

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6129750号
(P6129750)

(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/12 (2006.01)
 A 6 1 B 5/06 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/12
 A 6 1 B 5/06
 A 6 1 B 6/03 3 6 O G
 A 6 1 B 6/00 3 6 O B

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-554959 (P2013-554959)
 (86) (22) 出願日 平成24年2月13日 (2012.2.13)
 (65) 公表番号 特表2014-509239 (P2014-509239A)
 (43) 公表日 平成26年4月17日 (2014.4.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/050623
 (87) 国際公開番号 W02012/114224
 (87) 国際公開日 平成24年8月30日 (2012.8.30)
 審査請求日 平成27年2月5日 (2015.2.5)
 (31) 優先権主張番号 61/446,105
 (32) 優先日 平成23年2月24日 (2011.2.24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内の装置の形状を用いた血管画像の非剛体モーフィング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

介入処置の画像を生成するように構成される医療撮像システム、
 前記介入処置の画像上に重畳画像を生成するように構成される重畳生成器、並びに
 前記処置中に、介入装置の三次元 (3D) の位置、配向及び形状を動的に追尾するよう
 に構成される介入装置追尾システム
 を有する医療システムにおいて、
 前記重畳画像は、前記処置中に前記介入装置により関心のある器官に生じる変形に応答
 して動的に更新される、
 医療撮像システム。

【請求項 2】

前記重畳生成器は、前記介入装置からのフィードバック信号を解釈し、前記介入装置の
 影響を受けた器官の新しい形状を決定するように構成される形状変形モジュールを含む、
 請求項 1 に記載の医療撮像システム。

【請求項 3】

前記重畳生成器は、画像空間における前記介入装置の位置、配向及び形状を決定するた
 めの形状決定モジュールを含む、請求項 1 に記載の医療撮像システム。

【請求項 4】

前記介入装置は、圧力、歪み、せん断又は近接 / 接触センサの少なくとも 1 つを含み、
 及びセンサの測定値は、器官の変形応答を決めるのに用いられる、請求項 1 に記載の医療

撮像システム。

【請求項 5】

器官の重畳画像を更新するために、重畳モジュールにより用いられる前記器官の変形応答のモデルを記憶するように構成されるデータベースをさらに有する、請求項 1 に記載の医療撮像システム。

【請求項 6】

前記データベースは、組織応答の固有モード及び有限要素シミュレーションの少なくとも一方を記憶する、請求項 5 に記載の医療撮像システム。

【請求項 7】

介入処置の画像を生成するステップ、
前記介入処置の画像上に重畳画像を生成するステップ、
前記処置中に、介入装置の位置、配向及び形状を追尾するステップ、並びに
前記処置中に、前記介入装置により、関心のある器官に生じた変形にตอบสนองして前記重畳画像を動的に更新するステップ、
を有する医療処置のための医療撮像システムの作動方法。

10

【請求項 8】

前記重畳画像を更新するステップは、前記介入装置からのフィードバック信号を解読し、前記介入装置の影響を受けた器官の新しい形状を決定するステップを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記介入装置は、圧力、歪み、せん断又は近接 / 接触センサの少なくとも 1 つを含み、及びセンサの測定値は、前記器官の変形応答を決めるために用いられる、請求項 7 に記載の方法。

20

【請求項 10】

前記器官の重畳画像を更新するのに用いられる、前記器官の変形応答のモデルを記憶するステップをさらに有する、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 11】

前記モデルは、組織応答の固有モードを計算することにより生成される、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記モデルは、有限要素シミュレーションに従って生成される、請求項 10 に記載の方法。

30

【請求項 13】

介入処置の画像を生成するステップ、
前記介入処置の画像上に重畳画像を生成するステップ、
前記処置中に、介入装置の位置、配向及び形状を追尾するステップ、
前記介入装置が前記重畳画像の境界内にとどまっているかをチェックするステップ、
前記介入装置が前記境界内に完全に包囲されていない場合、前記介入装置が前記境界内にとどまることを可能にする器官の変形を決定するステップ、並びに
前記変形に従って、前記重畳画像を動的に更新するステップ
を有する、医療処置のための医療撮像システムの作動方法。

40

【請求項 14】

請求項 13 に記載の方法において、前記介入装置はセンサを含み、前記方法は、前記器官の変形応答を決めるためにセンサの測定値を用いるステップを有する、方法。

【請求項 15】

前記器官の重畳画像を更新するのに用いられる、前記器官の変形応答のモデルを記憶するステップをさらに有し、前記モデルは、計算した組織応答の固有モード又は有限要素シミュレーションの少なくとも 1 つにより生成される、請求項 13 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本開示は、画像位置合わせ(registration)に関する、特に介入医療装置が原因による内部器官、腔内の生体構造又は血管構造の動的挙動に従う動的重畳モーフィング(dynamic overlay morphing)に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

