

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6114748号
(P6114748)

(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 16 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-525539 (P2014-525539)
 (86) (22) 出願日 平成24年8月13日(2012.8.13)
 (65) 公表番号 特表2014-526927 (P2014-526927A)
 (43) 公表日 平成26年10月9日(2014.10.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/054108
 (87) 国際公開番号 WO2013/024418
 (87) 国際公開日 平成25年2月21日(2013.2.21)
 審査請求日 平成27年8月5日(2015.8.5)
 (31) 優先権主張番号 61/523,930
 (32) 優先日 平成23年8月16日(2011.8.16)
 (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 Eindhove
 n
 (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】 光学ファイバー形状データを用いる湾曲マルチプラナ再構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

システムであって、
 少なくとも1つの光学ファイバーを持つ形状センシング可能デバイスと、
 構造に含まれる前記少なくとも1つの光学ファイバーから光学信号を受信し、前記デバイスの形状を決定するために前記光学信号を解釈するよう構成される解釈モジュールと、
 前記デバイスの形状を受信し、前記構造の画像ボリュームと前記形状とを位置合わせし、前記形状に基づき湾曲マルチプラナ再構成レンダリングを生成するよう構成される画像生成モジュールとを有する、システム。

【請求項 2】

前記画像ボリュームが、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像、蛍光透視、核撮像及び超音波の1つ又は複数により撮像される前記構造の3次元画像を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記形状センシング可能デバイスが、内視鏡、カテーテル及びガイドワイヤの1つ又は複数を含む細長い器具を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

前記形状センシング可能デバイスが、形状センシング可能医療デバイスで画像を収集するよう構成される撮像デバイスを含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

10

20

前記形状センシング可能デバイスが、前記少なくとも 1 つの光学ファイバーの軸の周りで、及び時間にわたり、3次元空間における前記構造に関する経路情報を集める、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記構造が、脈管又は腔内構造を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記画像生成モジュールが、前記脈管又は腔内構造における運動を説明するため、画像データを再スケール化する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記画像生成モジュールが、前記構造における運動を説明するため、画像データを再スケール化する、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 9】

前記形状センシング可能デバイスが、経路情報に基づき、デカルトの画像と非デカルトの画像とを位置合わせ及び融合するため、前記経路情報を集める、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

形状センシングシステムであって、少なくとも 1 つの光学ファイバーを持つ形状センシング可能医療デバイスと、構造に含まれる前記少なくとも 1 つの光学ファイバーから光学信号を受信し、前記医療デバイスの形状を決定するために前記光学信号を解釈するよう構成される解釈モジュールとを含む、形状センシングシステムと、

20

湾曲マルチプラナ再構成レンダリングモジュールであって、前記医療デバイスの形状を受信し、前記構造の画像ボリュームと前記形状とを位置合わせするよう構成される画像生成モジュールであって、湾曲マルチプラナ再構成レンダリングが、経路情報として前記形状を用いて前記画像ボリュームから生成される、画像生成モジュールを含む、湾曲マルチプラナ再構成レンダリングモジュールと、

前記湾曲マルチプラナ再構成レンダリングを表示するディスプレイとを有する、ワークステーション。

【請求項 11】

前記画像ボリュームが、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像、蛍光透視、核撮像及び超音波の 1 つ又は複数により撮像される前記構造の 3 次元画像を含む、請求項 10 に記載のワークステーション。

30

【請求項 12】

前記形状センシング可能デバイスが、内視鏡、カテーテル及びガイドワイヤの 1 つ又は複数を含む細長い器具を含む、請求項 10 に記載のワークステーション。

【請求項 13】

前記形状センシング可能デバイスが、形状センシング可能医療デバイスで画像を収集するよう構成される撮像デバイスを含む、請求項 10 に記載のワークステーション。

【請求項 14】

前記構造に関する経路情報が、3次元空間、前記少なくとも 1 つの光学ファイバーの軸の周りで回転及び時間を含む、請求項 10 に記載のワークステーション。

40

【請求項 15】

3次元構造に配置される形状センシングデバイスから形状センシングデータを集めるステップと、

前記形状センシングデバイスを持つ前記 3次元構造と画像ボリュームとを位置合わせするステップと、

前記 3次元構造の画像を提供するため画像ボリュームデータが使用される経路を前記形状センシングデータが提供するよう、前記形状センシングデータから湾曲マルチプラナ再構成レンダリング画像を生成するステップとを有するシステムの作動方法。

【請求項 16】

コンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムがコンピュータ上で実

50

行される場合に、前記コンピュータに、

3次元構造に配置される形状センシングデバイスから形状センシングデータを集めさせ

る、

前記形状センシングデバイスを持つ前記3次元構造と画像ボリュームとを位置合わせさせ、

前記3次元構造の画像を提供するため画像ボリュームデータが使用される経路を前記形状センシングデータが提供するように、前記形状センシングデータから湾曲マルチプラナ再構成レンダリング画像を生成させる、

プログラムコードを有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療器具に関し、より詳細には、湾曲マルチプラナ再構成又は再フォーマットを改善するための、医療用途における形状センシング光学ファイバーに関する。

