

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6496403号
(P6496403)

(45) 発行日 平成31年4月3日 (2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日 (2019.3.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

A 6 1 M 25/095 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 7 0

A 6 1 M 25/095

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-512954 (P2017-512954)
 (86) (22) 出願日 平成27年9月6日 (2015.9.6)
 (65) 公表番号 特表2017-534315 (P2017-534315A)
 (43) 公表日 平成29年11月24日 (2017.11.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/070309
 (87) 国際公開番号 W02016/041793
 (87) 国際公開日 平成28年3月24日 (2016.3.24)
 審査請求日 平成30年8月31日 (2018.8.31)
 (31) 優先権主張番号 14184869.7
 (32) 優先日 平成26年9月16日 (2014.9.16)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(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
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学形状検知可能な介入デバイスと協働するよう構成される処理システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光学形状検知可能な細長い介入デバイスと協働するよう構成される処理システムであって、前記介入デバイスは、被検体内に配されるよう構成され、前記処理システムが、

前記介入デバイスの、メトリック空間における再構成された形状データを提供するように構成される再構成形状データ提供ユニットと、

前記介入デバイスを校正されたデバイスにするために、複数の仮想マーキングを、前記介入デバイスの再構成された形状上に提供するように構成される仮想マーキングプロバイダユニットであって、前記複数の仮想マーキングの間の相対距離が、前記メトリック空間の前記再構成された形状データに基づいて算出される、仮想マーキングプロバイダユニットと、

を有する処理システム。

【請求項 2】

前記処理システムが更に、

前記被検体内の関心領域を表現する関心領域表現を生成するように構成される関心領域表現ユニットと、

前記介入デバイスが前記被検体内に配される場合に前記仮想マーキングを前記関心領域表現と位置合わせするように構成される位置合わせユニットと、

を有する、請求項 1 に記載の処理システム。

【請求項 3】

前記処理システムが、少なくとも１つの仮想マーキングと基準ポイントとの間の距離を決定するように構成される、請求項１に記載の処理システム。

【請求項４】

前記仮想マーキングプロバイダユニットが、第１及び第２の仮想マーキングを提供するように構成され、前記処理システムが、前記第１及び前記第２の仮想マーキングの間の距離を決定するように構成される、請求項１に記載の処理システム。

【請求項５】

前記仮想マーキングプロバイダユニットが、第１、第２及び第３の仮想マーキングを提供するように構成され、前記処理システムが更に、前記第１、前記第２及び前記第３の仮想マーキングによって形成される少なくとも１つの角度を決定するように構成される、請求項１に記載の処理システム。

10

【請求項６】

前記仮想マーキングプロバイダユニットが、前記仮想マーキングの第１の対及び第２の対を提供するように構成され、前記第１の対及び前記第２の対が、それぞれ第１及び第２の直線ラインを形成し、前記処理システムが更に、前記第１及び前記第２の直線ラインによって形成される少なくとも１つの角度を決定するように構成される、請求項１に記載の処理システム。

【請求項７】

被検体内の細長い介入デバイスをイメージングするイメージングシステムであって、請求項１に記載の処理システムと、

20

前記仮想マーキングを表示するように構成される表示ユニットと、
を有するイメージングシステム。

【請求項８】

前記処理システムが更に、

前記被検体内の関心領域を表現する関心領域表現を生成するように構成される関心領域表現ユニットと、

前記介入デバイスが前記被検体内に配される場合に前記仮想マーキングを前記関心領域表現と位置合わせするように構成される位置合わせユニットと、を有し、

前記表示ユニットが、前記関心領域表現と共に前記仮想マーキングを表示するように構成される、請求項７に記載のイメージングシステム。

30

【請求項９】

前記表示ユニットが、３次元仮想ルーラを表示するように構成される、請求項７に記載のイメージングシステム。

【請求項１０】

コンピュータのプロセッサが、

被検体内に配されるように構成された光学形状検知可能な細長い介入デバイスの、メトリック空間における再構成された形状データを提供するステップと、

前記介入デバイスを校正されたデバイスにするために、複数の仮想マーキングを、前記介入デバイスの再構成された形状上に提供するステップであって、前記複数の仮想マーキングの間の相対距離が、前記メトリック空間の前記再構成された形状データに基づいて算出される、ステップと、

40

を実行する方法。

【請求項１１】

光学形状検知可能な細長い介入デバイスに関する少なくとも１つの仮想マーキングを提供するための処理コンピュータプログラムであって、前記処理コンピュータプログラムは、前記処理コンピュータプログラムが請求項１に記載の処理システムを制御するコンピュータ上でランされるとき、請求項１０に記載の方法の各ステップを、前記処理システムに実行させるためのプログラムコード手段を有する、処理コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、光学形状検知可能な介入デバイスと協働するように構成される処理システムに関する。本発明は更に、被検体内の介入デバイスをイメージングするイメージングシステムに関する。本発明は更に処理方法に関する。本発明は更に、光学形状検知可能な介入デバイスに関する少なくとも1つの仮想マーキングを提供する処理コンピュータプログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

米国特許出願公開第2010/318182A1号公報は、ステントのようなデバイス又は他のデバイスを導入するためのシースを開示しており、かかるシースは、その場の測定の目的で前記シースの予め決められた部分に沿っていくつかの基準マーカを有する。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 3 】

しかしながら、すべての介入デバイスがこれらの基準マーカを有するというわけではないので、測定が実施されるたびに、このような専用の較正されたデバイスが使用される必要がある。ガイドワイヤが適当な位置にある血管内プロシージャにおいて、1つの選択肢は、ガイドワイヤを通じて較正されたデバイスを摺動させることであるが、しかし、このような動作は、デバイスを入れ替えるのに時間のかかる作業を要する。

【 課題を解決するための手段 】

20

【 0 0 0 4 】

本発明の目的は、光学形状検知可能 (optical-shape-sensing-enabled) な介入デバイスと協働するように構成される改善された処理システム、被検体内の介入デバイスをイメージングする改善されたイメージングシステム、改善された処理方法、及び光学形状検知可能な介入デバイスに関する少なくとも1つの仮想マーキングを提供するための改善された処理コンピュータプログラム、を提供することであり、これらは、測定を実施するために専用デバイスの必要を克服し、不必要な交換作業を要しない。

【 0 0 0 5 】

本発明の第1の見地において、光学形状検知可能な細長い介入デバイスと協働するように構成される処理システムであって、前記介入デバイスが、被検体内に配置されるように構成され、前記処理システムが、前記介入デバイスの再構成された形状データを提供するように構成される再構成形状データ提供ユニットと、前記再構成された形状データに基づいて少なくとも1つの仮想マーキングを提供するように構成される仮想マーキングプロバイダユニットと、を有する処理システムが提供される。