独立型のX線透視法は、多くの介入処置(interventional procedures)にとって標準的な撮像モダリティである。X線の使用に対する1つの重大な欠点は、軟部組織の鮮明度が無いことである。介入装置ははっきりと見られる一方、治療部位(一般に軟部組織の構造)は、何らかのX線の造影剤が使用され、治療部位をよりはっきりと画定しない限り、殆ど見ることができない。さらに、このような造影剤はしばしば腎毒性であり、これら造影剤の使用は最小限にする必要がある。結果として、生のX線透視画像上への三次元(3D)画像の重畳は、多くのX線誘導される介入処置において望ましい。この重畳は、連続的に視覚化される静的、形態的情報を与えることにより、介入装置の治療部位への誘導を助ける。この3Dの重畳は、臨床的に関連している実際の生体構造を(数mmまで)正確に反映しなければならず、これはしばしばやっかいな作業である。

10

【 0 0 0 3 】

3Dの重畳画像は、処置中に生成される画像(例えばフィリップス社の3D-RA若しくはXperCT)又は処置前の画像(例えば磁気共鳴(MR)又はコンピュータ断層撮影(CT))の何れか一方である。画像が重畳として使用される期間に、この画像が患者の生体構造に密接に対応することを目的とする。しかしながら、堅い器具が血管壁を押すことにより、血管の形状を大きく変形させ得ることは広く知られている。

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

介入装置が患者の血管内にあっても、X線透視画像における介入装置の軌跡は、前記器具によって実際の生体構造を変形させるので、一部は静的な3Dの重畳の外側に位置することがある。結果として、処置前の画像の重畳は、介入装置を細い管腔(例えば小さな血管の側枝)内に又は管腔を通り誘導するのには正確ではない又は臨床的に有用ではない。

【 0 0 0 5 】

30

介入装置に沿った3Dの位置特定及び検知に対する多数の技術は以下のことを含んでいる。電磁(EM)的位置特定は、1点のEMセンサが介入装置に沿ったある間隔の位置を正確に特定するのに使用されることができる。光ファイバブラッググレーティング(FBG: Fiber Bragg Gratings)からの散乱又はレイリー(Rayleigh)散乱に基づく光ファイバ形状検知は、装置全体の形状を三次元で決定されることを可能にする他の手法である。X線ベースの3Dの装置形状の決定は、介入装置の位置及び形態を推定するために、既知の装置に基づくX線マーカー及びX線システム形状を用いて、X線単独から介入装置の3D形状を質問(interrogate)するのに使用されてもよい。何れかの特定の撮像システムの形状を与える場合、X線画像にあるこれらマーカーの形状は、これらマーカーの3D配向に依存して変化する。それ故に、X線マーカーは、前記3Dの装置形状に近づけるために使用される。前記装置形状の特徴は、X線透視、例えば超音波(この装置内に埋め込まれたビーコンの従来の撮像又は超音波飛行時間位置特定)、光音響、インピーダンススペースの位置特定等と共に同時に起こる他の検知方式を用いて決められてもよい。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

本原理によれば、医療方法及びシステムは、介入処置の画像を生成するように構成される医療撮像システムを含む。重畳生成器は、介入処置の画像上に重畳画像を生成するために構成される。介入装置追尾システムは、前記処置中に、介入装置の3Dの位置、配向及び形状を追尾するために構成され、この重畳画像は、前記処置中に、介入装置により、関心のある器官に生じる変形に応答して動的に更新される。

50

【 0 0 0 7 】

医療処置のための方法は、介入処置の画像を生成するステップ、前記介入処置の画像の重畳画像を生成するステップ、前記処置中に、介入装置の位置、配向及び形状を追尾するステップ、並びに前記処置中に、前記介入装置により、関心のある器官に生じる変形に回答して前記重畳画像を動的に更新するステップ、を有する。

【 0 0 0 8 】

医療処置のための他の方法は、介入処置の画像を生成するステップ、前記介入処置の画像上に重畳画像を生成するステップ、前記処置中に、介入装置の位置、配向及び形状を追尾するステップ、前記介入装置が境界内に完全に包囲されていない場合、前記介入装置が前記境界内にとどまることを可能にする器官の変形を決定するステップ、並びに前記変形に従って、前記重畳画像を動的に更新するステップ、を有する。