【背景技術】

【0002】

湾曲マルチプラナ再フォーマット又は再構成(CMPR)は、例えば、歯のCT、心臓CT、産業的なCT等のコンピュータ断層撮影(CT)において非常に有益なツールである。ボリュームは、軸方向のスライスをスタックすることにより構築される。CMPRは、軸方向のスライスのスタックに関する斜視図を生成することを含む。その結果、パノラマ画像及び近軸切断から画像が生成されることができる。CMPRは一般に、例えば歯又は心臓特徴といった湾曲ジオメトリを持つ構造を視覚化するのに用いられる。CMPR処理は、(例えば、2次元(2D)表示における)軸方向(又は冠状又は矢状)平面でのマルチプラナ再構成(MPR)ラインを生成することを含む。これは、関心領域に沿って曲線を生成することを含むことができる。CMPRは、3次元モダリティにおいて見えるようにレンダリングされることができる。ラインに沿ったスライスは、選択された平面に平行な断面又はスライスが関心領域に関して個別にレビューされるために利用可能であるよう、表示のためにレンダリングされることができる。MPRラインにわたる平面の方向は、軸方向、冠状又は矢状へと変化することができる。これは、適切な表示を選択することにより実現される。より厚い又はより薄いスラブ(スライス)を視覚化することが可能である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ボリユメトリック撮像データのCMPRは、様々な診断目的(例えば、血管寸法及び病変解析)のため、放射線科医にとって重要である。この撮像モードに関する経路データ(例えば、曲線)を生成することは、ランドマークポイントの選択を必要とする退屈な手動の作業の可能性がある。画像ベースの中央線又はセグメント化アルゴリズムを用いて自動的に実行される場合であっても、この作業はまだ困難である。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、システム及び方法は、光学ファイバーを持つ形状センシング可能デバイスを含む。解釈モジュールが、構造に含まれる上記光学ファイバーから光学信号を受信し、上記デバイスの形状を決定するために上記光学信号を解釈するように構成される。画像生成モジュールは、上記デバイスの形状を受信し、上記構造の画像ボリュームと上記形状とを位置合わせし、上記形状に基づき湾曲マルチプラナ再構成(CMPR)レンダリングを生成するように構成される。

【0005】

ワークステーションが、形状センシングシステムを有し、このシステムは、少なくとも1つの光学ファイバーを持つ形状センシング可能医療デバイスと、構造に含まれる上記少

10

20

30

40

50

なくとも1つの光学ファイバーから光学信号を受信し、上記医療デバイスの形状を決定するために上記光学信号を解釈するよう構成される解釈モジュールとを含む。湾曲マルチプラナ再構成(CMPR)レンダリングモジュールが、上記医療デバイスの形状を受信し、上記構造の画像ボリュームと上記形状とを位置合わせするよう構成される画像生成モジュールを含む。上記CMPRが、経路情報として上記形状を用いて上記画像ボリュームから生成される。上記CMPRを見るためのディスプレイが含まれる。

【0006】

ある方法が、3次元構造に配置される形状センシングデバイスから形状センシングデータを集めるステップと、上記形状センシングデバイスを持つ上記3次元構造と画像ボリュームとを位置合わせするステップと、上記3次元構造の画像を提供するため画像ボリュームデータが使用される経路を上記形状センシングデータが提供するよう、上記形状センシングデータから湾曲マルチプラナ再構成(CMPR)画像を生成するステップとを有する。

10

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】ある実施形態による湾曲マルチプラナ再構成(CMPR)撮像に関する経路データといった形状検出データを使用する形状センシングシステムを備えるシステム及びワークステーションを示すブロック/フロー図である。

【図2】形状センシングデバイスが配置される血管を持つ心臓の画像である。

【図3】図2の血管に対応する血管を持つ心臓の画像ボリュームである。

20

【図4】本発明の原理による、CMPR画像に関する経路として形状センシングデバイスデータを用いる図3の血管の説明的なCMPR画像である。

【図5】説明的な実施形態による、CMPRを生成するための経路情報として形状検出データを使用するシステム/方法を示すブロック/フロー図である。

【図6】別の説明的な実施形態による、CMPRを生成するための経路情報として形状検出データを使用するシステム/方法を示すブロック/フロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本開示におけるこれら及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面と共に参照される、その説明的な実施形態の以下の詳細な説明から明らかになる。

30

【0009】

本開示は、以下の図面を参照して好ましい実施形態の以下の説明を詳細に提供する。

【0010】

本発明の原理によれば、光学ファイバー形状センシング技術を用いる高密度マルチポイントデバイス追跡により、介入的な手順の間の湾曲マルチプラナ再構成(CMPR)生成に関する経路データが、効率及び精度を改善するために利用可能となる。特に、例えば血管内超音波(IVUS)画像といった非デカルトの撮像モダリティに基づかれる介入デバイスと、標準的なデカルトのデータセットとの位置合わせは、簡単ではない。ファイバーが介入デバイス(例えば、ガイドワイヤ、カテーテル等)に一体化されるとき、及び/又は撮像デバイス(例えば、IVUS、光学コヒーレンス断層撮影(OCT)等)に埋め込まれるとき、光学ファイバー形状センシングCMPRは、データ融合に関する方法を提供する。これは、非デカルトの画像モダリティ(例えば、OCT、IVUS)と、デカルトの撮像モダリティ(例えば、CT、MRI等)との間の画像を融合する際に特に有益である。

