

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6574378号
(P6574378)

(45) 発行日 令和1年9月11日(2019.9.11)

(24) 登録日 令和1年8月23日(2019.8.23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/01 (2006.01)
A 6 1 B 34/10 (2016.01)
A 6 1 B 34/20 (2016.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 5 2
A 6 1 B 1/01
A 6 1 B 34/10
A 6 1 B 34/20
G 0 2 B 23/24 Z

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-524875 (P2015-524875)
(86) (22) 出願日 平成25年7月22日(2013.7.22)
(65) 公表番号 特表2015-529494 (P2015-529494A)
(43) 公表日 平成27年10月8日(2015.10.8)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2013/056000
(87) 国際公開番号 W02014/024069
(87) 国際公開日 平成26年2月13日(2014.2.13)
審査請求日 平成28年7月13日(2016.7.13)
審判番号 不服2018-3365 (P2018-3365/J1)
審判請求日 平成30年3月8日(2018.3.8)
(31) 優先権主張番号 61/679,696
(32) 優先日 平成24年8月4日(2012.8.4)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
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
ドーフエン 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】 カテーテルの特定を改善するためのプローブのたわみの定量化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

標的領域を撮像する 1 つ以上の撮像装置を搭載し、少なくとも 1 つの光ファイバに結合されている形状検知可能な装置であって、その形状が光学的に検知されることが可能である装置、

構造物内にある前記少なくとも 1 つの光ファイバから光信号を受信し、前記光信号を解釈して、前記形状検知可能な装置の形状及び姿勢を決定する形状検知モジュール、

前記少なくとも 1 つの光ファイバと前記 1 つ以上の撮像装置との間における 1 つ以上の空間関係並びに前記形状検知可能な装置の前記形状及び姿勢に基づいて、前記少なくとも 1 つの光ファイバの基準座標系に対して前記 1 つ以上の撮像装置の位置情報を決定する装置位置決めモジュール、並びに

前記少なくとも 1 つの光ファイバに固定の座標系と、前記 1 つ以上の撮像装置に固定の座標系と、前記標的領域内に配される標的装置の位置を追跡し決定するマッピングシステムに固定の基準座標系と、を位置合わせし、前記位置情報に応じて前記標的装置の前記位置を調節し提供するマッピングモジュール
を有するシステム。

【請求項 2】

前記形状検知可能な装置は、前記少なくとも 1 つの光ファイバを前記形状検知可能な装置内に組み込むこと、及び前記少なくとも 1 つの光ファイバを前記形状検知可能な装置に外付けすることの少なくとも一方により前記少なくとも 1 つの光ファイバに結合されてい

る、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの光ファイバは、前記形状検知可能な装置の断面にわたり分布される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの光ファイバは、前記形状検知可能な装置の外周の周りに配される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記装置位置決めモジュールはさらに、前記構造物内に前記 1 つ以上の撮像装置を置く前に、前記少なくとも 1 つの光ファイバの各々と、各々が前記 1 つ以上の撮像装置を示している 1 つ以上のポイントとの間における前記 1 つ以上の空間関係を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記装置位置決めモジュールはさらに、前記構造物内に前記 1 つ以上の撮像装置を置く前に、前記少なくとも 1 つの光ファイバの各セクションと、各々が前記 1 つ以上の撮像装置を示している 1 つ以上のポイントとの間における前記 1 つ以上の空間関係を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記調節される標的装置の位置に従って、治療計画を適応させる又は作成する計画モジュールをさらに有する、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 8】

前記マッピングシステムは、電磁追跡システム及び形状検知システムの少なくとも一方を含んでいる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記形状検知可能な装置は、プローブ及び内視鏡の 1 つ以上を含んでいる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記標的装置は、プローブ、カテーテル、ガイドワイヤ及び内視鏡の 1 つ以上を含んでいる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記構造物は体腔である、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 12】

前記 1 つ以上の撮像装置が 1 つ以上の柔軟性のある撮像アレイを構成する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

標的領域を撮像する 1 つ以上の撮像装置を搭載し、少なくとも 1 つの光ファイバに結合されている形状検知可能な医療装置であって、その形状が光学的に検知されることが可能である医療装置、