30

【 0 0 0 6 】

本発明の第1の見地は、従来のOSS可能な介入デバイスが、「仮想」の較正されたデバイスに変えられることを可能にする、物理的な医療デバイスのようなシステムに関する。こうして、デバイスは、従来技術のデバイスと異なり、任意の放射線不透過性マーカを含む必要がない。本発明は、任意のOSS可能なデバイス（すなわち組み込まれた光学形状検知を有する任意のデバイス）について使用されることができる。本発明によって、画像位置合わせを行わずに測定を実施することが可能である。再構成形状データ提供ユニットによって提供される再構成された形状データは、例えばこの座標系（一般にメトリック空間にある）に規定される座標の組でありうる。ユーザは、デバイスの形状の曲線を見ることによって、例えば血管の長さを測定することができる。介入デバイスが血管に入る又は血管から出るポイントには、曲がりがありえ、ゆえに、2つの曲がりの間、又は、1の曲がりとデバイス先端との間のデバイス長が、ユーザに多くの情報を与える。後述するように、本発明は、例えばデバイスに沿ってルーラを表示することによって、これらの距離について視覚情報を提供することを支援する。

40

【 0 0 0 7 】

光学形状検知技術 (OSS) は、概して、その長さの少なくとも一部に沿って、好適に

50

はその全長に沿って、光学ファイバの形状（すなわち、個別の位置及び／又はロケーション）を追跡することに関する。OSS可能なファイバは、ファイバが埋め込まれ又は導入されることができる対象の3次元形状をモニタするために使用されることができる。細長いデバイス内に埋め込まれる光学ファイバの3次元形状再構成の例示の記述は、米国特許出願公開第2013/308138A1号公報に示されており、その内容は参照によってここに盛り込まれるものとする。光学形状検知は、一般に、デバイスの長さに沿って形状を再構成するために、マルチコア光学ファイバを使用する。本発明は、例えばX線画像へのオーバーレイとして、介入デバイスの仮想表現を提供することを支援する。こうして、介入デバイスが表現されるやり方は、介入デバイスの実際のタイプには関係がなく、表現はポリライン、チューブ又はメッシュでありうる。こうして、本発明は、任意の通常のOSS可能なデバイスを、校正されたデバイスに変え、これは、さまざまな種類のライブ3D測定に適している。

10

【0008】

介入デバイスは、例えば、（超音波）プローブ、内視鏡、ニードル又はカテーテルを含むことができ、カテーテルは、これに限定されないが、血管造影診断カテーテル、マイクロカテーテル、ドレナージカテーテル、バルーンカテーテル及び中心静脈カテーテルを含む。

【0009】

OSS可能な介入デバイスに言及する場合、一般に、光学形状検知を実施するために使用されるデータを提供するように構成される介入デバイスに言及される。この場合、介入デバイスは、好適には、少なくとも1つの光学ファイバを有する。第1の見地は、「細長い」介入デバイスに関するが、光学ファイバの知られている部分が、剛性のデバイス（又はデバイスの剛性の部分）に接続され、そのデバイス（部分）のモデルが知られている限り、空間内でそれを仮想的に再構成し、追跡することが可能であることに留意されたい。

20

【0010】

被検体は、例えばヒト又は動物のような生体に関連しうる。

【0011】

光学形状検知によって介入デバイスの形状（すなわち個別の位置及び／又はロケーション）を追跡するので、光学形状検知ユニットは、「光学形状検知データ」とここで呼ばれる多量のデータを取得する。

30

【0012】

前述したように、光学形状検知（OSS）技術は、概して、少なくともその長さの一部に沿って、好適にはその全体の長さに沿って光学ファイバの形状を追跡することに関する。ここで、OSS技術は、少なくともその長さの一部に沿って、好適にはその全体の長さに沿って、介入デバイスの形状を追跡するために用いられる。

【0013】

「形状再構成」に言及する場合、一般に、対象の形状及び外観を得ることをさす。これは、対象の3次元パラメータ化を提供することを含むことができ、すなわち、メトリック3D空間の座標を提供することを含む。光学形状検知の形状再構成は、一般に、再構成開始ポイント（すなわち光学再構成が始まるファイバに沿ったあるポイント）から始まる。このポイントは、通常、OSS座標系の起点として選ばれる。

40

【0014】

再構成された形状データが如何にして提供されることができるか、対象の3次元パラメータ化が如何にして実現されるか、及び、再構成開始ポイントが如何にして決定されるかは、例えば国際公開第2012101562A1号公報、欧州特許出願第2667815A2号公報、国際公開第2014053934A1号公報又は国際公開第2014053925A1号公報から知られている。

【0015】

国際公開第2012101562A1号公報は、細長いデバイス、1又は複数のコアを有し及び細長いデバイス内に埋め込まれる光学ファイバ、光学インタロゲーションコンソール、及び3D形状再構成器を用いる光学形状検知システムを開示しており、その内容は、参照によ

50

てここに盛り込まれる。動作中、光学インタロゲーションコンソールは、波長の関数として、光学ファイバのコアごとに反射の振幅及び位相の両方の測定を示す反射スペクトルデータを生成し、3D形状再構成器は、光学ファイバの3D形状を再構成する。3D形状再構成器は、反射スペクトルデータに応じて光学ファイバに沿った複数の位置について局所ひずみデータを生成すること、ファイバに沿った各々の局所ひずみの関数として局所曲率及びねじれ角データを生成すること、及び光学ファイバに沿った各々の局所曲率及びねじれ角の関数として光学ファイバの3D形状を再構成すること、を実行する。

【0016】

欧州特許出願公開第2667815A2号公報は、ファイバポート又はコネクタを受容するように構成される装置構造を有する統合光学形状検知システム及び方法を開示しており、その内容は参照によってここに盛り込まれる。ロケーション基準を提供するようファイバポート又はコネクタが追跡可能であるように、プラットフォームは、装置構造との距離関係を提供するように構成される。プラットフォームは、装置構造の近くに患者を固定する。光学形状検知可能な介入機器は、ファイバポート又はコネクタに接続可能な第1の光学ファイバケーブルを有する。光学インタロゲーションモジュールは、機器から光学フィードバックを収集するように構成されるとともに、ファイバポート又はコネクタに接続可能な第2の光学ファイバケーブルを有し、知られている基準位置が、正確な形状再構成のために提供されるようにする。

10

【0017】

国際公開第2014053934A1号公報は、ファイバ形状センサをイメージングするイメージング装置のイメージング平面と、光学ファイバ形状センサの測定信号を位置合わせすることを開示しており、その内容は参照によってここに盛り込まれるものとする。イメージング装置の基準平面は、ファイバ形状センサの基準平面に関係づけられ、それにより、ファイバ複屈折から生じる測定エラーが該平面について最小限にされる。

20

【0018】

国際公開第2014053925A1号公報は、形状検知システムの座標系を、プロシージャ前の又はプロシージャ中のイメージングデータの座標系に位置合わせするシステム及び方法を開示しており、その内容は参照によってここに盛り込まれるものとする。形状再構成において安定した曲率が識別され、別の曲率とマッチングされ、この場合、他の曲率は、次の時間の別の形状構造によるものであり、又は、別のイメージングモダリティからのイメージングデータによるものである。マッチした曲率は、個々の曲率について座標系をアラインすることにより、アラインされる。

