセッサとを備え、本方法は、細胞の位置の初期のモデル及びヒトの細胞の直径を受信し、患者の解剖学的構造の少なくとも一部のうち少なくとも 2 つの組織病理学的画像を取得し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像のそれぞれの細胞の位置決めを実行して細胞の中央位置及び各画像における細胞の直径を識別し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像の各間で適合する細胞の中央位置及び細胞の直径の組み合わされる推定を作成し、組み合わされた推定に基づいて細胞の中央位置及び直径の最終細胞モデルを生成することを含む。10

【 0 0 1 6 】

なお、別の例示的な実施形態によると、患者の解剖学的構造の少なくとも一部分をモデリングするための、コンピュータで実行可能なプログラミングインストラクションを含む、コンピュータシステム上で使用するための非一時的なコンピュータ可読媒体が提供されている。本方法は、細胞の位置の初期のモデル及びヒトの細胞の直径を受信し、患者の解剖学的構造の少なくとも一部のうち少なくとも 2 つの組織病理学的画像を取得し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像のそれぞれの細胞の位置決めを実行して細胞の中央位置及び各画像における細胞の直径を識別し、少なくとも 2 つの組織病理学的画像の各間で適合する細胞の中央位置及び細胞の直径の組み合わされる推定を作成し、組み合わされた推定に基づいて細胞の中央位置及び直径の最終細胞モデルを生成することを含む。20

【 0 0 1 7 】

開示されている実施形態の追加的な目的及び利点は、以下の説明に部分的に記述されており、説明から部分的には明白であり、または開示された実施形態の実施により習得され得る。開示された実施形態の目的と利点は添付の請求項に特に指摘されている要素及び組み合わせによって実現、達成されるであろう。30

【 0 0 1 8 】

上述の一般的な説明と、以下の詳細な説明は例示的であって、説明だけを目的としており、特許請求されている本開示の実施形態の限定されるものではないことは理解されるべきである。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

患者の解剖学的構造の少なくとも一部をコンピュータシステムを使用してモデリングするコンピュータで実行される方法であって、40

　　モデリングのための対象の解剖学的物体の表示を受信し、

　　前記対象の解剖学的物体の 1 つ以上の第 1 画像のうち少なくとも 1 つから前記対象の解剖学的物体の 1 つ以上の第 1 の解剖学的パラメータを決定し、

　　前記対象の解剖学的物体の 1 つ以上の第 2 画像のうち少なくとも 1 つから前記対象の解剖学的物体の 1 つ以上の第 2 の解剖学的パラメータを決定し、

　　前記 1 つ以上の第 2 の解剖学的パラメータに基づいて、前記 1 つ以上の第 1 の解剖学的パラメータを更新し、

　　少なくとも前記更新された第 1 の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的物体のモデルを生成すること、を含む方法。

(項目2)

前記1つ以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られた1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られた1つ以上のCTスキャンを含む、項目1に記載の方法。

(項目3)

前記1つ以上の第1の画像は、最初に得られた1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、最初とは異なる第2回目に得られた1つ以上のCTスキャンを含む、項目1に記載の方法。

(項目4)

前記1つ以上の第1の画像は1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は1つ以上の磁気共鳴(MR)画像を含む、項目1に記載の方法。

10

(項目5)

前記対象の解剖学的物体の前記表示は、1つ以上の境界モデル、ボリュームモデル、アピラランスモデル及び形状モデルを含む、項目1に記載の方法。

(項目6)

前記対象の解剖学的物体の前記表示は、患者の冠状血管の内腔のモデルを含み、前記モデルは、前記複数のボクセルのそれぞれが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率を表す複数のボクセルを含む、項目1に記載の方法。

(項目7)

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータで前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新することは、前記第1の画像のボクセルが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率と、第2の画像のボクセルが前記患者の冠状血管の内腔に属する確率を平均化することを含む、項目6に記載の方法。

20

(項目8)

前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを、前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータで更新することは、前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータと前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータとを組み合わせることを含む、項目1に記載の方法。

(項目9)

1つ以上の第1または第2の解剖学的パラメータを決定することは、前記第1の画像のうち少なくとも1つまたは前記第2の画像のうち少なくとも1つの分割を実行し、前記画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率を決定することを含む、項目1に記載の方法。

30

(項目10)

前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータで更新することは、第1の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率と、第2の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率とを平均化することを含む、項目9に記載の方法。

(項目11)

前記第1の画像または第2の画像のうちの1つを参照画像として指定し、前記1つ以上の第1の画像のそれぞれと、前記1つ以上の第2の画像のそれぞれを前記参照画像に位置決めするために画像の位置決めを使用し、

40

各第1の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率と、各第2の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の前記一部を表す確率を平均化することにより、前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータで前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新することをさらに含む、項目3に記載の方法。

(項目12)

参照画像として最大または最適な空間分解能を有する前記第1の画像または第2の画像のうち1つを参照画像として指定し、

前記1つ以上の第1の画像のそれぞれと、前記1つ以上の第2の画像のそれぞれを前記参照画像に位置決めするために3次元画像の位置決めを使用し、

50

各第1の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率と、各第2の画像の一部が前記対象の解剖学的物体の一部を表す確率を平均化することにより、前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータで前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新すること、をさらに含む、項目4に記載の方法。

(項目13)

患者の解剖学的構造の少なくとも一部をモデリングするためのシステムであって、患者特有の解剖学的画像データに基づいてモデリングするためのインストラクションを格納するデータ記憶装置と、

方法を実行するための前記インストラクションを実行するよう構成されるプロセッサと、を具備し、

前記方法は、

モデリングのための対象の解剖学的物体の表示を受信し、

前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、

前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、

前記更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的物体のモデルを生成すること、を含むシステム。

(項目14)

前記1つ以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られた1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られた1つ以上のCTスキャンを含む、項目13に記載のシステム。

(項目15)

1つ以上の第1の画像は、最初に得られた1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、最初とは異なる第2回目に得られた1つ以上のCTスキャンを含む、項目13に記載のシステム。

(項目16)

前記1つ以上の第1の画像は1つ以上のCTスキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は1つ以上の磁気共鳴(MR)画像を含む、項目13に記載のシステム。

(項目17)

患者の解剖学的構造の少なくとも一部分をモデリングするための、コンピュータで実行可能なプログラミングインストラクションを含む、コンピュータシステム上で使用するための非一時的なコンピュータ可読媒体であって、

前記方法は、

モデリングのための対象の解剖学的物体の表示を受信し、

前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第1画像のうち少なくとも1つから前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第1の解剖学的パラメータを決定し、

前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第2画像のうち少なくとも1つから前記対象の解剖学的物体の1つ以上の第2の解剖学的パラメータを決定し、

前記1つ以上の第2の解剖学的パラメータに少なくとも基づいて前記1つ以上の第1の解剖学的パラメータを更新し、

前記更新された第1の解剖学的パラメータに基づいて前記対象の解剖学的物体のモデルを生成すること、を含む非一時的なコンピュータ可読媒体。

(項目18)

前記1つ以上の第1の画像は、第1の再構築方法を使用して得られた1つ以上のコンピュータ断層撮影法(CT)スキャンを含み、前記1つ以上の第2の画像は、第2の再構築方法を使用して得られた1つ以上のCTスキャンを含む、項目17に記載の方法。