10

【 0 0 0 9 】

本開示のこれら及び他の目的、特徴並びに利点は、本開示の説明する実施例の以下の詳細な説明から明らかとなり、これは付随する図面と関連して読まれる。

【 0 0 1 0 】

本開示は、以下の図面を参照して好ましい実施例の以下の詳細な説明を示す。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本原理に従い重畳画像を更新するためのシステム / 方法を示すブロック / 流れ図。

20

【図 2】ある実施例に従い更新した重畳画像を用いた処置を行うための方法を示す流れ図。

【図 3】他の実施例に従いモデルを使用して重畳画像を更新するための方法を示す流れ図。

【図 4】他の実施例に従い重畳画像を更新するための方法を示す流れ図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

本開示は、三次元 (3 D) の画像重畳システム及び方法を開示している。本実施例は、器官内にある介入装置の 3 D 形状に基づいて、この器官の 3 D 画像の非剛体歪み (non-rigid-body warping) により、介入処置のための生の X 線透視画像上に 3 D 画像を重畳する精度を改善する。この技術は、精密な装置の配置が必要とされる及び / 又は組織の形態 (例えば血管手術における血管) が剛体又は半剛体の装置を挿入することで大きく影響を受ける、如何なる (例えば低侵襲性の) 介入血管、管腔内視鏡又は侵入処置 (例えば腹部又は胸部大動脈のステント移植、頸動脈ステント留置術、子宮筋腫塞栓術 (U F E)、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術 (T I P S)、術後化学塞栓療法 (T A C E) 処置) 等に応用される。本実施例は、例えば精密な装置の配置が必要とされる及び / 又は血管の形態が比較的堅い装置を挿入することで大きく影響を受ける、如何なる介入血管処置に用いられる。

30

【 0 0 1 3 】

本発明は、医療器具に関して説明されるが、本発明が教えていることは、それよりも広く、複雑な生物系又は機械系を追尾する又は解析するのに用いられる如何なる器具に応用可能であると理解すべきでもある。特に、本原理は、生物系の内部追尾処置、身体全ての領域、例えば杯、消化管、排泄器官、血管等の処置に応用可能である。図示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアからなる様々な組み合わせで実施されてもよいし、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられた機能を提供してもよい。

40

【 0 0 1 4 】

図示される様々な要素からなる機能は、専用のハードウェア及び適切なソフトウェアと関連してソフトウェアを実施することが可能であるハードウェアの使用により与えられることができる。処理器により与えられるとき、前記機能は、単一の専用処理器、単一の共用処理器又はそれらの幾つかが共用される複数の個別の処理器により与えられることがで

50

きる。さらに、"処理器"又は"制御器"の用語の正確な使用は、ソフトウェアを実施することが可能であるハードウェアだけを指しているとは考えるべきではなく、限定はしないがデジタル信号処理器(DSP)のハードウェア、ソフトウェアを記憶するための読取専用メモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、不揮発性記憶装置等を暗黙的に含めている。

【0015】

その上、本発明の原理、態様及び実施例並びにこれらの具体例をここで述べている全ての発言は、これらの構造的及び機能的に相当するものの両方を含んでいることを意図している。加えて、そのような相当するものは、現在知られる相当するもの及び将来開発される相当するものの両方(すなわち、構造を問わず、同じ機能を行う如何なる開発される要素)を含んでいることを意図している。従って、例えばここに示されるブロック図は、本発明の原理を具現化する例示的なシステムの構成要素及び/又は回路の概念図を示していることを当業者は分かるだろう。同様に、如何なるフローチャート及び流れ図等も、コンピュータ又は処理器がはっきりと示されているかどうかにかかわらず、コンピュータ読取可能な記憶媒体に実質的に示され、上記コンピュータ又は処理器により実施される様々な処理を示していることが分かる。

【0016】

さらに、本発明の実施例は、コンピュータ若しくは如何なる命令実施システムが使用する又はこれらと関連して使用するためのプログラムコードを備えるコンピュータ使用可能又はコンピュータ読取可能な記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムプロダクトの形式をとることができる。説明を目的とするために、コンピュータ使用可能又はコンピュータ読取可能な記憶媒体は、命令実施システム、機器又は装置が使用する又はこれらと関連して使用するためのプログラムを含む、記憶する、伝達する、伝搬する又は輸送する如何なる器具とすることができる。前記媒体は、電子、磁気、光、電磁、赤外線若しくは半導体のシステム(又は器具若しくは装置)又は伝搬媒体とすることもできる。コンピュータ読取可能媒体の例は、半導体若しくはソリッドステートメモリ、磁気テープ、取り外し可能なコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読取専用メモリ(ROM)、硬質磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクの現在の例は、CD-ROM、CD-R/W及びDVDを含む。