40

【0011】

非デカルトの撮像モダリティは、直交するデカルト座標系に追従しないk空間軌跡の取得を含む(例えば、極性又は半径方向の投影撮像等)。デカルトの撮像モダリティは、直交するデカルト座標系に追従するk空間軌跡の取得を含む(例えば、直線撮像)。非デカルトの撮像モダリティの例は、OCT、IVUS等を含む。光学コヒーレンス断層撮影(OCT)は、光学散乱媒体(例えば、生物組織)内からマイクロメートル分解能の3次元

50

画像をキャプチャする光学信号取得及び処理方法である。光学コヒーレンス断層撮影は、例えば、近赤外線を使用する干渉技術である。比較的長い波長光の使用は、この光が散乱媒体へと貫通することを可能にする。光源（スーパー発光ダイオード及び超短波パルスレーザ）の特性に基づき、光学コヒーレンス断層撮影は、（ $1 \sim 100 \text{ nm}$ 波長範囲にわたり放出する非常にワイドなスペクトル源を用いて）サブマイクロメートルの分解能を実現した。OCTは、冠状動脈疾患を診断するのを助けるため、介入的な心臓学においても用いられ始めた。

【0012】

IVUSは、カテーテルの遠位端部に取り付けられる小型化された超音波プローブを持つ特別に設計されたカテーテルを用いる医療撮像方法である。カテーテルの近位終了は、コンピュータ化された超音波装置に取り付けられる。これは、血管等内部の超音波撮像、生体における内壁の視覚化を可能にする。ここで実例として説明されるにもかかわらず、非デカルトの撮像モダリティは、説明されるものに限定されるものではなく、他のタイプ及び方法を含むことができる。

【0013】

ある実施形態では、3次元（3D）、又は、3Dプラス時間（3D + t）撮像データが、形状追跡システムと介入的な環境において位置合わせされる。データフレームが記録されるたび、CMPRは、例えば、カテーテル、ガイドワイヤ等の形状追跡可能器具により説明される経路に沿って計算される。CMPRは、医師に提示される。これは、形状追跡可能器具が現在交差している生体構造の曲がった画像を反映する。

【0014】

別の実施形態では、磁気共鳴撮像（MRI）取得に焦点が当てられ、リアルタイムMRIボリュームパラメータが、形状追跡可能デバイスにより現在交差されるボリュームのCMPRの生成に必要なデータのみを取得するよう調整されることができる。これは可能性として、取得時間を合理化し、介入的な撮像フレームレートを増加させる。これは、他の撮像モダリティに対して同様に適用されることができる。

【0015】

本発明は、医療器具に関して説明される点を理解されたい。しかしながら、本発明の教示は、かなり広く、任意の光学ファイバー器具に対して適用可能である。いくつかの実施形態において、本発明の原理は、複雑な生物学的又は機械的なシステムを追跡又は解析することにおいて使用される。特に、本発明の原理は、生体系の内部追跡手段、例えば肺、消化管、排泄器官、血管等の体のすべての領域における手順に対して適用可能である。図面に示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組合せにおいて実現されることができ、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられることができる機能を提供することができる。

【0016】

図面に示されるさまざまな要素の機能は、専用のハードウェアの使用を介してというだけでなく、適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用を介して与えられることができる。プロセッサにより提供されるとき、この機能は、単一の専用のプロセッサにより、単一の共有プロセッサにより、又は複数の個別のプロセッサにより与えられることができる。個別のプロセッサの幾つかは、共有されることができる。更に、「プロセッサ」又は「コントローラ」という用語の明確な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアを排他的に参照するものとして解釈されるべきではなく、デジタル信号プロセッサ（「DSP」）ハードウェア、ソフトウェアを格納する読み出し専用メモリ（「ROM」）、ランダムアクセスメモリ（「RAM」）及び不揮発性ストレージを暗に含むが、これらに限定されるものではない。

【0017】

更に、本発明の原理、側面及び実施形態並びにその特定の例を述べる本書におけるすべての記載は、その構造的及び機能的均等物の両方を含むものとして意図される。更に、斯かる均等物が、現在既知の均等物だけでなく将来開発される均等物の両方を含む。即ち、

構造に関係なく、同じ機能を実行すべく開発される任意の要素を含む。従って、例えば、本書に与えられるブロック図は、本発明の原理を実現する説明的なシステム要素及び／又は回路の概念表示を表すという点を当業者は理解されたい。同様に、任意のフローチャート、フロー図等は、コンピュータ可読媒体において実質的に表されるさまざまな処理を示し、従って、コンピュータ又はプロセッサが明示的に示されるかどうかに関係なく、斯かるコンピュータ又はプロセッサにより実行される点を理解されたい。

【0018】

更に、本発明の実施形態は、コンピュータ若しくは任意の命令実行システムによる使用又はこれに関連した使用のためのプログラムコードを提供する、計算機が使用可能な又はコンピュータ可読のストレージ媒体から、アクセス可能なコンピュータプログラムの形をとることができる。この説明のため、計算機が使用可能な又はコンピュータ可読ストレージ媒体は、命令実行システム、装置又はデバイスによる使用又はこれに関連した使用のためのプログラムを、包含、格納、通信、伝搬、又は輸送することができる任意の装置とすることができる。媒体は、電気、磁気、光学、電磁気、赤外線若しくは半導体システム（又は、装置若しくはデバイス）、又は伝搬媒体とすることができる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読出し専用メモリ（ROM）、リジッド磁気ディスク及び光学ディスクを含む。光学ディスクの現在の例は、読出し専用コンパクトディスク（CD-ROM）、読出し／書込みコンパクトディスク（CD-R/W）、Blu-ray（登録商標）及びDVDを含む。