30

【0019】

開始ポイントは、例えば、知られている空間において静止のまま保持されるファイバに沿った、較正されたポイント（例えば、X線システムがテーブル追跡を有する場合に知られている空間にある、オペレーティングテーブルに対する固定位置）でありうる。

【0020】

従来技術の較正される介入デバイスは、デバイス上のマーカの位置（及び従って患者内部の距離）が知られるという事実を用いるために、放射線不透過マーカのような基準マーカを使用する。放射線不透過マーカは、一般に、放射線不透過材料、すなわち電磁放射線（例えばX線）が相対的に透過することができない材料を有する。対照的に、本発明は「仮想マーキング」を用いる。仮想マーキングは、介入デバイスの再構成された形状に沿って位置付けられるロケーションに関連することができる。「仮想」という語は、マーキングがそれ自体は物理的に存在しないが、例えば仮想マーキングプロバイダユニットによって用いられるソフトウェアによって存在するように見えることを表すためにここで使用される。

40

【0021】

例えばルーラ（例えば、多くの従来技術のデバイス）の形での少なくとも1つの仮想マーキングが、提供された形状（知られている相対距離を有する3次元ポイントのアレイである）にわたる補間によって提供されることができる。更に、デバイスの先端は、一種の

50

3次元カーソルとして機能することができる。特に、先端のロケーションは、特定の時間ポイントにおいて座標をマークするために使用されることができる。更に、ユーザは、術前データ（例えばCT又はMR）に、OSSデバイスと位置合わせされることができる仮想マーカを加えることができる。

【0022】

再構成形状データ提供ユニットは、入力ユニットを有することができ、それにより、処理システムは、入力ユニットを通じて介入デバイスの再構成された形状データを受け取るように構成される。再構成形状データ提供ユニットは更に、内部又は外部記憶媒体にアクセスすることによって、再構成された形状データを提供することができる。再構成形状データ提供ユニットは更に、形状再構成ユニットを有することができ、形状再構成ユニットは、それに提供される光学形状検知データについて形状再構成ステップを実施するように構成される。再構成形状データ提供ユニットは、例えば入力ユニットにプラグ接続されるデータケーブルのような物理的手段を通じて、データを受け取るように構成されることができる。再構成形状データ提供ユニットは、付加的に及び/又は代替として、非物理的手段を通じて、例えばワイヤレス接続によって、データを受け取るように構成されることができる。再構成形状データ提供ユニットは、付加的に及び/又は代替として、再構成された形状データを記憶するように構成される記憶手段を含むことができる。

10

【0023】

X線システムを通じてオペレーティングテーブル上の患者に対して術前医療データを位置合わせすることは、例えば国際公開第2012101562A1号公報、欧州特許出願公開第2667815A2号公報、国際公開第2014053934A1号公報又は国際公開第2014053925A1号公報から知られており、それらは、X線のようなイメージングモダリティに対するOSSのある種の位置合わせを記述している。従って、術前データ、患者、X線システム及びOSSの座標系の間の直接的なマッピングが提供される。従って、正確に位置合わせされたCTスキャン内に配置されるマーカは、OSS空間内の位置に容易に変換され、測定のために使用されることができる。

20

【0024】

一般に、何らかの較正及び位置合わせが、X線システム及びOSSシステムセットアップにとって、これらの空間の間の正しいマッピングを得るために望ましい。しかしながら、OSS空間のみが考慮され、デバイスの形状が特定の解剖学的構造をたどっていることをユーザが見ることができる場合、ユーザは、例えば2つのブランチの間の距離を測定するために、いかなる位置合わせも用いずにルーラ機能を使用することができる。

30

【0025】

一実施形態において、前記介入デバイスは、少なくとも1つの光学ファイバを有する。

【0026】

他の実施形態において、介入デバイスは、少なくとも1つの光学ファイバを有し、光学ファイバは、再構成開始ポイントを有する。

【0027】

他の実施形態において、介入デバイスは、少なくとも1つの光学ファイバを有し、介入デバイスは、細長いデバイスを有し、前記光学ファイバは、前記介入デバイス内に埋め込まれる。

40

【0028】

他の実施形態において、少なくとも1つの仮想マーキングは、基準座標を有する。

【0029】

他の実施形態において、少なくとも1つの仮想マーキングは、前記少なくとも1つの仮想マーキングに関する情報を提供するメタデータを有する。メタデータは、例えば仮想マーキングのラベル又は基準アイデンティフィケーション番号を有することができる。メタデータは、付加的に及び/又は代替として、距離情報を示すルーラ上に1又は複数のラベルを含むことができる。メタデータは、付加的に及び/又は代替として、例えば関心のあるポイントをマークするために、1又は複数のカスタマイズされたラベルを有することが

50

できる。従って、ユーザは、例えば仮想マーキングを数える必要なく、1つの仮想マーキングを別の仮想マーキングと区別するための単純且つ使いやすい方法を提供される。

【0030】

他の実施形態において、処理システムは、前記再構成された形状データ及び前記少なくとも1つの仮想マーキングを提供するように構成される出力を有する。処理システムの出力によって、前記再構成された形状データ及び前記少なくとも1つの仮想マーキングを記憶媒体上に記憶することが可能である。このように、前記再構成された形状データ及び前記少なくとも1つの仮想マーキングは、のちのステージで更に処理されることができる。

【0031】

他の実施形態において、処理システムは更に、前記被検体内の関心領域を表現する関心領域表現を生成するよう構成される関心領域表現ユニットと、前記介入デバイスが前記被検体内に配置される場合に前記少なくとも1つの仮想マーキングを前記関心領域表現と位置合わせするよう構成される位置合わせユニットと、を有する。

10

【0032】

一実施形態において、処理システムは、前記少なくとも1つの仮想マーキングと基準ポイントとの間の距離を決定するよう構成される。基準ポイントは、介入デバイスの近くの基準座標でありうる。基準ポイントは更に、CT又はMR画像内にマークされるポイントでありうる。基準ポイントは更に、EMデバイスによって供給されるポイントでありうる。更に、処理システムは、前記少なくとも1つの仮想マーキングと、セグメント化された血管の中心線との間の距離を決定するよう構成されることができる。更に、処理システムは、前記少なくとも1つの仮想マーキングと、(セグメント化された)解剖学的特徴(例えば石灰化、心門及び/又は血管壁)との間の距離を決定するよう構成されることができる。更に、処理システムは、前記少なくとも1つの仮想マーキングと、平面との交点との間の距離を決定するよう構成されることができる。更に、処理システムは、ボリュームの切断面を決定することができる。この面において、例えば(血管輪郭の)領域及び血管壁までの最短距離を決定することのような2D測定が実施されることができる。好適には、実施形態は、位置合わせを実施することを含む。