(項目19)

10

20

30

40

50

前記 1 つ以上の第 1 の画像は、最初に得られた 1 つ以上の C T スキャンを含み、前記 1 つ以上の第 2 の画像は、前記最初とは異なる第 2 回目に得られた 1 つ以上の C T スキャンを含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 0)

前記 1 つ以上の第 1 の画像は 1 つ以上の C T スキャンを含み、前記 1 つ以上の第 2 の画像は 1 つ以上の磁気共鳴 (M R) 画像を含む、項目 1 7 に記載の方法。

【0 0 1 9】

本明細書の一部に組み込まれ、構成する添付図面は、様々な例示的な実施形態を示しており、説明とともに本開示の実施形態の原理を説明するのに役立つ。

【図面の簡単な説明】

10

【0 0 2 0】

【図 1】本開示の例示的な実施形態による、多数の患者に特有な解剖学的画像からモデルを生成するための例示的なシステム及びネットワークのブロック図である。

【図 2 A】本開示の例示的な実施形態による、多数の画像から患者に特有なモデルを作るための例示的な方法のブロック図である。

【図 2 B】本開示の例示的な実施形態による、最終の対象パラメータを作るための様々な画像及び／または画像のセットを処理するための例示的な方法のブロック図である。

【図 3 A】本開示の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のボリュームトリックモデルは、各ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を含む。

20

【図 3 B】本開示の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のボリュームトリックモデルは、各ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を含む。

【図 3 C】本開示の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のボリュームトリックモデルは、各ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を含む。

【図 4 A】本開示の別の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のモデルは、中央線ツリー及び冠状血管内腔の直径のオブジェクトモデルである。

【図 4 B】本開示の別の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のモデルは、中央線ツリー及び冠状血管内腔の直径のオブジェクトモデルである。

30

【図 4 C】本開示の別の例示的な実施形態による、冠状血管モデリングのための例示的な方法のブロック図であり、最終のモデルは、中央線ツリー及び冠状血管内腔の直径のオブジェクトモデルである。

【図 5】本開示の例示的な実施形態による、多数の光画像から組織病理学的モデリングのための例示的な方法のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 1】

ここで、本発明の例示的な実施形態が詳細に参照され、その実施例は添付図面に例証されている。出来る限り、同一の参照番号は同一または類似の部分を意味するために図面を通して使用されている。

40

【0 0 2 2】

上記のように、非侵襲的検査の次世代は生体構造のモデリングに基づいて開発されてきた。したがって、正確なモデリングのための必要性が存在する。具体的には、患者の解剖学的構造、心筋灌流及び冠状動脈流を評価するために、冠状動脈の生体構造を正確にモデリングする必要がある。このような方法及びシステムは、冠状動脈疾患の疑いがある患者の診断及び治療の計画をする心臓専門家医に有益であり得る。

【0 0 2 3】

しかしながら、単一の画像から生成される画像ベースのモデルは不十分であり、多数の

50

ソースから撮像データを統合し得る生体構造をモデリングするための方法が必要である。例えば、モデルを作るために多数の画像を蓄積することで、多数の画像のそれぞれにおける補完的情報を向上し、様々な画像において撮像のアーチファクトを減少し得る。さらに、多数の撮像モダリティからの画像は、より正確なモデル及び各撮像技術に独特な撮像強度を利用するモデルを作成するために編集され得る。例えば、CT及びMR撮像は時に補完的であると考えられる。CT及びMR撮像を統合することによってモデルを作製することは、ユーザがもはや、解剖学的数据を分析する上で、CT撮像とMR撮像との利点の間で選択する必要が無いことを意味する。例示的な実施形態として、冠状動脈の生体構造、心筋灌流及び冠状動脈流を非侵襲的に評価をするための冠状動脈の生体構造をモデリングするための方法が、記載されている。しかしながら、このような方法及びシステムは、任意の対象となる生体構造に好適であり得る。転じて、多数の画像を統合することによってそれぞれの撮像技術の利点を増すことも、様々な撮像技術に関連する不利益（例えば、撮像のアーチファクト）の影響を減少し得る。

【0024】

したがって、本開示は、正確な解剖学的モデルを作成し提供するために、多数の画像を使用する新規の手法を対象とする。画像からの解剖学的モデルの抽出は、生物医学の撮像における一般的な問題である。解剖学的モデルは、患者の解剖学的構造（例えば、腫瘍または心臓容積）の特性を測定するために、または生物物理シミュレーション（例えば、流体シミュレーション、バイオケミカルシミュレーション、電気生理的シミュレーション等）を支援するために抽出され得る。解剖学的特性を正確に測定し、または刺激を介する生理現象を予測するために、正確な患者特有のモデルは、標的生体構造で作られなければならない。本開示は多数の画像を使用して患者に特有の解剖学的モデルを得ることを含む。例えば、本開示は多数の画像のそれぞれにおける補完的情報または異なる画像における撮像のアーチファクトの異なる種類における減少を利用し得る。しかしながら、単一の画像から生成されるジオメトリから患者に特有のモデルを構成することが可能であるが、多数の画像を使用することで、非常に正確な患者に特有の解剖学的モデルができる。

【0025】

本開示は多数のソースからの撮像データを統合して單一で正確な形状モデルを作ることを対象とする。具体的には、本開示は様々な種類の画像または対象オブジェクトの異なる部分を受け得る。本開示は、單一の形状モデルを作るために多数の患者の画像で、対応する参照画像を平均化し得る。

【0026】

ここで図を参照すると、図1は、患者に特有の解剖学的画像のデータから冠状動脈ブラークの脆弱性を予測する、例示的なシステム及びネットワークのブロック図を示す。具体的には、図1は、複数の医師102及び第三者のプロバイダ104を示し、その何れも1つ以上のコンピュータ、サーバ及び/または携帯型のモバイルデバイスを介するインターネットのような電子ネットワーク100に接続され得る。医師102及び/または第三者のプロバイダ104は、1つ以上の患者の心臓及び/または血管システムの画像を作成または別の方で取得し得る。医師102及び/または第三者のプロバイダ104はまた、年齢、既往歴、血圧、血液粘性等のような患者に特有の情報の任意の組み合わせも得られ得る。医師102及び/または第三者のプロバイダ104は、心臓/血管の画像及び/または患者に特有の情報を、電子ネットワーク100を介してサーバシステム106に送信し得る。サーバシステム106は、医師102及び/または第三者のプロバイダ104から受信された画像及びデータを格納する記憶装置を含み得る。サーバシステム106はまた、記憶装置に格納された画像及びデータを処理するための処理装置を含み得る。

【0027】

図2Aは、本開示の例示的な実施形態による、多数の画像から患者に特有なモデルを作るための例示的な方法200のブロック図である。例えば、様々な撮像技術を介して、または時間における異なるポイントで得られる患者の画像は、最終のモデルを作成するために編集され得る。作成された最終のモデルは、入力画像によって、生体構造の異なる部分