【0019】

同様な符号が同じ又は類似する要素を表す図面を参照し、最初に図1を参照すると、形状センシング可能デバイスを用いる湾曲マルチプラナ再構成に関するシステム100が、ある実施形態による実例として示される。システム100は、手順を監督及び／又は管理するのに使用されるワークステーション又は端末112を含むことができる。ワークステーション112は好ましくは、プログラム及びアプリケーションを格納する1つ又は複数のプロセッサ114及びメモリ116を含む。メモリ116は、形状センシングデバイス又はシステム104からの光学フィードバック信号を解釈するよう構成される光学センシング及び解釈モジュール115を格納することができる。光学センシングモジュール115は、光学信号フィードバック（及び例えば、電磁気（EM）追跡といった他の任意のフィードバック）を用いて、医療デバイス若しくは器具102及び／又はその周囲領域に関連付けられる変形、屈折及び他の変化を再構成するよう構成される。医療デバイス102は、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、ロボット、電極、フィルタデバイス、バルーンデバイス又は他の医療要素等を含むことができる。

【0020】

形状センシングシステムは、デバイス102に取り付けられる又は一体化されるモジュール115及び形状センシングデバイス104を含む。形状センシングシステムは、選択された信号を提供し、光学応答を受信する光学インタロゲータ108を含む。光源106は、インタロゲータ108の一部として又は形状センシングデバイス104に提供された光信号に関する分離したユニットとして提供されることができる。形状センシングデバイス104は、セットされたパターンにおいてデバイス102に結合される1つ又は複数の光学ファイバー126を含む。光学ファイバー126は、ケーブル127を通りワークステーション112に接続される。必要に応じて、ケーブル127は、光学ファイバー、電気接続、他の測定器等を含むことができる。

【0021】

光学ファイバーを用いる形状センシング104は、光学ファイバーブラッグ格子センサに基づかれることができる。光学ファイバーブラッグ格子（FBG）は、光の特定の波長を反射し、他のすべてを透過させる光学ファイバーの短いセグメントである。これは、ファイバーコアにおいて屈折率の周期変化を加えることにより実現される。このコアは、波長特有の誘電体ミラーを生成する。ファイバーブラッグ格子は従って、特定の波長をプロ

10

20

30

40

50

ックするインライン光学フィルタとして又は波長特有の反射器として用いられることができる。

【 0 0 2 2 】

ファイバブラッグ格子の処理の後の基本的な原理は、屈折率が変化している各々のインタフェースでのフレネル反射である。いくつかの波長に対して、様々な期間の反射光は同相にある。その結果、反射に関して建設的干渉が存在し、結果的に、透過に関して弱め合い干渉が存在する。ブラッグ波長は、温度だけでなく圧力に対して敏感である。これは、ブラッグ格子が、光学ファイバセンサにおけるセンシング要素として用いられることができることを意味する。F B Gセンサにおいて、測定量（例えば、圧力）が、ブラッグ波長におけるシフトをもたらす。

10

【 0 0 2 3 】

この技術の1つの利点は、様々なセンサ要素が、ファイバーの長さにわたり分散されることができる点にある。構造に埋め込まれるファイバーの長さに沿って様々なセンサ（ゲージ）に3又はこれ以上のコアを組み込むことは、斯かる構造の3次元形状が、通常1mm以上の精度で正確に決定されることを可能にする。ファイバーの長さに沿って、様々な位置で、複数のF B Gセンサが、配置されることができる（例えば、3又はこれ以上のファイバセンシングコア）。各F B Gの圧力測定から、その位置での構造の湾曲が推定されることができる。複数の測定された位置から、全体の3次元形状が決定される。

【 0 0 2 4 】

光学ファイバブラッグ格子に代わるものとして、従来の光学ファイバーにおける固有の後方散乱が利用されることができる。そのような手法の1つは、標準的な単一モード通信ファイバーにおけるレイリー散乱を用いることである。レイリー散乱は、ファイバーコアにおける屈折率のランダム変動の結果として発生する。これらのランダム変動は、格子長に沿った振幅及び位相のランダム変動を持つブラッグ格子としてモデル化されることができる。単一長のマルチコアファイバー内に延びる3又はこれ以上のコアにおいてこの効果を用いることにより、関心表面の3D形状及び動力学がフォローされることができる。例えばブリュアン散乱等の他の光学現象が、使用されることがもできる。

20

【 0 0 2 5 】

撮像システム110は、手順の間、対象物131のその場（in-situ）撮像に関して使用されることができる。撮像システム110は、デバイス102（例えば、I V U S等）に含まれることができるか、又は対象物131に対して外部的に使用されることができる。撮像システム110は、レジストレーションのための及び形状センシング空間を持つ画像ボリューム130を作成するべく、対象物における関心領域をマッピングするため、術前画像を収集及び処理するために使用されることがもできる。画像生成モジュール140は、デバイスの形状を受信し、画像ボリューム130とこの形状とを位置合わせし、検出された形状に基づき、湾曲マルチプラナ再構成（C M P R）レンダリングを生成するよう構成される。