【0017】

同様の番号は同じ若しくは類似の要素を示している図、及び最初は図1を参照すると、X線透視画像と重畳との間の位置合わせを維持するためのシステム100が例示されている。このシステム100は、血管介入処置のための生の撮像(例えばX線透視)システム又はプラットフォーム105に3D画像を重畳する精度を改善する。ある実施例において、撮像システム105は、本原理に従う動的な重畳の結果として、造影剤を使用せずに用いられるX線透視システムを含む。

【0018】

システム100は、血管構造内への挿入を目的とする介入装置104を含む。この介入装置104は、カテーテル、プローブ、診断センサ、ガイドワイヤ、治療送達要素、生検若しくは治療送達(例えば、生物製剤、アブレーション物質又は塞栓性物質の注入)用のニードル、切断装置、成形装置、人工的支援装置、内視鏡、ロボット、電極、フィルタ装置、バルーン装置又は他の何れかの剛体、半剛体又は完全に柔軟な器具を含んでもよい。介入装置104は、ケーブル127又は他の接続によりワークステーション又は他の制御卓(console)112に結合されてもよい。前記ワークステーション又は制御卓112から処置が監督及び/又は管理されてもよい。ワークステーション112は好ましくは、1つ以上の処理器113並びにプログラム及びアプリケーションを保存するためのメモリ116を含む。

【0019】

メモリ116は、重畳生成器113を含む。重畳生成器113は、装置104からのフィードバック信号を解読し、処置中に、装置104の影響を受けた器官又は脈管構造10

10

20

30

40

50

2の新しい形状を決定するために構成される形状変形モジュール115を含む。この形状変形モジュール115は、画像空間がどの位変形したかを表すパラメタの組を入力として受け入れ、脈管構造102の変形した3Dの解剖学的画像を出力として生じる。重畳生成器113も、介入装置104の3D形状及び画像空間における前記装置104の位置を決定するために、形状決定モジュール117からの入力を含む又は受信する。前記モジュール117は、追加のフィードバック測定値を与えるために、例えば前記装置104にある圧力、歪み、せん断又は近接/接触センサ121のような他のパラメタを測定又は追尾してもよい。

【0020】

モジュール115及び117は一緒に働き、装置104が脈管構造内を又はこの構造を通るにつれて、この装置104の形状及び位置と一致する更新した3Dの重畳画像を提供する。モジュール115と117との間に、形状変形モジュール115に入力として供給されるパラメタの組を決めるのに使用される介入装置の3D形状の推定を可能にするデータ接続が存在する。これらパラメタは、変形した3Dの解剖学的画像103における血管構造が介入装置104の推定した形状と一致するように選択される。

10

【0021】

データベース123はメモリに記憶される又はネットワークを介してアクセス可能であり、器官の病歴データ、モデル及び/又は有限要素表現、並びに特定の処置用の特定の器具に対する器官の変形応答を含む。データベース123は、モジュール115及び117の何れか一方若しくは両方により、動的な重畳のために3D画像を更新するのに用いられる。

20

【0022】

ある実施例において、圧力又は他のセンサ121は、圧力又は他の測定値が得られ、記録することができるように、装置104に取り付けられてもよい。他の手段108、例えば光ファイバ検知(ファイバブラッググレーティング(FBG)、レイリー散乱光ファイバ等)、EM追尾又は他の装置の位置特定/構成決定能力は、前記装置104の位置及び形状をさらに決めるのに用いられてもよい。装置104の位置及び形状は分かっているので、圧力の測定値等は、脈管構造102と相互に作用する装置104に関する追加の情報を提供する。前記装置104の結果として変位する組織の決定は、形状変形モジュール115により計算される。形状変形モジュール115は、医療装置若しくは器具104及び/又はその器具の周囲領域に関連する、3D変形、歪み並びに他の変化を再構成するために、装置104からの他の如何なるフィードバックも使用するように構成される。装置の追尾125は、(処置前の撮像又は処置中の3D治療、超音波等から)3D画像の非剛体モーフィングを推定するのに用いられる。このモーフィングは、モーフィングした3D画像103がリアルタイムの血管の生体構造をさらに正確に反映するように計算される。