10

20

30

40

50

または生体構造の様々な態様を示し得る。本方法のいくつかの実施形態は、患者の画像がマッピングされ得る、対象の解剖学的オブジェクトのモデルをはじめに取得することを含み得る。本方法のその他の実施形態は、さらに、このようなマッピングのための比較のポイントとして機能し得る参照画像を含み得る。電子ネットワーク 100 を介して医師 102 及び / または第三者のプロバイダ 104 から受信された情報、画像及びデータに基づいて、方法 200 は、サーバシステム 106 によって実行され得る。図 2 A の方法は、モーリング（ステップ 202）のための対象オブジェクトの表示を受信することを含み得る。一実施形態では、本表示は、電子記憶装置（例えば、ハードドライブ、RAM、ネットワークドライブ等）に格納され得る。本表示は、対象物定位モデル（例えば、バウンダリモデルまたはボリュームトリックモデル）を含み得る。本表示は、また、アピアランスモデルまたは形状モデルを含み得るが、これらに限定されない。一実施形態では、本表示は画像から推定される一連のパラメータによって決定され得る。この対象物定位モデルは、推定されたパラメータに基づいた合成対象モデルを含み得る。例えば、合成対象モデルは、完全に決定されたパラメータのセットから構成され得る。対象モデルを決定する例示的なパラメータのセットは、各ピクセルへの 2 つのインジケータ値の割り当て、確率の割り当てまたは各ピクセルのレベル設定値である。オブジェクトモデルを表すために使用され得る別のパラメータのセットは、3D オブジェクトの三角形の表面を表すための一連の 3D の座標及び三角形である。
10

【 0028 】

方法 200 のステップ 204 は、対象オブジェクトを表す参照画像を受信することを含み得る。例えば、参照画像は、2-D、3-D または 4-D であってよく、その画像は電子記憶装置に格納され得る。一つのケースでは、この参照画像は、直接対象オブジェクトに関連し得る。別のケースでは、参照画像は合成オブジェクトモデルからの推測を基準にして選択され得る。
20

【 0029 】

次に、ステップ 206 は、対象オブジェクトの少なくとも一部を表す 2 つまたはそれ以上の 2-D、3-D、または 4-D 画像の収集を受信することを含み得る。例えば、この画像の収集は患者の特定のものであり得る。1 つのケースでは、この画像は、電子記憶装置を介して格納及び / または転送される。本発明で使用する場合、「画像」という用語は、大きさを問わない画像を意味する。加えて、画像を構成する各要素は、画像サイズまたは解像度にかかわらず、「ピクセル」または「ボクセル」と呼ばれることもある。例えば、2-D 画像の各要素は、画像の大きさにかかわらずピクセルであり得る。同じように、3-D 画像の各要素またはボリュームトリックモデルは、任意のサイズまたは解像度の画像またはモジュール「ボクセル」とみなされ得る。方法 200 のステップ 208 は、ステップ 202 からの表示、ステップ 204 からの参照画像、及びステップ 206 の画像収集を処理して最終のオブジェクトモデルパラメータを出力することを含み得る。例えば、ステップ 208 は、パラメータを電子記憶装置に出力し、及び / または計算装置（コンピュータ、ラップトップ、DSP、クラウドサーバ、タブレット、スマートフォン等を含むがこれらに限定されない）を使用して処理を実行することを含み得る。一実施形態では、図 2 B の方法 220 は、ステップ 208 の処理を実行する例示的な方法であり得る。換言すれば、方法 200 は、方法 220 を採用して集められた情報を処理し、ステップ 208 において最終のオブジェクトパラメータ出力を生成し得る。
30
40

【 0030 】

図 2 B は、本開示の例示的な実施形態による、最終の対象パラメータを作るための様々な画像及び / または画像のセットを処理するための例示的な方法 220 のブロック図である。電子ネットワーク 100 を介して医師 102 及び / または第三者のプロバイダ 104 から受信された情報、画像及びデータに基づいて、方法 220 も、サーバシステム 106 によって実行され得る。図 2 B の方法は、参照画像を使用してオブジェクトモデルのために初期のパラメータのセットを作ることを含み得る（ステップ 222）。例えば、一実施形態では、初期のパラメータは、画像分割技術を使用して決定され得る。例えば、ステッ
50

222は、オブジェクトモデルに対するパラメータのセットを定義し、次に参照画像のためにパラメータを決定することを含み得る。あるいは、ステップ222は、参照画像から入手可能なパラメータのセットを決定することを含み得る。ステップ222は、さらに、それぞれのパラメータの値を決定することを含み得る。場合によっては、このパラメータのセットは、初期化されたパラメータとしての役割をし得る。

【0031】

ステップ224は、収集したものの各画像（ステップ206で受信される）のために、いくつかのオブジェクトモデルのパラメータの推定を作ることを含み得る。ステップ222からの初期化されたパラメータは、推定を作るために使用されても使用されなくてもよい。例えば、推定は、初期化されたパラメータのセットに含まれるものよりもより多くのオブジェクトパラメータでできてもよい。あるいは、推定は、初期化されたパラメータのサブセットのみか、初期化されたパラメータの全セットに行われ得る。10

【0032】

一実施形態では、ステップ226は、パラメータの収集における各画像及び参照画像から推定されたパラメータ値で、パラメータを更新またはマージすることを含み得る。一実施形態では、画像パラメータの第1セットからの画像パラメータは、画像の第2セットから得られた画像パラメータに基づいて更新され得る。例えば、画像パラメータは、多数の画像セットから得られた対応する画像パラメータを組み合わせ及び／または平均化することによってマージされ得る。パラメータの更新は、パラメータのマージ、組み合わせ、平均化することを含み得る。さらに、パラメータの更新は、新パラメータを生成するのと同様に、現在のパラメータの変更または確認の両方を含み得る。パラメータをマージすることにより、ステップ226は、オブジェクトの組み合わされた推定を作るステップ228につなげる。一実施形態では、ステップ222～ステップ228は、オブジェクトモデルのパラメータが収束するまで繰り返され得る。オブジェクトモデルのパラメータは、最終のオブジェクトパラメータに収束し得る。これらの最終のオブジェクトパラメータは、方法200のステップ208で出力としての役割をし、ここでは最終のオブジェクトパラメータは電子記憶装置に出力される。20

【0033】

方法200は、ステップ206で使用される患者の画像及び方法220におけるこれらの画像の処理により、様々なモデルを生成するために使用され得る。以下の開示は、方法200のいくつかの例示的な実施形態または方法200の代替手段を示す。全体的に、図3A～図3Cは、患者の内腔に属するボクセルを与えられる確率のボリュームトリックモデルを取得するための例示的な方法のブロック図であり、図4A～図4Cは、患者のセンターラインツリー及び内腔の直径の最終のオブジェクトモデルを生成するための例示的な方法のブロック図であり、図5は、細胞の位置及び直径の最終のモデルを生成するための例示的な方法のブロック図である。記載されているすべての画像及び最終のオブジェクトモデルは、電子記憶装置に格納及び／または出力され得る。30

【0034】

図3A～図3Cは、冠状血管モデリングのための方法を示し、最終のボリュームトリックモデルは、各ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を含む。例えば、異なる撮像技術は、それぞれがある容量で冠状血管の内腔を表す患者の画像を生成し得る。各画像のそれぞれの要素（例えば、ボクセル）は、血管の一部である、一定の確率を有し得る。したがって、画像の合成の形成は、患者の冠状血管の内腔の正確なモデルを生成し得る。そのモデルはさらに、モデルの任意のポイントでモデルを正確に評価することを含み得る。一般的に、図3Aは、CTAの再構築を使用して確率を推定する例示的な方法であり、図3Bは、異なる時点における心臓のCTA画像を使用するモデリングの例示的な方法であり、及び図3Cは、1つ以上の心臓のCTA画像及びMR画像から冠状血管をモデル化する。40