20

【0033】

距離は、第1及び第2の仮想マーキングの間のユークリッドの最短距離をさすことができる。あるいは、距離は、予め規定された曲線に沿った距離をさすことができる。あるいは、距離は、予め規定された表面に沿った最短距離をさすことができ、この場合、表面は、3次元空間における2次元表面であり、表面は、第1及び第2の仮想マーキングを有する。例えば、デバイスの先端が特定の時間期間中に進んだ経路の長さ(又は他の特定のポイント)が、ユーザにとって有用でありうる。例えばガイドワイヤがカテーテル内部にある場合のように、1つのデバイスが他のルーメン内にある場合、一方の遠位先端から他方のデバイスの遠位先端までのデバイスに沿った距離が有益な情報であり、この理由は、先端同士が互いに出会う前に、デバイスがどれくらい挿入されることができるかをユーザが知るからである。それは更に、例えば、両方の先端の間の距離が病変のサイズに関する情報を示すようにするため、病変の一端に各々の先端を保持することによって、迅速な長さ測定を行うために使用されることができる。他のアプリケーションは、複数デバイスが互いの内部にあるかどうかに関係なく、複数デバイス上の(ユーザ規定される)固定ポイントの間のライブの距離測定を有する。更に、規定される3Dロケーション(ランドマーク)とデバイス上の固定位置との間の距離が、決定されることができる。上述したように、ユーザは、規定される3Dロケーション(ランドマーク)とデバイスとの間の最短距離に関心があることがある。

30

40

【0034】

ユーザは更に、X線画像上に2次元ランドマークを配置し、デバイスとの組み合わせにおいて距離測定のために2次元ランドマークを使用することを選ぶことができ、この場合、距離測定は、例えば最短距離又は形状上の或るポイントまでの距離でありうる。2次元ランドマークは、X線システムのソースから検出器までのラインを3次元で記述すること

50

ができる。距離は、２Ｄランドマークでタグ付けされる解剖学的特徴とデバイスとの間の正確な距離でないことが非常に多く、その理由は、解剖学的特徴がライン上のどこに位置するかが分からないからである。ユーザに、実際の距離のある種の評価である距離を提供するための複数の異なるオプションがある。例えば、ライン上の位置が、デバイス上の位置と同じ深さを有するので、測定は、Ｘ線画像に対し垂直な平面内にある。代替として、位置は、アイソセンタを通りＸ線画像に対し垂直である平面内のライン上で選択される。更に、ユーザは、例えば異なる角度から生成される画像の助けにより、深さを決定することを選択することができる。

【００３５】

他の実施形態において、仮想マーキングプロバイダユニットは、第１及び第２の仮想マーキングを提供するように構成され、前記処理システムは、前記第１及び第２の仮想マーキングの間の距離を決定するように構成される。

10

【００３６】

他の実施形態において、仮想マーキングプロバイダユニットは、第１、第２及び第３の仮想マーキングを提供するように構成され、前記処理システムは更に、前記第１、第２及び第３の仮想マーキングによって形成される少なくとも１つの角度を決定するように構成される。

【００３７】

他の実施形態において、仮想マーキングプロバイダユニットは、仮想マーキングの複数の三つ組を提供するように構成され、前記処理システムは更に、仮想マーキングの前記複数の三つ組のうち少なくとも１つの三つ組の少なくとも１つの角度を決定するように構成される。

20

【００３８】

他の実施形態において、仮想マーキングプロバイダユニットは、仮想マーキングの第１の対及び第２の対を提供するように構成され、前記第１の対及び前記第２の対は、それぞれ第１及び第２の直線ラインを形成し、前記処理システムは更に、前記第１及び第２の直線ラインによって形成される少なくとも１つの角度を決定するように構成される。

【００３９】

本発明の第２の見地において、被検体内の細長い介入デバイスをイメージングするイメージングシステムが提供され、前記イメージングシステムは、処理システムと、前記少なくとも１つの仮想マーキングを表示するよう構成される表示ユニットと、を有する。

30

【００４０】

イメージングシステムは、例えば患者のような被検体をイメージングするＸ線イメージングシステムをさすことができる。同様に、イメージングシステムは、コンピュータトモグラフィ装置、磁気共鳴装置、超音波装置又は別のイメージングモダリティであってもよい。

【００４１】

一実施形態において、前記イメージングシステムは更に、前記被検体内の関心領域を表現する関心領域表現を生成するよう構成される関心領域表現ユニットと、前記介入デバイスが前記被検体内に配置される場合に前記少なくとも１つの仮想マーキングを、前記関心領域表現と位置合わせするよう構成される位置合わせユニットと、を有し、前記表示ユニットは、前記関心領域表現と共に前記少なくとも１つの仮想マーキングを表示するように構成される。

40

【００４２】

被検体内の関心領域（ＲＯＩ）に言及するとき、本発明は一般に、被検体内の対象又はボリュームの輪郭を描く境界（２Ｄの場合）又は輪郭若しくは表面（３Ｄの場合）に関連する。

【００４３】

ここで、「表現（representation）」という語は、特にＸ線画像のような画像をさすことができる。同様に、画像は、コンピュータトモグラフィ画像、磁気共鳴画像、超音波画

50

像、又は別のイメージングモダリティの3次元画像でありうる。

【0044】

画像位置合わせは、概して、（一般にイメージング）データの異なる組を、単一の座標系にマップすることに関する。画像位置合わせによって、それぞれ異なる測定から得られるデータを比較し又は統合することが可能である。本発明のコンテキストにおいて、位置合わせは、一般に、例えばX線システムについて規定される空間（例えば、画像空間、テーブル空間、患者空間、検出器空間、その他）のような特定の他の空間に対する、形状座標系（空間）の関連が知られていることを意味する。位置合わせを実施する1つのオプションは、特定の他の空間（例えば、開始領域をテーブルに固定することができる）内の知られている固定位置に再構成開始ポイントを保持することである。「基準マーカ」は、知られている固定位置（及び向き）である。X線でマーカを検出することによって、X線空間内のマーカ及び形状空間内のマーカの間のマッピング、すなわち位置合わせを実施することが可能である。位置合わせは更に、X線画像の距離を決定するために使用されることができる。

10

【0045】

表示ユニットは、プロジェクタスクリーン、コンピュータモニタ、又は画像をグラフィックに表現するよう構成される他のモダリティをさすことができる。

【0046】

好適には、1又は複数の仮想マーキングのスケール（単位サイズ）が、ユーザの好み（例えばセンチメートル又はミリメートル）又は地理的領域における標準（例えばメートル法又は英単位系）に合わせて調整されることができる。従って、本発明は、物理的デバイスを変える必要なく異なるスケールを提供することができる。スケールは更に、ユーザがどれくらいズームインするか依存することができる。