30

【0023】

ワークステーション112は、被験者130の内部画像を見るためのディスプレイ118を含む。X線透視又は他のリアルタイムの撮像プラットフォーム105に加え、撮像システム110が任意に設けられてもよい。撮像システム110は、磁気共鳴撮像(MRI)システム、コンピュータ断層撮影(CT)システム、超音波システム、核イメージングシステム又は被験者130の3D画像を生成するように構成される他の何れかのシステムを含んでもよい。前記システム100は、画像が実験的に得られ、ネットワークを介してワークステーション112に送られる又はメモリ記憶装置を介してワークステーション112に転送されるので、上記の撮像システム110を含んでも、また含まなくてもよい。

40

【0024】

ディスプレイ(又は複数のディスプレイ)118は、X線透視又は他のリアルタイム画像及び3Dの重畳を(事前に撮られた被験者130の画像から)レンダリングするのに用いられてもよい。これら3Dの重畳画像は、介入装置が誘導される脈管構造を含む。ディスプレイ118は、ユーザがワークステーション112並びにその構成要素及び機能、又はシステム100内にある他の如何なる要素と対話することも可能にする。これは、キ

50

ーボード、マウス、ジョイスティック、触覚装置若しくは他の何れかの周辺機器を含んでもよいし、又はワークステーション 112 からのユーザーフィードバック及びワークステーション 112 との対話を可能にするように制御してもよいインタフェースによりさらに容易となる。

【0025】

システム 100 は、3D 追尾技術、例えば EM 追尾、光学形状検知又はワークステーション 112 と一体化した若しくは別個のシステムである同様の 3D の位置又は配向検知システムを含んでもよい。EM 追尾システム 125 は、処置中に、医療装置 104 により生成される EM 信号を解読するのに使用される EM 検知モジュールを含む。医療装置 104 は、この装置 104 に取り付けられる 1 つ以上の EM 追尾センサを含む。医療装置 104 は、装置の位置、配向及び形状に関する情報に再構成される光学読取値を供給する光ファイバ形状検知装置 (125) を含んでもよい。

10

【0026】

ワークステーション 112 は、光学的質問ユニット又はモジュール (125) を含んでもよく、これは光ファイバ検知が用いられる場合、光を送り、全てのファイバから戻ってくる光を検知するのに用いられる。これは、介入装置 104 により検知される、形状、配向若しくは他の特徴を解読するのに使用される歪み又は他のパラメタを決定することを可能にする。光信号は、被験者 130 における装置 104 と組織との相互作用を理解するためのフィードバックとして用いられる。形状決定モジュール 117 及び形状変形モジュール 115 は、装置 - 組織の相互作用による変形からなる新しい重畳画像を計算するのに用いられる。これは、処置中に、前記画像を実際の器官の形状に近づけさせる前記重畳 103 の精度を改善する。

20

【0027】

図 2 を参照すると、1 つの例示的な実施例の医療装置の結果としてモーフィングする組織に従って 3 次元の重畳を更新するためのブロック / 流れ図が示される。ブロック 202 において、関心のある血管の 3D の血管撮像及びセグメント化が行われる。画像の取得及びこのような画像から血管のセグメント化は、既知の技術を用いて行われる。ブロック 204 において、介入装置の 3D 形状は、例えばこの介入装置に沿った 1 つ以上の地点の EM 的位置特定、(光ファイバ歪みの光学的質問及び装置の形状を連続して 3 次元で追尾するために、歪んだ領域の 3D 再構成を用いた) 光学形状検知又は (例えばこの装置に沿って間隔を空けた 3D マーカーを用いた) X 線ベースの 3D の装置形状検知により決められる。追尾技術と 3D 画像との位置合わせは、既知の技術を用いる。ブロック 206 において、臨床医は、関心のある血管内又は血管に介入装置を誘導する。

30

【0028】

ブロック 208 において、脈管構造に沿って装置を誘導している間、この装置の 3D 形状が追尾される。追尾技術を用いて決定した介入装置の 3D 形状は、3D の血管画像に表示される血管の境界内にあるべきである。これはブロック 210 においてチェックされる。

【0029】

ブロック 209 において、ある実施例では、複数の介入装置の形状が追尾され、ブロック 212 におけるパラメタ化方法は、利用可能な測定値、並びに前記処置及び関心のある装置に関する利用可能な蓄積した予備知識の両方に基づいて、3D 装置全ての形状を任意に含む 3D の血管形状を用いて生体構造を決めるステップを含む。