【0035】

図3Aは、CTAの再構築に基づいて確率のボリュームトリックモデルを得るための例50

示的な方法 300 のブロック図である。一実施形態では、冠状血管は、多数の再構築を表す多数の C C T A 画像を使用して分割され得る。第 1 に、対象オブジェクトのパラメータで表された表示は、電子記憶装置（例えば、ハードドライブ、R A M、ネットワークドライブ等）に受信され、格納され得る（ステップ 301）。このインスタンスのための対象オブジェクトは、冠状血管の内腔であり得る。例えば、ステップ 301 の表示は、患者の冠状血管の内腔のボリュームトリックモデルであってよく、それぞれのボクセルは、ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を表す。確率は表示されてもされなくてもよい。例えば、一実施形態では、確率は、高画像強度のような高確率及び低画像強度のような低確率を表示することにより、患者の冠状血管の内腔に属するそれぞれのボクセルの対応する確率を示すことにより表示され得る。

10

【 0036 】

ステップ 303 は、心臓の C T スキャナからの多数の 3 - D 画像を受信することを含んでよく、それぞれの画像は患者に C C T A 画像の異なる再構築を示す。再構築は、例えば、フィルタされた逆投影及び / または反復再構築方法のための異なるカーネルを有する画像を含み得る。多数の再構築を採用することは、各画像の再構築技術が、異なる種類の画像特徴の異なる利点と欠点を有する点において有用である。各画像の再構築技術は、ある種の画像特徴には良く、その他には悪い（例えば、ボケ、ストリーキング、ノイズ等）。各再構築の最良の態様を使用することで、より正確なオブジェクトジオメトリの達成を支援し得る。

20

【 0037 】

ステップ 305 は、それぞれのボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を決定することを含み得る。例えば、確率は、各画像における冠状血管の内腔の分割を実行することにより決定され得る。例えば、ボクセルの確率を得るために分割を実行する任意の周知の技術は、ボクセルの強度及び確率の近傍をマップしランダムウォークアルゴリズムまたはマシンラーニングアルゴリズムのように使用され得る。分割は、任意の既存の技術を使用して実行されてよく、この分割は各画像に対して独立して冠状血管の内腔のために実行され得る。例えば、分割は、ユーザの入力に基づいて、またはユーザ入力なしの何れかでコンピュータシステムによって自動で実行され得る。例えば、例示的な実施形態においては、ユーザは、第 1 の初期モデルを生成するために、コンピュータシステムに入力を提供し得る。別の実施例には、コンピュータシステムはユーザに、 C C T A データから生成された 3 - D 画像またはそのスライスを表示し得る。3 - D 画像は、変動する明度の強さの一部を含み得る。例えば、より明るい領域は、大動脈の内腔、主管状動脈及び / または枝を示し得る。より暗い領域は、心筋及び患者の心臓のその他の組織を示し得る。

30

【 0038 】

ステップ 307 は、画像全体の平均化した確率を含み（ステップ 305 から）、患者の内腔に属する各ボクセルの確率のボリュームトリックモデルの組み合わされた推定を作成し得る。一実施形態では、ステップ 305 及びステップ 307 は、コンピュータを使用して実行され得る。最後に、最終の平均化された確率のボリュームトリックモデルは、例えば、電子記憶装置に出力され得る（ステップ 309）。例えば、平均化した確率のボリュームトリックモデルは、確率に設定されるレベルの境界を示す色を重ねた形態で、または未補正の確率のセットとして出力され得る。

40

【 0039 】

図 3B は、異なる時点で取得された C T A 画像に基づいた確率のボリュームトリックモデルを得るための例示的な方法 320 のブロック図である。方法 320 におけるように、ステップ 321 は、対象オブジェクト（例えば、冠状血管の内腔）のパラメータで表された表示を取得することを含む。この表示は、患者の冠状血管の内腔のボリュームトリックモデルであってよく、それぞれのボクセルは、ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を表す。ステップ 303 と同様に、ステップ 323 は、心臓の C T スキャナからの多数の 3 - D 画像を受信することを含んでよく、それぞれの画像は患者に C C T A 画像の異なる再構築を示す。方法 320 に独特であるが、画像は、1人の患者から時間内に多数の

50

ポイント（例えば、心周期中の時間ポイントまたは初期の取得及びフォローアップスキャン）での取得を表し得る。多数の時間ポイントで画像を使用することは、各画像は、画像の異なる領域において、より少ないアーチファクトまたはより良い品質を含み得る、独立した情報を含み得ることを意味する。方法 320 は正確なオブジェクトジオメトリの最終モデルを達成するために、各再構築の最良の態様を使用することを含み得る。ステップ 323 のための画像は、電子記憶装置に格納され得る。例えば、記憶装置は、新しい画像収集を決定し、新しい収集を考慮にいれることによって最終のボリュームトリックモデルを更新し得る。

【0040】

ステップ 325a は、それぞれのボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を決定する際にステップ 305 を反映し得る。例えば、ステップ 325a は、（任意の既存の技術を使用して）それぞれの画像で冠状血管の内腔の分割を独立して実行することにより、確率を求めることが可能である。次に、ステップ 325b は、参照画像を選択することを含み得る。例えば、参照画像は、取得された画像のうち任意であり、参照画像の保管場所から検索され、取得された画像等のセットから意図的に選択される。次に、3-D の位置決めは、参照画像に各画像を位置合わせるために使用され得る（ステップ 325c）。ある実施形態においては、ステップ 325a ~ ステップ 325c は、図 3C のステップ 345a ~ ステップ 345c に類似し得る。

10

【0041】

ステップ 307 に類似のステップ 327 は、画像全体の確率を平均化することによってボリュームトリックモデルの推定の組み合わせを作ることを含み得る。しかしながら、ステップ 327 用の画像は、患者の画像及び参照画像を含み得る。画像の位置決めは、別のボクセルにそれぞれのボクセルをマップするために使用されてよく、参照画像及び / またはその他の画像における位置（単数または複数）に各画像中の位置をマップすることを意味する。マッピングは、2 つの画像のボクセルが対象オブジェクトの同一の部分（例えば、冠状血管の内腔）の表示であるとして識別され得るように、任意の方法を使用して実行され得る。ボクセルは同一部分に対応するため、ボクセルの確率は組み合わされ得る。したがって、患者の内腔に属する各ボクセルの確率を平均化することで、各ボクセルに、マージされ、平均化されたボクセルの確率を作り得る。最後に、ステップ 329 は、電子記憶装置に、確率の最終のボリュームトリックモデルを出力することを含み得る。