構造物内にある前記少なくとも 1 つの光ファイバから光信号を受信し、前記光信号を解釈して、前記形状検知可能な医療装置の形状及び姿勢を決定する形状検知モジュール、

40

前記少なくとも 1 つの光ファイバの各々と、各々が前記 1 つ以上の撮像装置を示している 1 つ以上のポイントとの間における 1 つ以上の空間関係並びに前記形状検知可能な医療装置の前記形状及び姿勢に基づいて、前記少なくとも 1 つの光ファイバの基準座標系に対して前記 1 つ以上の撮像装置の位置情報を決定する装置位置決めモジュールであり、前記 1 つ以上の空間関係は前記 1 つ以上の撮像装置を前記構造物内に置く前に決定されている、装置位置決めモジュール、並びに

前記少なくとも 1 つの光ファイバに固定の座標系と、前記 1 つ以上の撮像装置に固定の座標系と、前記標的領域内に配される標的装置の位置を追跡し決定するマッピングシステムに固定の座標系とを位置合わせし、前記位置情報に応じて前記標的装置の前記位置を調節し提供するマッピングモジュール

50

を有するシステム。

【請求項 14】

構造物内に置かれる形状検知可能な装置から形状検知データを収集するステップであり、前記形状検知可能な装置は少なくとも1つの光ファイバに結合され、その形状が光学的に検知されることが可能であり、標的領域を撮像する1つ以上の撮像装置を搭載する、前記収集するステップ、

前記少なくとも1つの光ファイバと前記1つ以上の撮像装置との間における1つ以上の空間関係並びに前記形状検知可能な装置の前記形状及び姿勢に基づいて、前記少なくとも1つの光ファイバの基準座標系に対して前記1つ以上の撮像装置の位置情報を決定するステップ、並びに

前記少なくとも1つの光ファイバに固定の基準座標系と、前記1つ以上の撮像装置に固定の座標系と、前記標的領域内に配される標的装置の位置を追跡し決定するマッピングシステムに固定の座標系とを位置合わせし、前記位置情報に応じて前記標的装置の前記位置を調節し提供するステップ

を有する方法。

【請求項 15】

前記構造物内に前記1つ以上の撮像装置を置く前に、前記少なくとも1つの光ファイバの各々と、各々が前記1つ以上の撮像装置を示している1つ以上のポイントとの間における前記1つ以上の空間関係を決定するステップをさらに含んでいる、請求項14に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療器具に関し、特に医療器具の特定を改善するための医療応用において形状検知する光ファイバに関する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0002】

高線量率（HDR）小線源治療手続きは、経直腸超音波（TRUS）誘導の下でカテーテルの経会陰的な配置を含んでいる。その後、TRUS画像を用いたカテーテルの特定が手動で行われる。しかしながら、これは、カテーテルの可変のエコー輝度と組み合わせられる超音波スペックルがカテーテルを正確に及び常に特定することを難しくしているため、誤りの可能性が高くなる原因となる。自動化されるカテーテルのマッピング方法は、カテーテルに置かれるセンサ又はガイドワイヤの電磁（EM）追跡を含んでいる。この方法は、EMの基準座標系とTRUSの基準座標系と間における常に安定した関係を必要とする。しかしながら、臨床条件において、患者内にTRUSプローブを位置決める処理は、プローブの曲がり／たわみを誘発し、これがEM及びTRUSの基準座標系の位置合わせにおける不一致を引き起こす。

【課題を解決するための手段】

【0003】

本原理に従って、システムは、1つ以上の撮像装置を含む形状検知可能な装置を含み、この形状検知可能な装置は少なくとも1つの光ファイバに結合されている。形状検知モジュールは、形状検知可能な装置の形状を決定するために、構造物内にある少なくとも1つの光ファイバから光信号を受信し、この光信号を解釈するために構成される。装置位置決めモジュールは、少なくとも1つの光ファイバと1つ以上の撮像装置との間における1つ以上の関係に基づいて、前記1つ以上の撮像装置の位置情報を決定するために構成される。マッピングモジュールは、前記位置情報に基づいて調節される標的装置の位置を提供するために、少なくとも1つの光ファイバ、形状検知可能な装置及び標的装置のマッピングシステムの基準座標系を位置合わせするために構成される。