40

【0030】

ブロック 210 において、前記装置は、血管壁により物理的に含まれているべきである。従って、3D の血管画像がリアルタイムの患者の生体構造の正確な表現である場合、装置追尾技術及び 3D 撮像空間は共に正確に位置合わせられ、装置は脈管構造内にとどまる。

【0031】

そうではない場合、これは患者又はテーブルの動きが原因である。これは、3D 画像及び装置を追尾する空間の移動が原因であり、これは説明される必要がある。他の位置ずれ

50

は、呼吸又は心臓の運動が原因である。これは、患者の胸郭内にある又は横隔膜の近位にある血管の周期的な動きが原因である。その形態が呼吸又は心周期に左右されない血管（例えば腹部大動脈、四肢動脈、神経血管等）が多く存在している。剛体の動き及び/又は周期的補償アルゴリズムにおいて、これらの事例が説明される。

【 0 0 3 2 】

他の位置ずれは、血管の変形を引き起こす装置による。3D画像の非剛体歪みは、その歪みが本原理に従って患者のリアルタイムの生体構造をより上手く反映するように、3D画像を更新する必要がある。

【 0 0 3 3 】

ブロック 2 1 2 において、3D画像の非剛体変形は、患者のリアルタイムの生体構造をより正確に反映するようにパラメタ化される。これは様々な方法で達成される。

10

【 0 0 3 4 】

ブロック 2 1 4 において、非剛体歪みの一例は、血管が追尾される介入装置の3D形状を包囲し続けることができるように、この血管を包囲している3Dの生体構造が変形する、及び血管の直径/長さが一定のままであると仮定することである。パラメタ化方法は、3Dの装置形状を包囲する3Dの血管形状を用いて前記生体構造を決めるステップを含む。3D画像が変形した後、この画像は、必要であればブロック 2 0 8 に戻すことにより前記装置と位置合わされる。

【 0 0 3 5 】

より高度な例は、血管を包囲している3Dの生体構造及び血管の直径/長さの両方の変形を可能にしている。これらの例において、例えば縦方向及び半径方向の血管の弾性並びに（CT及びX線透視法に見られる血管の石灰化の度合い、並びに脊髄動脈の数の影響を受ける）その解剖学的領域における血管の変形能(deformability)の推定のような血管特性を含むことが有用である。3D画像の特徴は、それ故にどの型の変形が適用されるべきかを決めるのに有用である。

20

【 0 0 3 6 】

ブロック 2 2 2 において、ある実施例では、3D画像の変形に利用される最適なパラメタは、前の時点で得たパラメタを考慮することにより任意に決められてもよい。解剖学的変形の時間の連続性に関する仮定の下で、考えられるパラメタの空間は、大幅に制限され、このことがより速い処理時間及び/又は予測可能な変形となる。パラメタの最適化も同じく他のデータを信頼している。

30

【 0 0 3 7 】

例えばブロック 2 1 8 において、ある実施例は、（例えば明確な地点で又は例えばFBGにより与えられるようなセグメントに沿って連続的の何れか一方で）介入装置に沿って圧力又は他のパラメタの検知を提供する。これは、介入装置のどの地点/セグメントが血管壁を接しているか、及びどの地点/セグメントが血管の管腔内を自由に浮遊しているかの新しい情報を提供する。これは、非剛体のパラメタ化処理を改善するのに用いられる血管の形状に関する有用な情報も提供する。

【 0 0 3 8 】

ブロック 2 1 6 において、X線透視又はリアルタイムの画像は、前記変形した3D画像が重畳される。

40

【 0 0 3 9 】

ブロック 2 2 0 において、ある実施例では、ユーザ/臨床医は、インタフェース（図1の120）を介して歪んだ3D画像と歪んでいない3D画像との間を交互に切り替える機能が提供される。これら2つの画像を比較することにより、臨床医は、どの位の圧力が血管壁に加えられているか（並びにこの圧力が危険であり、潜在的な血管の破裂をまねくか）を推定することができる。弾性図測定(elastographic measurement)は、3D画像のために得た変形を解析することにより自動的にも得られる。