20

【0042】

図 3C は、冠状動脈ツリー及び冠状動脈ツリーも示す複数の心臓磁気共鳴（MR）画像を表す、複数の CCTA 画像に基づいた確率のボリュームトリックモデルを得るための例示的な方法 340 のブロック図である。ステップ 341 は、ステップ 301 及びステップ 321 と同様に、電子記憶装置に格納された冠状血管の内腔のパラメータで表された表示を受信することを含む。また、この表示は、患者の冠状血管の内腔のボリュームトリックモデルであってよく、それぞれのボクセルは、ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する確率を表す。ステップ 343 では、心臓の CT スキャンから 1 つ以上の 3-D 画像を受信することに加え、ステップ 343 はさらに、患者の心臓 MR スキャンからの 1 つ以上の 3-D 画像を受信することを含み得る。CT 及び MR 心臓の画像の両方は、各モダリティから入手可能な異なる心臓の情報を入手するために取得され得る（例えば、CT での精緻な細部及び MR での生存可能性）。さらに、MR 撮像は、CT 画像が呈するよりもカルシウムに近くでアーチファクトの広がりが少ないことを呈する。MR 撮像は、場合によっては、石灰化された損傷のジオメトリを調査するためにより有用であり得る。CT スキャン（単数または複数）及び MR スキャン（単数または複数）の両方は、電子記憶装置に格納され得る。

30

【0043】

既に述べたように、ステップ 345a ~ ステップ 345c は、MR 撮像を含む文脈に適用されるように、ステップ 325a ~ ステップ 325c に類似し得る。これらのステップは、すべてコンピュータを使用して実行され得る。ステップ 305 及びステップ 325a

40

50

のように、ステップ 345a は、ボクセルが患者の冠状血管の内腔に属する、各ボクセルに関連する確率を決定する分割を含み得る。次に、ステップ 345b は、参照画像として、任意の画像または最大の空間分解能を備える画像を選択することを含み得る。したがつて、参照画像は、場合によっては、最小のボクセルサイズを有し得る。ステップ 345c は、それぞれの画像をステップ 345b からの参照画像に位置決めするために 3-D 画像の位置決めを使用することを含み得る。例えば、ステップ 345c は、3-D 画像の位置決めを使用して、参照画像の各それぞれのボクセルの確率に各ボクセルの確率を位置決めすることを含み得る。ステップ 345c 及びステップ 347 は、各ボクセルの確率を参照画像の対応するボクセルの確率にマップするために、画像の位置決めを使用することにより、ボリュームトリックモデルの組み合わされた推定を作ることを含み得る。また、一実施形態では、マッピングはマージされた（例えば、平均化された）ボクセルの確率を作り出し得る。ステップ 349 は、ステップ 309 及びステップ 329 に類似し、電子記憶装置に、確率の平均化された、最終のボリュームトリックモデルを出力することを含み得る。
。

【0044】

図 4A ~ 図 4C は、冠状血管モデリングのための方法を示し、最終のモデルは、中央線ツリー及び冠状血管内腔の直径のオブジェクトモデルであり得る。図 4A は、心臓の CTA 画像及び血管内超音波診断法 (IVUS) 及び / または血管内光干渉断層撮影法 (OCT) 画像からの血管モデリングを示し、一方、図 4B 及び図 4C は、心臓の CTA 画像及び血管造影画像からの冠状血管モデリングの方法の 2 つの実施形態である。

【0045】

図 4A は、心臓の CTA 画像及び IVUS / OCT 画像からの冠状血管モデリングのための例示的な方法 400 のプロック図である。例えば、対象オブジェクト（例えば、冠状血管の内腔）のパラメータで表された表示が取得され得る（ステップ 401）。この表示は、各血管が中央線で表され、内腔の境界が各中央線位置に関連する内腔の直径で表される患者の冠状血管の内腔のモデルであり得る。

【0046】

ステップ 403 は、同一の患者の心臓の CT スキャン及び 1 つ以上の血管内画像から、1 つ以上の 3-D 画像を受信することを含み得る。例えば、冠状血管は、全体の冠状動脈ツリー及び冠状動脈ツリーの少なくとも一部の 1 つ以上の IVUS または OCT 画像を表す、1 つ以上の CCTA 画像を使用して分割され得る。以下、「血管内画像」という用語は、IVUS 及び / または OCT 画像を意味するために用いられ得る。心臓の CTA 及び血管内の心臓の画像は、それぞれのモダリティ（例えば、CT からの完全な 3-D 血管ツリー及び血管内画像からの高解像度の血管ジオメトリ）によって生成された異なる心臓の情報によって取得され得る。さらに、血管内イメージングは、CT によって示されるよりもカルシウムに近くでアーチファクトの広がりがより少ないことを呈する。その結果、血管内撮像は、石灰化された損傷のジオメトリを調査する目的には特に有用である。

【0047】

ステップ 405a は、冠状血管の内腔の分割は、完全な中央線ツリー（例えば、冠状動脈の CT 画像用）または中央線ツリーの一部（例えば、血管内画像用）の何れかを作製するために、各画像で独立して実行され得る。この分割は、中央線の各位置で冠状血管の内腔の直径を決定し得る。ステップ 405b は、参照画像として任意の CCTA 画像を選択することを含んでよく、ステップ 405c は、各オブジェクトモデルまたはオブジェクトモデルの一部を参照画像から得られたオブジェクトモデルに位置決めするために、位置決めを使用することを含んでよい。また、各オブジェクトモデルは、1 つ以上の中央線及び / または 1 つ以上の内腔の直径から構成され得る。ステップ 407 では、オブジェクトモデルの組み合わされた推定は、各ソースからの推定により各中央線の位置での内腔の直径を平均化することにより作成され得る（例えば、ステップ 405a から決定される）。方法 400 のすべてのステップは、特にステップ 405a ~ ステップ 407 で、コンピュータを使用して実行され得る。最後に、中央線ツリー及び内腔の直径の最終の平均化された

10

20

30

40

50

オブジェクトモデルは出力され得る(ステップ409)。

【0048】

図4Bは、心臓のCTA画像及び血管造影画像からの冠状血管モデリングのための例示的な方法420のプロック図である。一実施形態では、ステップ421は、対象オブジェクトとして冠状血管の内腔のパラメータで表された表示を受信することを含んでよく、この表示は内腔のモデルであり得る。例えば、各血管が中央線で表されてよく、内腔の境界が各中央線位置に関連する内腔の直径で表されてよい。ステップ423は、同一の患者の心臓のCTスキャン及び1つ以上の血管造影画像から、1つ以上の3-D画像を受信することを含み得る。また、冠状血管は、全体の冠状動脈ツリーを表す1つ以上のcCTA画像を使用して分割され得るが、方法400とは対照的に、少なくとも一部の冠状動脈ツリーは、IVUS及び/またはOCT画像よりむしろ(またはそれに加えて)、1つ以上の2-Dの血管造影画像を使用して分割され得る。心臓のCTA及び血管造影画像は、それぞれのモダリティ(例えば、CTからの完全な3-D血管ツリー及び血管造影法からの高解像度の血管ジオメトリ)によって生成された異なる心臓の情報によって取得され得る。さらに、血管造影画像は、CTによる場合よりもカルシウムの近くのアーチファクトの広がりが少ないと示し、石灰化した損傷のジオメトリを検査するために有用であり得る。