20

【0047】

一実施形態において、表示ユニットは、トグルオフ信号を受信して、前記表示ユニットが、前記少なくとも1つの仮想マーキングを表示することをやめる（又は表示することを控える）ようにさせるように構成され、前記表示ユニットは更に、トグル信号を受信して、前記少なくとも1つの仮想マーキングを前記表示ユニットに表示させるように構成される。

【0048】

他の実施形態において、表示ユニットは、3次元（3D）仮想ルーラを表示するよう構成される。ポイント間の3D距離を単に提供することに代わって、3D仮想ルーラを提供することにより、X線において可視であるコンテンツの距離情報が、より正確に測定されることができる。同様に、3つの3Dポイントは、ルーラグリッドのために使用されることができる3D平面を規定することができ、それにより、測定が、この平面において行われることができる。

30

【0049】

他の実施形態において、表示ユニットは、提案されるビューイングパースペクティブを提供するように構成される。

【0050】

例えばテーブル及びCアーム位置のような提案されるビューイングパースペクティブ（又はビューイング位置）は、デバイスの位置及び形状に基づいて提供されることができる。ユーザは更に、再構成された形状上で3つのポイントを規定することを選択することができる。かかる3つのポイントが、ビューイング平面を規定する。ビューイング平面は、例えば特定のポイント、曲率、特定ポイントの方向又はこれら全ての組み合わせに基づいて、処理装置によって自動的に計算されることができる。

40

【0051】

本発明の第3の見地において、光学形状検知可能な細長い介入デバイスの再構成された形状データを提供するステップであって、前記介入デバイスは被検体内に配置されるように構成されたものである、ステップと、前記再構成された形状データに基づいて少なくと

50

も 1 つの仮想マーキングを提供するステップと、を含む処理方法が提供される。

【 0 0 5 2 】

本発明の第 4 の見地において、光学形状検知可能な細長い介入デバイスに、少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供するための処理コンピュータプログラムが提供され、処理コンピュータプログラムは、コンピュータプログラムが請求項 1 に記載の処理システムを制御するコンピュータ上でランされるとき、請求項 1 に記載の処理システムに、請求項 1 0 に記載の処理方法の各ステップを実行させるためのプログラムコード手段を有する。

【 0 0 5 3 】

請求項 1 に記載の処理システム、請求項 7 に記載のイメージングシステム、請求項 1 0 に記載の処理方法、及び請求項 1 1 に記載の処理コンピュータプログラムは、従属請求項に記載の同様の及び / 又は同一の好適な実施形態を有することが理解されるべきである。

10

【 0 0 5 4 】

本発明の好適な実施形態は、それぞれの独立請求項と、依存請求項又は上述の実施形態との任意の組み合わせでありうるということが理解されるべきである。

【 0 0 5 5 】

本発明のこれらの及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】処理システムの実施形態を含む介入システムを概略的及び例示的に示す図。

20

【図 2】イメージングシステムの実施形態を概略的及び例示的に示す図。

【図 3】少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供する方法の実施形態を概略的及び例示的に示す図。

【図 4】処理方法の実施形態を概略的及び例示的に示す図。

【図 5】イメージング方法の実施形態を概略的及び例示的に示す図。

【図 6】放射線不透過マーカを有するピグテールカテーテルを示す図。

【図 7】深さマーキングを有する硬膜外ニードルを示す図。

【図 8】放射線不透過ルーラの例を示す図。

【図 9】仮想デバイス上のマーキングの例を示す図。

【図 1 0】介入デバイス上の仮想マーキングを使用して角度測定を実施する例を示す図。

30

【図 1 1】介入デバイス上の 2 つの仮想マーキングの間の距離測定を実施する例、及び 3 D ポイントと介入デバイスとの間の最短距離を決定する例を示す図。

【図 1 2】介入デバイスに沿って距離測定を実施する例を表示する、

【図 1 3】セグメント化された C T に基づいて血管壁までの最短距離及び領域を決定する例を示す図。

【図 1 4】処理システムの他の実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 7 】

図 1 は、光学形状検知可能な介入デバイス 1 2 5 及び処理システム 2 0 0 を有する介入システム 1 0 0 の実施形態を概略的及び例示的に示す。介入デバイス 1 2 5 は、被検体 1 1 0 内に配置されるように構成される。介入システム 1 0 0 は、介入デバイス 1 2 5 内に埋め込まれる光学ファイバ及び光源（図示せず）によって、介入デバイス 1 2 5 の少なくとも一部についての光学形状検知データを提供するように構成される光学形状検知ユニット 1 2 0 を有する。処理システム 2 0 0 は、介入デバイス 1 2 5 の再構成された形状データを提供するように構成される再構成形状データ提供ユニット 1 3 0 と、前記再構成された形状データに基づいて少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供するように構成される仮想マーキングプロバイダユニット 1 4 0 と、を有する。再構成形状データ提供ユニット 1 3 0 は、再構成された形状データを供給するために形状再構成を実施する形状再構成ユニットを有することができる。光学形状検知ユニット 1 2 0 は、例えば、光源及び光学ファイバを有することができる。介入デバイス 1 2 5 は、例えばカテーテルのような細長いデ

40

50

バイスを有することができる。以下に詳しく記述されるように、処理システム 200 は更に、被検体 110 内の関心領域を表現する関心領域表現を生成するように構成される任意の関心領域表現ユニット 320 を有することができる。処理システム 200 は更に、前記介入デバイスが被検体 110 内の前記関心領域内に配置される際に、前記少なくとも 1 つの仮想マーキングを前記関心領域表現と位置合わせするように構成される任意の位置合わせユニット 330 を有することができる。

【0058】

図 2 は、被検体 310 内の介入システム 100 の介入デバイス 125 をイメージングするイメージングシステム 300 の実施形態を概略的及び例示的に示す。イメージングシステム 300 は、例えば 1 又は複数の X 線源 301 及び 1 又は複数の X 線検出器 302 を有する X 線イメージングシステムでありうる。イメージングシステム 300 は、処理システム 200 と、前記関心領域表現と共に前記少なくとも 1 つの仮想マーキングを表示するように構成される表示ユニット 340 と、を有する。

10

【0059】

図 3 は、光学形状検知可能な介入デバイス 125 に関する少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供する方法 400 の実施形態を概略的及び例示的に示す。ステップ 410 は、介入デバイスの少なくとも一部の光学形状検知データを提供することに関連する。ステップ 420 は、光学形状検知データに基づいて、介入デバイスの再構成された形状データを提供することに関連する。ステップ 430 は、前記再構成された形状データに基づいて少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供することに関連する。

20

【0060】

図 4 は、処理方法 500 の実施形態を概略的及び例示的に示す。ステップ 510 は、介入デバイス 125 の再構成された形状データを提供することに関連し、介入デバイス 125 は、被検体内に配置されるように構成される。ステップ 520 は、前記再構成された形状データに基づいて少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供することに関連する。