【 0 0 4 0 】

前記圧力は、処置中ずっと更新される。これは、処置中に更新及び正確な重畳を提供す

50

る。

【 0 0 4 1 】

図 3 を参照すると、もう 1 つの実施例は、本原理に従って血管画像を変形させるために、統計又は履歴データを用いる。ブロック 3 0 2 において解剖学的に本物に近い変形可能モデルが制御点又はパラメタ記述の最小の組を用いて作られる。(E M、インピーダンス、音響、光学検知等により 3 D において位置特定される) 追尾されるランドマークのまばらな組は、剛体の姿勢及びモデルの変形に適合させるための装置及び送達組立体 (例えばカテーテル又はさや (sheath)) から入手可能である。ブロック 3 0 4 において、このモデルを構築する 1 つの方法は、(例えば履歴又は統計データのような) 介入中に取得した撮像データのライブラリを集めることを含む。このデータは、器具がその中を移動するので、生体構造の動的挙動を示す。

10

【 0 0 4 2 】

ブロック 3 0 6 において、前記データのセグメント化は、時間と共に進化する 3 D 表面を抽出するために行われ、摂動の関数として、前記表面形状変化の変形モデルが生成される。特に、主成分解析 (又は形状を成分モードに分解するための同様な解析方法) は、形状変形の固有モード及び各形状の固有ベクトルの相対的重要性を反映している関連する固有値を決めるのに用いられる。ブロック 3 0 8 において、最大の固有値に関連する固有モードのサブセットは、形状変形に関連するパラメタ空間を最小化するために選択され得る一方、支配的な変形行動が依然としてパラメトリックモデル内に取り込まれていることを保証する。ライブラリから得られたモデルが (3 D の処置前のデータセグメント化から) 特定の患者の生体構造及び装置上の追尾された特徴点の特定の組に適合することは、前記モデルと観測した測定値との間で計算される距離メトリックを最小にする固有モード係数 / 重み付け値を概算することにより生じさせることができる。

20

【 0 0 4 3 】

ブロック 3 1 0 において、医療器具の結果として、前記モデルが組織の偏向に密接に従っていることを保証するために、処置中に必要に応じて固有モードが更新される。このようにして、さらに臨床的に有意義な組織の反応の表示が、特に X 線透視による追尾処置中に重畳画像に投影される。関心のある生体構造の変形機能に関する他の情報は、処置前の位相差 M R 撮像又は超音波撮像を用いた組織のスペckル追尾のベクトル速度場から得られる。測定値情報の他のソースは、セグメント化した 3 D の表面モデルのライブラリから入手可能な予備的知識を強化することができる。

30

【 0 0 4 4 】

固有モードの計算に加え又はその代わりに、実際の研究の画像データのライブラリは、ブロック 3 1 2 において、器具を操作している下で変形する生体構造の有限要素シミュレーションから得られる変形のライブラリと置き換えられてもよい。異なる臨床的介入及び器具の使用の範囲に適切なモデルを計算するための潜在的なライブラリ及びトレーニングするデータセットのホストが応用可能性の範囲を広げるために生成されることができる。

【 0 0 4 5 】

図 4 を参照すると、医療処置が他の実施例に従って図示される。ブロック 4 0 2 において、介入処置の画像が生成される。これらの画像は好ましくは、X 線透視撮像を用いて生成されるリアルタイムの画像である。ブロック 4 0 6 において、介入処置の画像上に重畳画像が生成される。これらの重畳画像は、例えばコンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像又は他の撮像方法により得られる被験者の三次元の解剖学的画像を好ましくは含んでいる。

40

【 0 0 4 6 】

ブロック 4 1 0 において、介入装置の (3 D の) 位置、配向及び形状は、前記処置中に追尾される。この追尾は、電磁追尾、光学検知、X 線透過マーカー追尾等の 1 つ以上を使用することを含んでいる。

【 0 0 4 7 】

ブロック 4 1 4 において、重畳画像は、前記処置中に、介入装置により、関心のある器官に生じる 3 D の変形に応答して動的に更新される。重畳画像を更新することは、ブロッ

50

ク４１６において、介入装置からのフィードバック信号を解読し、介入装置の影響を受けた器官に対し新しい形状を決定することを好ましくは含んでいる。ブロック４１８において、介入装置は、圧力センサ又は他のセンサを含み、測定値（例えば圧力）は、器官の変形の応答を決めるために用いられる。

【００４８】

ブロック４２０において、前記器官の変形の応答のモデルが記憶され、この器官の重畳画像を更新するために用いられる。前記モデルは、有限要素シミュレーションに従って生成される組織の反応の固有モードを計算することにより生成しても、又は器官の動きを再現若しくは予測するのに履歴又は統計データを用いてもよい。ブロック４２２において、介入処置中に重畳画像と更新した重畳画像との間を切り替えることを可能にするための機能を与えられる。このようにして、更新した重畳画像は、以前の又は本来の重畳画像と比較されることができる。