30

【 0 0 2 6 】

ワークステーション112は、C M P Rを含む対象物（患者）131の内部画像を表示するディスプレイ118を含む。撮像システム110は、蛍光透視システム、コンピュータ断層撮影（C T）システム、超音波システム、核撮像システム（P E T、S P E C T）等を含むことができる。ディスプレイ118は、ワークステーション112及びその要素及び機能、又はシステム100に含まれる他の任意の要素と、ユーザが相互作用することを可能にすることもできる。これは、ワークステーション112からのユーザフィードバック及びこれとの相互作用を可能にする、キーボード、マウス、ジョイスティック、触覚デバイス又は他の任意の周辺機器又は制御を含むことができるインタフェース120により、更に容易にされる。

40

【 0 0 2 7 】

ある実施形態では、ボリュメトリック撮像データの湾曲マルチプラナ再構成（C M P R s）が、様々な診断目的（例えば、血管寸法及び病変解析）に対して必要とされる。本発

50

明の原理によれば、CMPRは、形状センシング104により提供される位置データに基づかれる。形状センシング104は、CMPRが生成されるポイントの連続的な位置を提供する。特に有益な実施形態において、形状センシング104は、複数の撮像モダリティの融合又はレジストレーションを可能にする。ポイントの連続的な位置は、1つ又は複数の撮像モダリティが位置合わせされることができる湾曲又は線形ラインを提供する。例えば、非デカルトの画像モダリティ（例えば、OCT、IVUS）は、デカルトの撮像モダリティ（例えば、CT、MRI等）に融合又は位置合わせされることができる。異なる撮像モダリティを用いて撮像される複数の画像の融合は、精度を増加させ、画像の視覚化を改善する。

【0028】

図2を参照すると、1つの例において、例えばカテーテルといった細長いデバイスは、形状センシング光学ファイバーを具備し、例えば心臓206、消化管、肺気道等の腔内構造における特定の血管204又は他の脈管構造内部へと前進される。形状センシングファイバーは、血管204又は構造の形状にゆがめられる。形状センシングデバイス104は、セグメント化又は中央線アルゴリズムの代わりに使用されることができる経路データを提供する。形状センシングデータは、血管形状のリアルタイムスナップショットを提供する。特に、形状検出ファイバーは、血管及び/又は関心領域の術前デジタル画像と共同位置合わせされることができる形状を提供する。1つの例において、静脈超音波（IVUS）といったカテーテルベースの非デカルトの撮像モダリティが、そこに一体化される光学ファイバーセンシングデバイスを持つことができる。時間にわたりジオメトリ（例えば、3次元形状）により提供される血管の形状は、形状センシングデバイスからキャプチャされ、1つ又は複数の撮像モダリティ（例えば、デカルトの及び非デカルトのモダリティ）により集められる画像データと位置合わせするために使用される。

【0029】

図3を参照すると、血管204に対応する3次元術前画像210が、実例として示される。レジストレーションは、2つのデータセットにおいて類似するパターンを探し、1つのデータセットのポイントが他のデータセットのポイントと整合するようデータセットを位置合わせする既知のレジストレーションアルゴリズムにより実行される。即ち、3次元空間が一致する。ある実施形態では、形状センシングファイバーが、撮像デバイスに一体化されるとき（例えば、撮像デバイス（例えばIVUS、OCT等）に埋め込まれるガイドワイヤ）、データセットは自動的に融合される。

【0030】

図4を参照すると、介入的な誘導コンテキストにおけるCMPRの診断及び治療値により、CMPRは、形状センシングファイバーからのフィードバックに基づき構築されることができる。CMPR402は、血管204のパノラマ2次元画像を含む。これは、形状検出光学ファイバーデータの収集の間に取得される3次元ジオメトリから平坦化されることができる。形状検出光学ファイバーデータが、術前画像データと位置合わせされる又は融合されるので、断面ライン404が示され、血管204の内部構造の断面表示406を生成するために使用されることができる。形状検出光学ファイバーのデータは、ボリュメトリック撮像データセットのCMPRを計算するために使用される。形状検出光学ファイバーデータは、5次元の高密度取得ポイントの形で経路情報を供給する（例えば、3D空間、ファイバー軸周りの1D回転、1D時間）。図示されように、血管204に沿った経路を通り横断する断面406が、生成されることができる。

【0031】

図5を参照すると、1つの説明的な実施形態によるCMPR撮像に関する方法を説明するブロック図が示される。ブロック502において、3D（又は、3D+時間）撮像データが、形状追跡システムと介入的な環境において位置合わせされる。ブロック504において、複数次元（例えば、5まで又はこれ以上）のデータが、例えば、カテーテル、ガイドワイヤ等の形状センシング可能器具から連続的に集められることができる。ブロック506において、データフレーム（又は、複数のデータフレーム）が記録されるたびに、C

M P Rは、形状センシング可能器具により表される経路に沿って計算されることができる。C M P Rは、医師に提示されることができる。これは、形状センシング可能器具が、現在交差している（例えば、配置される）生体構造の曲がった画像を反映する。

【 0 0 3 2 】

形状センシング可能C M P R視覚化は、I V U S、冠血流予備量比（F F R）、O C T又は他のカテーテルベースの撮像手順に関しても特に有益である。これは、術前又は術中モダリティ（例えば、コンピュータ断層撮影（C T）、磁気共鳴画像（M R I）、蛍光透視等）からの従来のデカルトのデータと非デカルトの撮像情報との高速な融合を可能にする。3 Dにおける形状センシング可能器具経路は、デカルトのポリウム（例えば心臓C Tポリウム取得における冠状動脈脈管構造）において特定される対応する経路と、リアルタイムにおいて高速に位置合わせされることができる。冠血流予備量比（F F R）は、狭窄が心臓の筋肉への酸素供給を妨げる（心筋虚血）可能性を決定するため、冠状動脈狭窄（通常アテローム性動脈硬化症が原因による狭窄）にわたり圧力差を測定する、冠状動脈カテーテル法において使用される技術である。