【0061】

図 5 は、介入デバイス 100 をイメージングするためのイメージング方法 600 の実施形態を概略的に及び例示的に示す。ステップ 610 は、被検体内の関心領域を表現する関心領域表現を生成することに関連する。ステップ 620 は、被検体内に光学形状検知可能な介入デバイス 125 を配置すること、及び方法 400 に従って少なくとも 1 つの仮想マーキングを提供することに関連する。ステップ 630 は、前記少なくとも 1 つの仮想マーキングを、前記関心領域表現と位置合わせすることに関連する。ステップ 640 は、前記関心領域表現と共に前記少なくとも 1 つの仮想マーキングを表示することに関連する。

30

【0062】

光学形状検知技術は、例えば光学ファイバの 3 次元形状を提供することができる。介入デバイスにこのようなファイバを組み込むことによって、デバイスの形状が、知られることができる。

【0063】

従来の介入デバイスにおいて、患者内部の距離の測定は、例えば血管 980 (例えば図 8 に示される) 及び放射線不透過性マーカを有するデバイス (例えば図 6 及び図 7 に示される) の寸法を決定するために、X 線画像 900 にオーバーレイされる放射線不透過ルーラ 990 により実施される。米国特許出願公開第 2010/0318182A1 号公報は、知られている相対距離のところに配置される放射線不透過マーカを記述している。米国特許第 5,860,923A 号公報は、患者の外側にある或る種の可視ルーラにより測定される経路の開始及び終了を示す放射線不透過性マーカを記述している。しかしながら、これらは、多くの場合、測定専用のデバイスであり、容易なナビゲーション又はステント配置のための特性を有さず、又はそのような特性が少ない。

40

【0064】

X 線イメージングのフォアショートニング及び逆パースペクティブのため、X 線イメージングのみに基づいて信頼性のある測定を行うことは困難である。すなわち、放射線不透過

50

過ルーラのスケールは、ルーラの深さにおける、ビュー方向に対し垂直な平面上でのみ有効である。従って、医師は、しばしば、例えば血管 710 に導入されるピグテールカテテル 720 (図 6 に図示)、又は較正された硬膜外ニードル 820 (図 7 に図示)、のような較正されたデバイスを使用する。放射線不透過マーカは、知られている相対距離のところにあり、ユーザが、マーカを計数し長さを評価することによって、3D 長さ測定を行うことを可能にする。主な問題は、すべてのデバイスがこれらのマーキングを有するわけではないので、ユーザが測定を行うことを望むたびに、専用の較正されたデバイスが使用される必要があることである。血管内プロシージャにおいて、ガイドワイヤが適当な位置にあるとき、較正されたデバイスは、それを通じて摺動することができるが、デバイスを入れ替える作業を必要とする。本発明は、OSS 可能なデバイスを、較正されたデバイス

10

【0065】

本発明は、任意の OSS 可能なデバイスが距離に関する情報を提供することができるという洞察に基づく。デバイスの再構成された形状は、仮想マーカの視覚化を提供することができ、ここで、仮想マーカは、従来の較正されたデバイスの放射線不透過マーカと同じ機能を提供することができる。光学形状検知の実施に基づいて仮想マーキングを用いる場合、より正確なスケールを提供することも可能である。これは、放射線不透過マーカが、ユーザによって評価される 2 つの位置の間の正確な長さをおきながら特定の厚さを有するという理由による。仮想マーキングは、実際の 3D ポイントを含むことができるので、これらのポイントの間の距離は非常に正確である。更に、例えば図 9 に図示されるように、介入デバイス 1020 に関する仮想マーキング 1020A、1020B の視覚化は、例えばグラフィクスを変えることによって、改善されることができる。

20

【0066】

再構成される形状は、知られている空間 (例えばミリメートル空間) において計算される。従って、(すなわち直線ラインに沿った、又は、再構成された形状に沿った) 3D 距離が、再構成された形状のポイントを使用することによって、この空間において計算されることができる。プロシージャ前又はプロシージャ中のデータの測定を行うために本発明を使用することが望まれる場合、プロシージャ前又はプロシージャ中のデータと位置合わせするコンテキストにおいて、再構成された形状を配置することが好ましい。

30

【0067】

改善されたユーザ経験は、仮想マーキングをラベル付けすることによって達成されることができ、それにより、ユーザは、各々の仮想マーキングを数える必要がない。実施形態において、ビューが、あまり混雑して見えないように、仮想マーカは、オン/オフを切り換えられることができる。これは特に、ユーザが測定を行わないときに有用である。マーキングのスケール (単位サイズ) は、ユーザの好みに合わせて (センチメートル又はミリメートル)、又は地理的領域の標準に合わせて (メートル法又は英単位系)、調整されることができる。これを行うことができる 1 つの利点は、物理的なデバイスが変えられる必要がないということである。別の実施形態において、スケールは、ユーザがどれくらいズームインするかに依存して作られることができる。

40

【0068】

図 10 に示されるように、ライブの角度測定は、3 つの仮想マーキングを選択し、すなわち被検体 1110 内の介入デバイス 1120 上で 3 つの 3D 位置 1101、1102、1103 を選択することによって、行われることができる。本発明によって提案される 3D 形状を用いない場合、角度 1104 は、例えば CT 又は MR から得られる術前ボリューム上で計算されることができるが、これは、解剖学的構造の歪みにより不正確でありうる。角度 1104 は更に、プロシージャ中の回転 X 線スキャンから得られるボリューム上で計算されることができるが、これは、追加の X 線曝露及びおそらく付加の (毒性の) 造影剤を必要とする。X 線画像において直接実施される従来の角度測定は、X 線のフォアショートニング及び逆投影の理由で、低い正確さを示す。更に、面内角度のみが、X 線画像が

50

ら決定されることができる。本発明によって提案される3D形状を使用することによって、これらの欠点が、解決されることができる。

【0069】

ユーザは、ライブの形状又は記録された（静止）形状を使用してポイントを選択することができる。

【0070】

ある角度は、例えば固定ポイントを使用することによって又は形状の曲率に注目することによって、自動的に計算されることができる。角度測定は更に、デバイス上で2つの3D位置を2回選択することによって、行われることができる。これらのポイント対は、2本のラインを規定し、ライン間の角度が、計算されることができる。

10

【0071】

図11に示されるように、被検体1210内の介入デバイス1220上のポイント1203、1204間の距離が、計算され、ユーザに表示されることができる（それにより、デバイスに沿った長さだけでなく、2つのポイント間のユークリッド最短距離も計算される）。更に、仮想マーキング1201と被検体1210内の予め規定されたロケーション1202との間の距離dが、決定されることができる。特定の時間期間中にデバイスの先端（又は任意の他の特定のポイント）が進行した経路の長さが、ユーザにとって有用なことがある。このために、デバイスの全体の形状が知られている必要はなく、時間にわたってデバイス上の1つのポイントの位置のみが知られればよい。それゆえ、この利点は、OSSに適用できるだけでなく、時間にわたってポイントを追跡することができる他のモダリティにも適用できる。