【0049】

ある実施形態においては、ステップ425a～ステップ425cは、図4Cのステップ445a～ステップ445cに類似してよく、ステップ425a～ステップ427及びステップ445a～ステップ447は、すべてコンピュータを使用して実行され得る。ステップ425aは、完全な中央線ツリー(例えば、冠状動脈のCT画像用)または中央線ツリーの一部(例えば、血管内画像用)を作製するために、各画像で、冠状血管の内腔の分割を独立して実行することを含み得る。この分割は、中央線の各ポイントで冠状血管の内腔の直径を決定し得る。次に、任意のcCTA画像は、参照画像として選択されてよく(ステップ425b)、位置決めは各オブジェクトモデルまたはオブジェクトモデルの一部を、参照画像から得られたオブジェクトモデルに位置決めするために使用され得る。各オブジェクトモデルは、1つ以上の中央線(单数または複数)及び1つ以上の内腔の直径(单数または複数)から構成され得る。視野角が血管造影画像のために利用可能である場合には、その分析からの情報は、モデルを位置決めするときには考慮に入れられ得る(ステップ425c)。ステップ427では、オブジェクトモデルの組み合わされた推定は、(例えば、ステップ425aで与えられるような)各ソースからの直径の推定により各中央線の位置での内腔の直径(单数または複数)を平均化することにより作成することを含み得る。ステップ429は、中央線ツリー及び内腔の直径の最終の、平均化されたオブジェクトモデルは出力することを含み得る。

【0050】

図4Cは、また、心臓のCTA画像及び血管造影画像からの冠状血管モデリングのための例示的な方法440のプロック図である。方法440は、方法420の代替として使用され得る。方法420のように、方法440は、患者の冠状血管の内腔のモデルであるパラメータで表された表示を得ることから開始してよく、各内腔が中央線にて表され、内腔の境界が各中央線位置に関連する内腔の直径で表され得る(ステップ441)。ステップ443aは、各血管造影画像の視野角で、同一の患者の心臓のCTスキャン及び1つ以上の血管造影画像から、3-D画像を受信することを含み得る。さらにステップ443bは、例えば、全ての血管の体積に基づいた上限及び/または下限のような追加の患者に特有の情報を受信することを含み得る。ステップ445aは、ステップ425aのように、冠状血管の内腔の分割は、完全な中央線ツリー(例えば、冠状動脈のCT画像用)または中央線ツリーの一部(例えば、血管内画像用)を作製するために実行することを含み得る(例えば、血管造影画像)、この分割は、中央線の各位置で冠状血管の内腔の直径を決定し得る。任意に指定されたステップ425bからの参照画像と対照的に、ステップ445bは参照画像としてcCTA画像を選択し得る。次に、ステップ445cは、2-D血管造

影空間へのジオメトリモデルのすべての 2 - D の投影が、対応する 2 - D 分割及び追加の患者に特有の情報の制約に合致するかを評価することを含み得る。一実施形態では、この合致は、投影が確率密度関数で記載される場合には、ベイジアンフレームワークで行われ得る。合致が達成されると、ジオメトリの表示は c C T A 画像から抽出され得る（ステップ 447）。ステップ 449 は、中央線ツリー及び内腔の直径の最終のオブジェクトモデルは出力され得る。

【 0051 】

図 5 は、多数の光（例えば、病理組織学的）画像からの生体構造のモデリングのための、例示的な方法 500 のプロック図である。例えば、光画像は、様々な種類の組織のために入手され得る。組織標本は手術、生検または検死から得られ得る。組織標本の病理組織学的検査は、組織標本の細胞の最終のモデルを作るために、組織の多数の光画像を処理することを含み得る。このような情報は、組織に影響を及ぼす疾患への見識を与え得る。本方法は、対象オブジェクトのパラメータ化された表示を得ることから開始され得る（ステップ 501）。一実施形態では、対象オブジェクトは、組織標本中の細胞の位置のセットであり得る。例えば、ステップ 501 は、細胞の位置及びそれぞれの位置の直径のモデルを検索することを含み得る。ステップ 503 は、同一の組織標本の 2 つまたはそれ以上の 2 - D または 3 - D の組織病理学的画像を受信することを含み得る。組織標本の細胞の位置は、多数の 2 - D 組織病理学的光画像から計算され得る。多数の画像は組織標本中のすべての細胞の非常に正確な位置測定を提供するために取得され得る。ステップ 505a は、次に、画像内のすべての細胞の位置の測定を実行してすべての細胞に中央位置及び直径の推定を作成することを含み得る。次に、任意の組織病理学的画像は、参照画像として選択されてよく（ステップ 505b）、位置決めは、各細胞モデルを参照画像から得られた細胞モデルに位置決めするために使用され得る（ステップ 505c）。1 つのケースでは、各細胞モデルは、組織標本と関連する視界にある各細胞の中央位置及び／または直径を含み得る。次に、ステップ 507 は、すべての細胞モデルから各細胞に中央位置及び直径の推定を平均化することを含み得る。平均化に基づいて、ステップ 507 は、さらに細胞モデルの組み合わされた推定を作製することを含み得る。また、細胞の最終の平均化されたモデルの位置及び／または直径の出力は、行われ得る（ステップ 509）。

【 0052 】

このように、変化が、異なる時点における再構築、様々な撮像モダリティまたは取得から取得される画像であるかを問わず、モデリングは多数の画像を使用して改善され得る。多数の画像を集めることによって作り出されたモデルにより、異なる撮像モダリティのモデルの利点を組み合わせることが可能になり、個別の画像収集における誤差または不備を低減し、及び最終モデルの信頼性を上昇する。多数の画像を使用するモデリングの技術は、任意の対象オブジェクト、対象とする生体構造またはその対象オブジェクト及び／若しくは生体構造または対象に関連する情報をモデル化するために適用され得る。

【 0053 】

本発明の他の実施形態は、本願に開示された本発明の明細及び実践を考慮することにより、当業者に明白になるであろう。明細書及び実施例は例示のみとして考慮されることが意図されており、本発明の真の範囲及び精神は下記の特許請求の範囲によって示されている。