【 0 0 3 3 】

ブロック5 0 8において、レジストレーションの洗練は、デカルトのデータセット取得及びカテーテルベースの撮像プルバック（例えば、非デカルトのデータセット）の間の他の任意の組織シフトを説明するため実行されることができる。形状センシング可能器具の曲線経路は、任意の時間瞬間における器具経路に沿って術前又は術中ポリュメトリックデータセットを高速にリサンプリングすることを可能にする。代替的に、ポリュメトリックI V U S又はO C Tデータといった曲線の経路に沿ったプルバックとして取得されるデータは、術前又は術中撮像モダリティのデカルトの撮像空間におけるポリュムデータセットを作成するため、リアルタイム形状センシング可能器具の形状情報を用いてリサンプリングされることができる。形状センシング可能デバイスは、洗練の一部として新しい位置に移動されることができる。これらの状態のいずれに対しても、形状センシング可能デバイスベースのC M P Rは、非デカルトのカテーテルベースの撮像データセットとデカルトベースの撮像モダリティとの動的な位置合わせ及び視覚化を提供する。ブロック5 1 4において、C M P Rは、形状センシング可能デバイスの各新しい形状／位置に関して更新されることができる。処理経路は、更新を実行するためブロック5 0 4に戻る。

【 0 0 3 4 】

O C Tに対して、プルバック又は中止はかなり高速であるが、形状検出3 D形状は、プルバック前及びこの直後に撮られることができる。心血管用途におけるO C Tに関するレジストレーションは、血管の心拍運動により妨げられる。データは、この運動を説明するため、一定の血管直径に対して再スケール化されることができる。形状センシング可能器具からの独立したモニタ又はデータが、器官の運動状態に関する情報を提供することができる。この情報は、形状センシング可能器具の空間とC M P Rを生成するのに使用されるポリュメトリックデータセット（ポリュム）との間の変形可能なレジストレーションを駆動するために用いられることができる。言い換えると、C M P R計算処理は、生体構造の現在の形状を反映する時間的に変化するC M P Rを生成するため、運動データを考慮することができる。形状センシング可能器具の時間的変形データを用いる場合、ノイズを減らすために時間平均が用いられることができる。形状センシングデバイスを持つ構造が、脈管構造又は例えば消化管、肺気道等の任意の腔内構造を含むことができる点に留意されたい。考慮される運動は例えば、心拍、蠕動振動、呼吸運動等を含むことができる。

【 0 0 3 5 】

ブロック5 1 0において、手順の間の格納又は使用のため、画像レンダリングが表示される。上記のレンダリング手法は、形状センシング可能器具特性からの情報により部分的に又は完全に規定されるパラメータ設定を用いて、複数の視覚化スキームで補強されることができる。これらは、生体構造及び機能の色エンコードされたポリュメトリックレンダリング、組織の生体構造的又は機能的特性／形状センシング可能器具特性を反映する色エンコードされたマップを用いる表面レンダリング、及び、半透明／不透明度補強レンダリ

10

20

30

40

50

ングを含むが、これに限定されるものではない。ここで、形状情報は、視覚化パラメータを自動的に調整／規定するために用いられる。画像は、複数の撮像モダリティからの融合画像を含むことができる。

【 0 0 3 6 】

別の実施形態では、ブロック 5 1 2 において、リアルタイムボリュームパラメータが、形状可能デバイスにより現在交差されるボリュームの C M P R の生成に必要なデータだけを取得するよう調整されることができる。これは、M R I モダリティで特に有益である。これは、関心領域において必要な情報だけを集めることにより、取得時間を合理化することができる、介入的な撮像フレームレートを増加させることができる。

【 0 0 3 7 】

図 6 を参照すると、C M P R を生成する方法が、ある実施形態による実例として示される。ブロック 6 0 2 において、形状センシングデータ（経路情報）が、例えば、脈管構造、機械的な構造等の 3 次元構造に配置される形状センシングデバイスから集められる。形状検出デバイスは、内視鏡、カテーテル、ガイドワイヤ等のいずれかを含むことができる。

【 0 0 3 8 】

ブロック 6 0 4 において、画像ボリュームは、1 つ又は複数の撮像モダリティを用いて、この構造に関して集められることができる。これは、任意の手順に先立って実行されることができる、異なる位置及び時間で実行されることができる。ブロック 6 0 6 において、画像ボリュームパラメータはオプションで、形状センシングデバイスと交差する領域へとボリュームデータの収集を制限するため、画像ボリュームの取得の間、調整されることができる。

【 0 0 3 9 】

ブロック 6 0 8 において、形状センシングデバイスを持つ 3 次元構造が、画像ボリュームと位置合わせされる（即ち、形状センシング空間は、画像ボリュームと位置合わせされる）。形状センシングデバイスは、そこに一体化される撮像モダリティを含むことができる。斯かる場合、画像ボリューム及び形状センシング空間は、すでに位置合わせされている。画像ボリュームは、対象物又は患者の術前画像を含むことができる。画像ボリュームは、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像、蛍光透視、超音波等の 1 つ又は複数により撮られる構造の 3 次元画像を含むことができる。