20

【0072】

複数のOSS可能な介入デバイスを使用した測定は、以下のように行われることができる：1つのデバイスが他のルーメン内にある場合、例えば、ガイドワイヤがカテーテル内部にある場合、1つの遠位先端から他のデバイスの遠位先端へのデバイスに沿った距離が、計算され、ユーザに表示されることができる。これは、先端同士が互いのところに届く前に、デバイスがどの程度挿入されることができるかの情報をユーザに与えることを可能にする。それは更に、病変の一端において各々の先端を保持することによって、迅速な長さ測定を行うために使用されることができ、それにより、長さが直接算出されることができる。更に、両方の介入デバイスが互いに内部にあるか否かに関係なく、複数のデバイス上の（ユーザ規定される）固定の仮想マーキングの間のライブの距離が、決定されることができる。

30

【0073】

位置合わせされた3Dボリューム又は3D解剖学的ランドマークを使用した測定は、規定される3Dロケーション（ランドマーク）とデバイス上の固定位置との間の距離を決定すること、及び規定された3Dロケーション（ランドマーク）1202と介入デバイス1220（図11を参照）との間の最短距離を決定すること、を含むことができる。これを行う1つのやり方は、3Dロケーション（ランドマーク）1202に最も近い介入デバイス1220上の仮想マーキング1201を識別し、仮想マーキング1201と3Dロケーション（ランドマーク）1202との間の距離dを決定することである。位置合わせされた3Dボリューム又は3D解剖学的ランドマークを使用した測定は更に、セグメント化された血管の中心線までの最短／平均／最大の距離を決定することを含むことができる。位置合わせされた3Dボリューム又は3D解剖学的ランドマークを使用した測定は更に、例えば石灰化、心門及び／又は血管壁のような（セグメント化された）解剖学的特徴までの距離を決定することを含むことができる。位置合わせされた3Dボリューム又は3D解剖学的ランドマークを使用した測定は、（例えばリングによって規定される）平面との交点までの（ユークリッド又はデバイスに沿った）距離を決定することを含むことができる。これは、介入デバイス1320が被検体1310に導入されている図12に示されている。仮想マーキング1301、1302の間の距離dは、2つの平面（図12にリングとして示される）との交点を識別し、介入デバイス1320に沿った距離dを決定することに

40

50

よって、決定される。

【 0 0 7 4 】

デバイスは、ポリュームの切断面を決定することができる。この面において、（血管輪郭の）面積及び血管壁に対す最短距離のような２Ｄ測定が行われることができる。例えばユーザによってクリックされる先端又は位置のような形状上の位置は、固定され、３Ｄランドマークとして記憶されることができる。ユーザは、Ｘ線画像上に２Ｄランドマークを配置することができ、これを、デバイスとの組み合わせにおいて距離測定（最短距離又は形状上の或るポイントまでの距離）のために使用することができる。２Ｄランドマークは、例えばＸ線システムのソースから検出器までの３Ｄラインを記述することができる。その距離は、２Ｄランドマークでタグ付けされた解剖学的特徴とデバイスとの間の正確な距離ではなく、その理由は、解剖学的特徴がライン上のどこに位置付けられるか知られていないからである。

10

【 0 0 7 5 】

実際の距離のある種の評価である距離をユーザに提供するための異なるオプションがある。ライン上の位置は、デバイス上の位置と同じ深さを有することができるので、測定は、Ｘ線画像に対して垂直な平面にある。位置は更に、アイソセクタを通り及びＸ線画像に対し垂直である平面内のライン上にあってもよい。ユーザは、例えば異なる角度から作られる画像の助けにより、深さを決定することができる。

【 0 0 7 6 】

上述の実施形態にて説明したように、（例えばデバイス上、３Ｄポリューム上、又はＸ線上で）選択された３Ｄポイントは、ポイント間の３Ｄ距離のみを提供することに代わって、３Ｄ仮想ルーラを規定するために使用されることができる。このようにして、Ｘ線で可視であるコンテンツの距離情報が、より正確に測定されることができる。同様に、３つの３Ｄポイントは、ルーラグリッドのために使用されることができる３Ｄ平面を規定することができ、測定は、この平面において行われることができる。

20

【 0 0 7 7 】

デバイスの位置及び形状は、ビューイング位置（例えばテーブル及びＣアーム位置）の提案を提供することができる。ユーザは、形状上に３つのポイントを規定することができ、３つのポイントは、ビュー平面を記述する。平面は、特定のポイント、曲率、特定のポイントの方向又はこれら全ての組み合わせに基づいて、自動的に計算されることができる。

30

【 0 0 7 8 】

他の実施形態は、図１３によって示されており、図１３において、介入デバイス１４２０が、例えば血管のような被検体１４１０に導入される。仮想マーキング１４０１が、介入デバイス１４２０の先端に提供される。本発明は、血管壁１４０２までの距離 d （好適には最短距離）を決定するために使用されることができる。

【 0 0 7 9 】

図１４は、処理システム２００Ａの他の実施形態を概略的及び例示的に示す。処理装置２００Ａは、介入デバイス１００の再構成された形状データ２２０を受け取るように構成される受信ユニット２１０を有し、受信ユニット２１０は、入力ユニットを有することができる。処理装置２００Ａは更に、前記再構成された形状データ２２０に基づいて少なくとも１つの仮想マーキングを提供するように構成される仮想マーキングプロバイダユニット１４０Ａを有する。

40

【 0 0 8 0 】

本発明の例示のアプリケーションは、ＯＳＳ可能なデバイスを有する任意の（医学的及び非医学的）アプリケーションである。

【 0 0 8 1 】

処理装置のすべての装置構成は、本発明による光学形状検知可能な介入デバイス及び／又はイメージング装置と共に使用されることができる。

【 0 0 8 2 】

50

開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。

【0083】

請求項において、「含む、有する (comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。

【0084】

単一のユニット又はデバイスは、請求項に列挙されているいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

10

【0085】

1又は複数のユニット又は装置によって実施される距離及び角度測定、その他の算出は、他の数のユニット又はデバイスによって実施されることができる。例えば、2つの仮想マーキングの間の距離の決定は、単一ユニットによって又は他の数のユニットによって実施されることができる。上述した処理方法による処理装置の制御は、コンピュータプログラムのプログラムコード手段として及び/又は専用ハードウェアとして、実現されることができる。上述したイメージング方法によるイメージング装置の制御は、コンピュータプログラムのプログラムコード手段として及び/又は専用のハードウェアとして実現されることができる。

【0086】

20

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切な媒体に記憶され/分散されることができるが、他の形で、例えばインターネット又は他のワイヤード若しくはワイヤレス通信システムを通じて、分散されることもできる。