10

【００４９】

付随する請求項を解釈する際、

- a) "有する"という言葉は所与の請求項に挙げられる要素又は行動以外の要素又は行動の存在を排除するものではない。
- b) 要素が複数あることを述べないことが、これら要素が複数あることを排除しない。
- c) 請求項における如何なる参照番号もこれらの範囲を限定するものではない。
- d) 幾つかの"手段"は、同じアイテム又はハードウェア若しくはソフトウェアが実施する構造又は関数により表現されてもよい。
- e) 行動の特別なシーケンスは、特に示されない限り、必要とされることを意図していない。

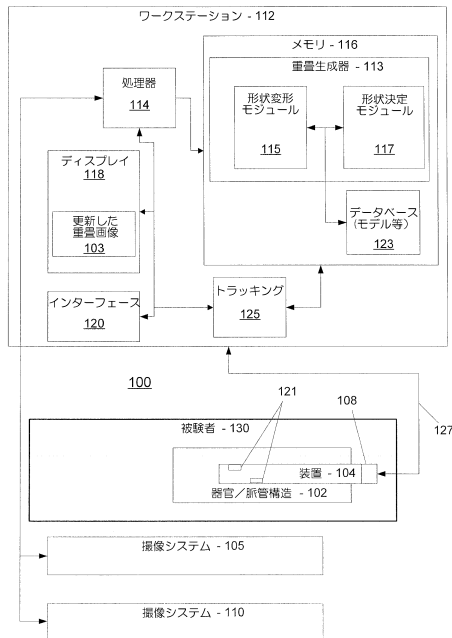
20

【００５０】

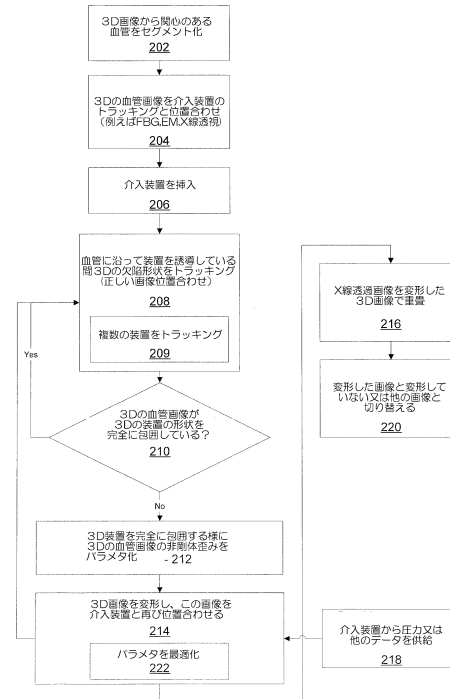
（説明であり、限定ではないことを意図する）血管内の装置の形状を用いて、血管画像の非剛体モーフィングのためのシステム及び方法の好ましい実施例を開示すると、上記の教えを踏まえて当業者が修正及び変更を行うことができることを述べておく。従って、付随する請求項により概略されるように述べられた実施例の範囲内にある、開示した特定の実施例において変更が行われることが分かる。詳細を説明し、特許法により特に必要とされる場合、特許請求の範囲及び特許証により保護されるものは、請求項に述べられている。

30

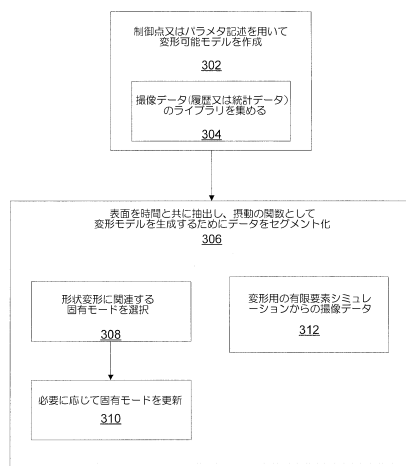
【図 1】



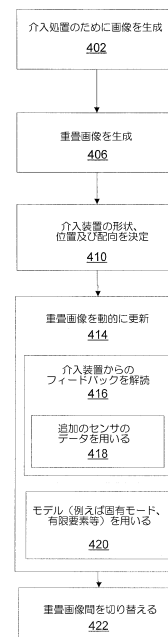
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 バーレイ マヤ エラ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 デジャルダン アドリアン エマニュエル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 チャン レイモンド

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヘット ホーフト ゲルト ウィム

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0182319(US, A1)

米国特許出願公開第2010/0169815(US, A1)

特開2000-342580(JP, A)

特開平08-050128(JP, A)

特表2007-519443(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14