【 0 0 4 0 】

ブロック 6 1 0 において、画像ボリュームデータが 3 次元構造の画像を提供するために使用される経路を、形状センシングデータが提供するよう、湾曲マルチプラナ再構成（C M P R）画像が、形状センシングデータから生成される。これは、構造の曲がった線形又は広げられた 2 次元表示を含むことができる。この表示は、構造に関する形状センシングデバイスにより取得される経路により影響を与えられ、及び／又は、これに基づかれる。形状センシングデータは、3 次元空間及び形状センシングデバイスの軸の周りの回転に関する、時間にわたる情報を含むことができる。構造の表示は、スライス又は断面が撮像され、同時に見られることができる位置を含むことができる。ブロック 6 1 2 において、構造の断面は、経路に沿ってレンダリングされることができる。

【 0 0 4 1 】

ブロック 6 1 4 において、新しい形状が形状センシングデバイスに関して取得されるたび、又は追加的な情報を集めるために、C M P R は洗練されることができる。ブロック 6 1 6 において、画像データは、構造における運動を説明するため、再スケール化されることができる（例えば、洗練の部分とすることができる）。運動は、拍動又は他の源が原因とすることができる。再スケール化は、平均変位を取る、又は C M P R 表示における適切な次元を推定するためのより洗練された推定ツールを使用することを含むことができる。

【 0 0 4 2 】

添付の特許請求の範囲を解釈するにあたり、以下の点を理解されたい。

【 0 0 4 3 】

a) 「有する」という語は、所与の請求項に記載される要素又は行為以外の他の要素又は行為の存在を除外するものではない。

【 0 0 4 4 】

b) ある要素に先行する「a」又は「a n」という語は、斯かる要素が複数存在することを除外するものではない。

【 0 0 4 5 】

c) 請求項における任意の参照符号は、それらの範囲を制限するものではない。

【 0 0 4 6 】

d) 複数の「手段」が、同じアイテム、又は、ハードウェア、又はソフトウェア実現による構造体、又は機能により表されることができる。

【 0 0 4 7 】

e) 特に指定がない限り、行為の特定のシーケンスが必要とされること意図するものではない。

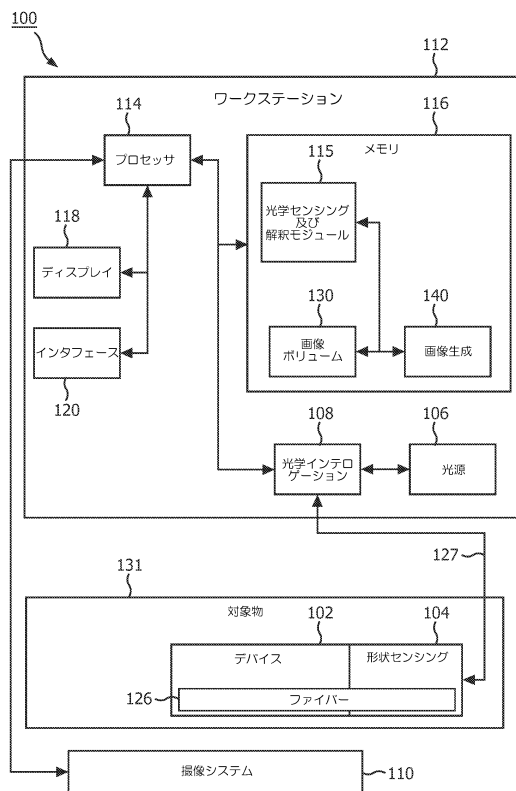
【 0 0 4 8 】

光学ファイバー形状データ（それは、説明的なものであり限定するものではない）を用いて、湾曲マルチプラナ再構成に関する好ましい実施形態が説明されたが、当業者であれば上記の教示を考慮して修正及び変動をなすことができる点に留意されたい。従って、添付の特許請求の範囲により概説される実施形態の範囲に含まれるものとして、本開示の特定の実施形態において変更がなされることができる点を理解されたい。こうして、本開示の内容が特許法により必要とされる範囲で詳細に記載されてきたが、特許証により保護されることを望む保護の請求は、添付の特許請求の範囲に記載される。