【0087】

請求項におけるいかなる参照符号も、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【0088】

本発明は、例えば光学ファイバを有するカテーテルのような光学形状検知可能な介入デバイスと協働するように構成される処理システムに関する。再構成形状データ提供ユニットは、介入デバイスの再構成された形状データを提供する。仮想マーキングプロバイダユニットは、再構成された形状データに基づいて、例えばX線画像へのオーバーレイとして少なくとも1つの仮想マーキングを提供する。本発明は、任意のOSS可能なデバイスを、すべての種類のライブの3D測定に適した較正されたデバイスにかえる。

30

【図 1】

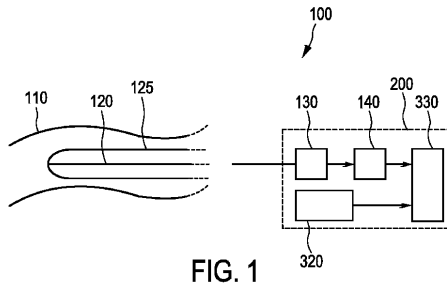


FIG. 1

【図 2】

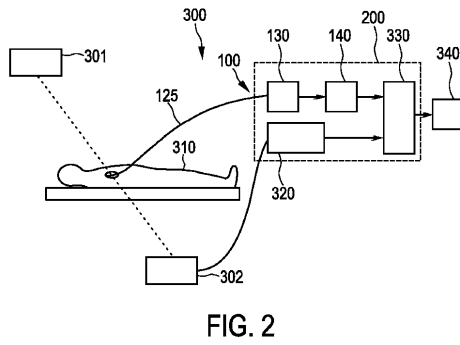


FIG. 2

【図 3】

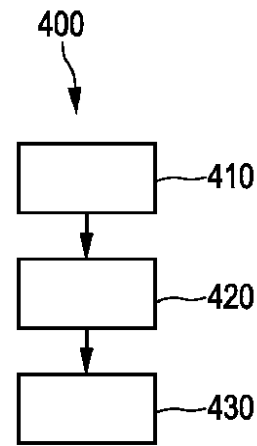


FIG. 3

【図 4】

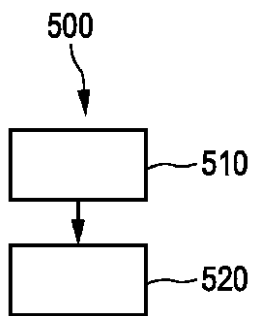


FIG. 4

【図 5】

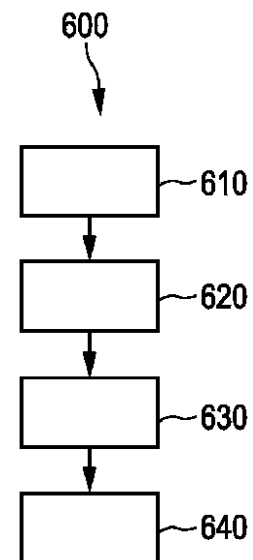


FIG. 5

【図 6】

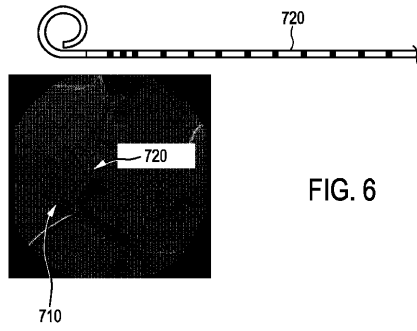


FIG. 6

【図 8】

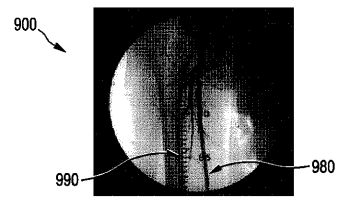


FIG. 8

【図 9】

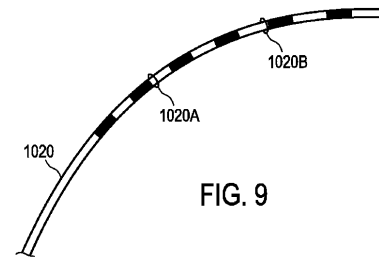


FIG. 9

【図 7】

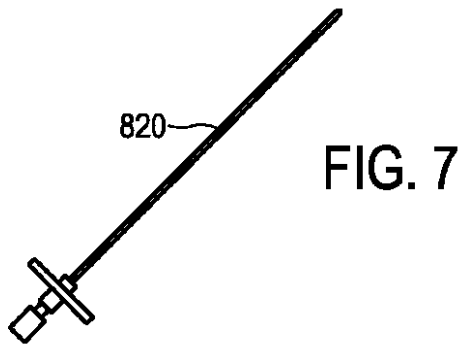


FIG. 7

【図 10】

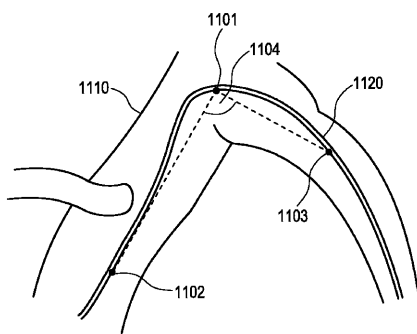


FIG. 10

【図 12】

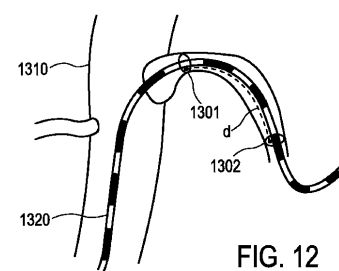


FIG. 12

【図 11】

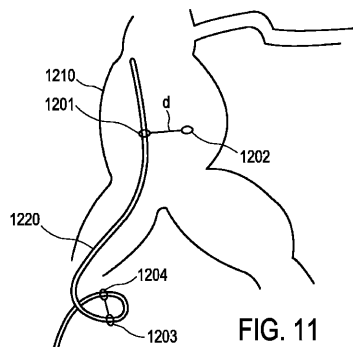


FIG. 11

【図 13】

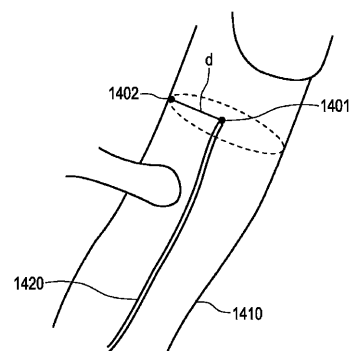


FIG. 13

【 図 14 】

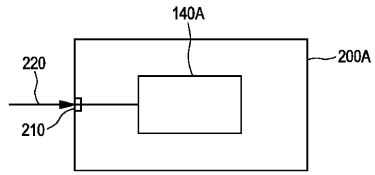


FIG. 14

フロントページの続き

- (72)発明者 フェルステーヘ マルコ
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 5
- (72)発明者 シーペンス イェロエン ジェラルド
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 5
- (72)発明者 カーヤ ネリマン ニコレッタ
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 5

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 0 7 0 4 3 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 0 6 9 8 8 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4