10

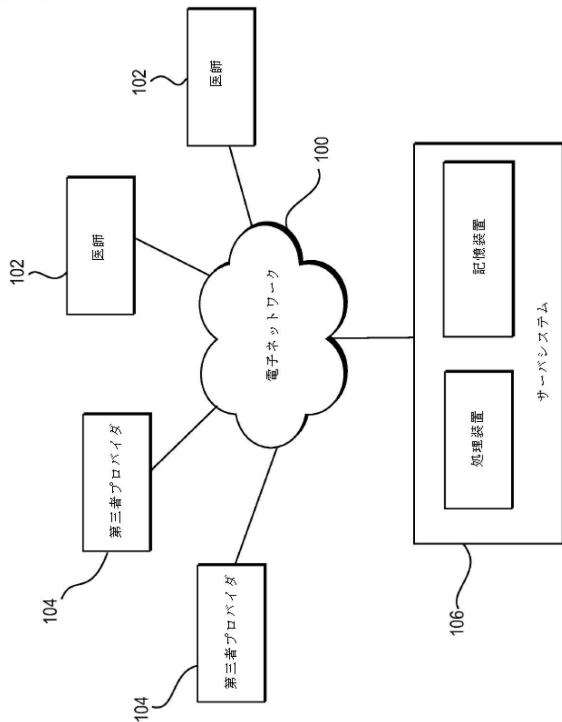
20

30

40

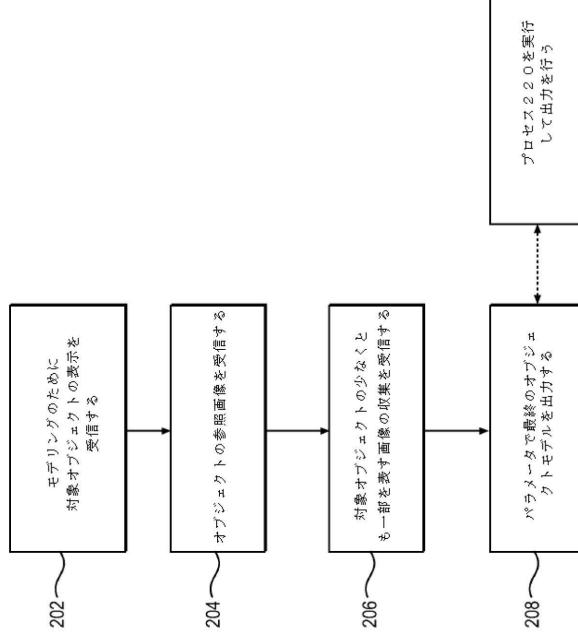
【図 1】

【図 1】



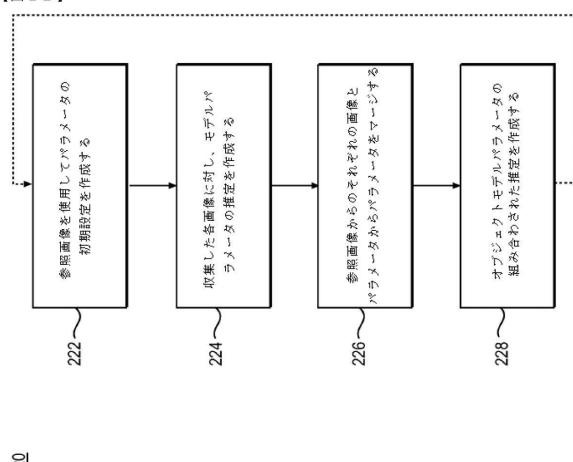
【図 2 A】

【図 2 A】



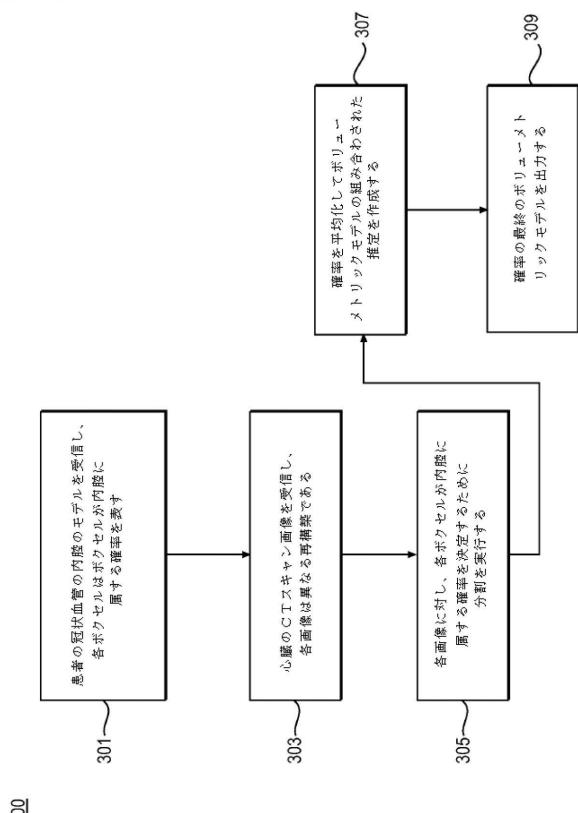
【図 2 B】

【図 2 B】



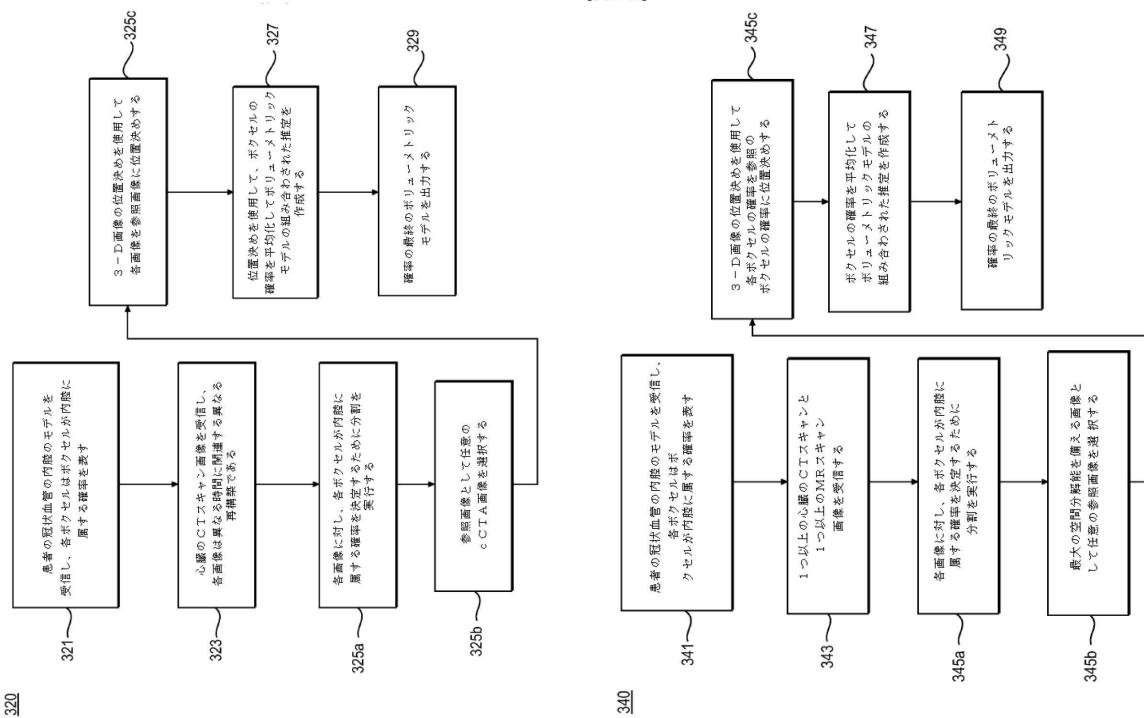
【図 3 A】

【図 3 A】



【図 3 B】

【図 3 B】

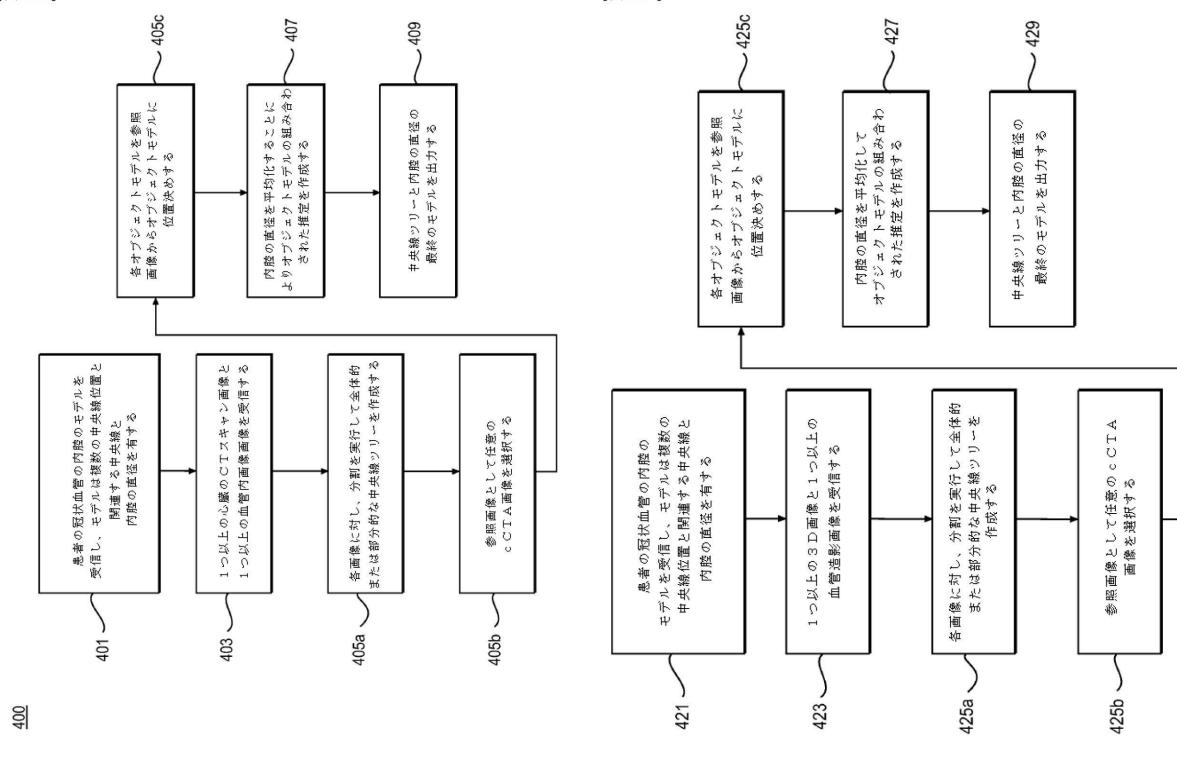


【図 3 C】

【図 3 C】

【図 4 A】

【図 4 A】



420

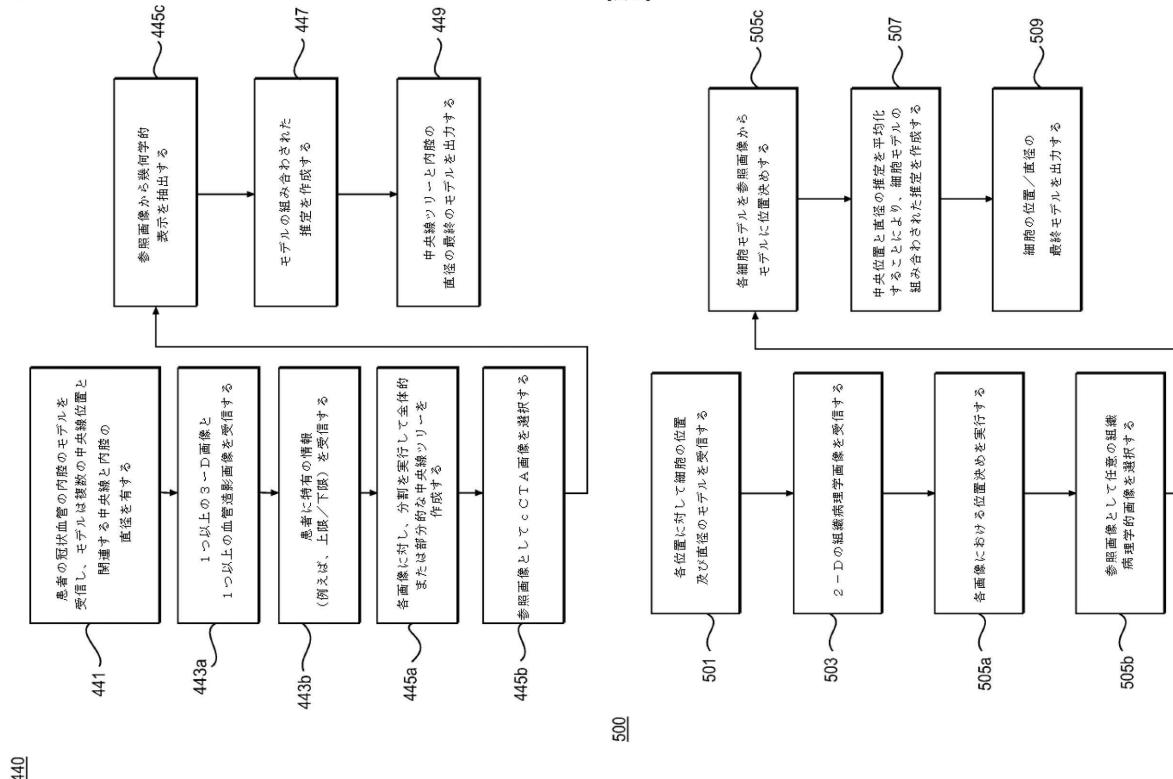
429

429

429

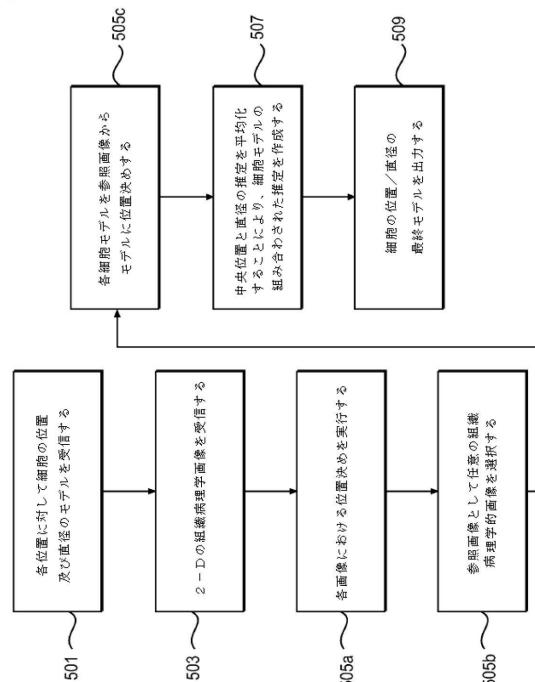
【図 4 C】

【図 4 C】



【図 5】

【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 230113332

弁護士 山本 健策

(72)発明者 グラディー， レオ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94030, ミルプレー, ラスエン ドライブ 1329

(72)発明者 シャープ， ミシェル

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94035, マウンテン ビュー, デール アベニュー
1354 ナンバー1

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表2013-521844(JP,A)

米国特許出願公開第2012/0201442(US,A1)

特開2014-008402(JP,A)

特表2013-501567(JP,A)

特表2011-504115(JP,A)

特開2008-080121(JP,A)

特開2007-289704(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14

A 61 B 5 / 055

G 06 T 1 / 00