10

20

【 図 1 】



【 図 2 】

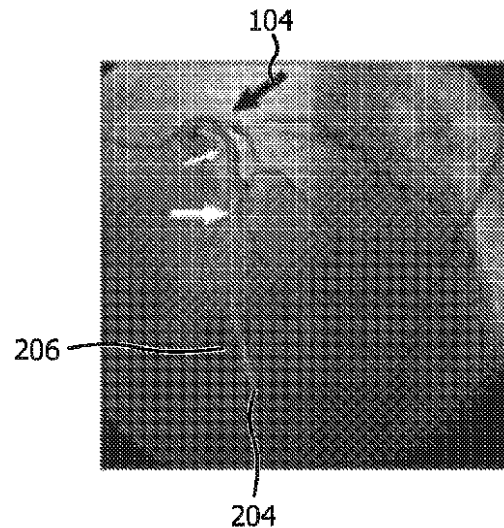


FIG. 2

【図 3】



210

FIG. 3

【図 4】

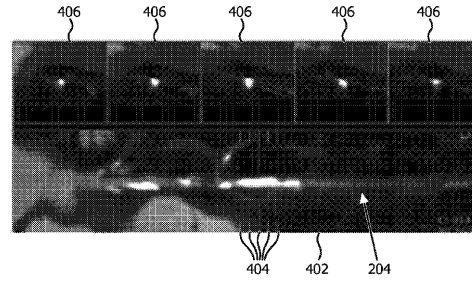
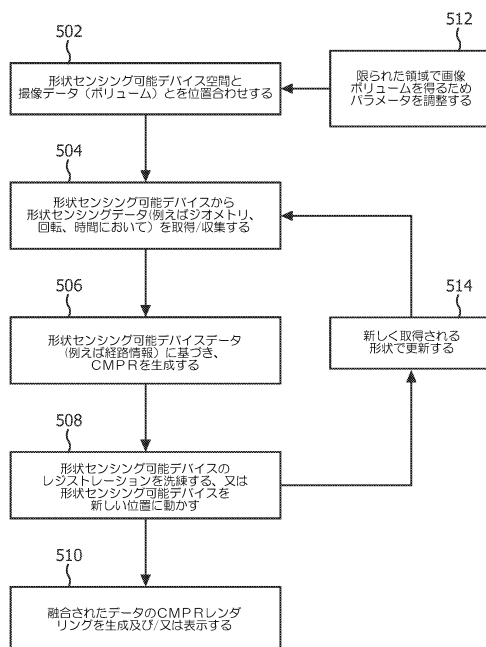
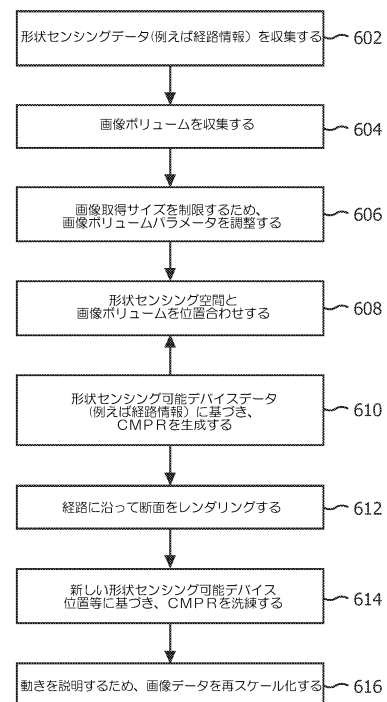


FIG. 4

【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 マンツケ ロベルト
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 ファン デル マルク マルティヌス ベルナルドス
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 ヘルト 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
- (72)発明者 ラマチャンドラン バラト
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 ヴェルナード ローレント
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 樋熊 政一

- (56)参考文献 国際公開第2009/119691(WO, A1)
特開2009-160205(JP, A)
特開2007-044121(JP, A)
特開2007-136164(JP, A)
国際公開第2007/018289(WO, A1)
特開2002-306403(JP, A)
特開2008-173395(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
A 6 1 M 2 5 / 0 0 - 2 5 / 1 8
A 6 1 B 1 7 / 2 8 - 1 7 / 2 9 5
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B 5 / 0 5 5
A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1

专利名称(译)	使用光纤形状数据的弯曲多平面重建		
公开(公告)号	JP6114748B2	公开(公告)日	2017-04-12
申请号	JP2014525539	申请日	2012-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	マンツケロベルト チャンレイモンド ファンデルマルクマルティヌスベルナルドス ヘットホーフトヘルトウイム ラマチャンドランバラト ヴェルナードローレント		
发明人	マンツケ ロベルト チャン レイモンド ファン デル マルク マルティヌス ベルナルドス ヘットホーフト ヘルト ウイム ラマチャンドラン バラト ヴェルナード ローレント		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/065 A61B5/4887 A61B5/7425 A61B6/00 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/12 A61B6/462 A61B6/463 A61B6/466 A61B6/5235 A61B6/5247 A61B8/12 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5261 A61B2034/2061 A61B1/00147 A61B1/00165 A61B5/066 A61B5/742 A61B8/0841 A61M25/0108 A61M25/09 G01R33/285		
FI分类号	A61B1/00.320.Z		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	61/523930 2011-08-16 US		
其他公开文献	JP2014526927A5 JP2014526927A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该系统和方法包括具有光纤126的形状敏感设备102。解释模块115被配置为从包含在结构中的光纤接收光信号并解释光信号以确定设备的形状。图像生成模块140被配置为接收设备的形状，将结构的图像体积与形状对准，并基于该形状生成弯曲的多平面重建CMPR渲染。

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 16 (全 13 頁)		
(21) 出願番号	特願2014-525539 (P2014-525539)	(73) 特許権者 590000248
(86) (22) 出願日	平成24年8月13日 (2012. 8. 13)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2014-526927 (P2014-526927A)	ヴェ
(43) 公表日	平成26年10月9日 (2014. 10. 9)	KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/054108	N. V.
(87) 国際公開番号	W02013/024418	オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開日	平成25年2月21日 (2013. 2. 21)	ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成27年8月5日 (2015. 8. 5)	High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/523, 930	NL-5 6 5 6 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成23年8月16日 (2011. 8. 16)	n
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人 100122769
		弁理士 苗田 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】 光学ファイバー形状データを用いる湾曲マルチプレーナ再構成