【0004】

10

20

30

40

50

システムは、１つ以上の撮像装置を含む形状検知可能な装置を含み、この形状検出可能な装置は少なくとも１つの光ファイバに結合されている。形状検知モジュールは、形状検知可能な装置の形状を決定するために、構造物内にある少なくとも１つの光ファイバから光信号を受信し、この光信号を解釈するために構成される。装置位置決めモジュールは、前記少なくとも１つの光ファイバの各々と、各々が前記１つ以上の撮像装置を示している１つ以上のポイントとの間における１つ以上の関係に基づいて、前記１つ以上の撮像装置の位置情報を決定するために構成される。前記１つ以上の関係は、前記構造物内に前記１つ以上の撮像装置を置く前に決定される。マッピングモジュールは、前記位置情報に基づいて調節される標的装置の位置を提供するために、少なくとも１つの光ファイバ、形状検知可能な医療装置及び標的装置のマッピングシステムの基準座標系を位置合わせするために構成される。

10

【０００５】

方法は、構造物内に置かれた形状検知可能な装置から形状検知データを収集することを含み、この形状検知可能な装置は、少なくとも１つの光ファイバに結合され、１つ以上の撮像装置を含んでいる。１つ以上の撮像装置の位置情報は、少なくとも１つの光ファイバと前記１つ以上の撮像装置との間における１つ以上の関係に基づいて決定される。少なくとも１つの光ファイバ、形状検知可能な装置及び標的装置のマッピングシステムの基準座標系は、前記位置情報に基づいて調節される標的装置の位置を提供するために位置合わせされる。

【０００６】

20

本開示のこれら及び他の目的、特徴並びに利点は、本開示の実施例の以下の詳細な説明から明らかとなり、これら説明は、付随する図面とつなぎ合わせて読まれる。

【０００７】

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説明を詳細に示している。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】ある実施例に従う装置の位置を特定するための形状検知システムを示しているブロック／流れ図。

【図２】ある実施例に従う光ファイバの例示的な配列を含むプローブの概略的に示される断面図。

30

【図３】被験者内に位置決められるときのプローブのたわみ／曲がりの影響の概略図。

【図４】ある実施例に従う装置の位置を特定するための方法を示すブロック／流れ図。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

本原理に従って、HDR小線源治療手続き中にカテーテルを特定するためのシステム及び方法が提供される。一般的に、HDR小線源治療は、経直腸超音波（TRUS）の誘導下で行われる。しかしながら、被験者へのTRUSプローブの挿入がこのプローブにたわみ／曲がりを誘発する。光ファイバの形状検知は、プローブの前記たわみ／曲がりを定量化して、それによりプローブの位置情報を提供するのに利用される。プローブに結合される光ファイバとTRUSの撮像アレイとの間における空間関係に基づいて、TRUSの撮像アレイの位置情報が計算されてもよい。

40

【００１０】

例えば光ファイバ又は電磁（EM）センサを用いてカテーテルがマッピングされてもよい。TRUSの撮像アレイ、光ファイバ及び前記カテーテルのマッピングシステムの基準座標系が位置合わせされてもよい。マッピングされるカテーテルの位置は、TRUSの撮像アレイの位置情報に基づいて調節され、これはTRUSプローブのたわみ／曲がりを考慮した実際のカテーテルの位置を示している。

【００１１】

有利なことに、本原理は、カテーテル及びアフターローダー(afterloader)の位置（並びに故に、放射性源の位置）の正確なリアルタイムの更新を提供する。リアルタイムの線

50

源位置の更新を提供する機能は、治療計画と治療送達との間におけるずれ(disconnect)を減らす。このずれは、治療源と組織との間における不一致である空間関係により存在する。治療送達中のリアルタイムのカテーテルのトラッキングは、治療の適応にも可能である。

【 0 0 1 2 】

本発明は、医療器具に関して説明されているが、本発明が教えることは、それよりも広く、如何なる光ファイバ又は撮像器具にも応用可能であることも理解されるべきである。幾つかの実施例において、本原理は、複雑な生体組織(biological system)又は機械システムを追跡又は解析するのに用いられる。特に、本原理は、生体組織の内部追跡手続き、例えば肺、消化管、排泄器官、血管等のような身体 of 全ての領域における手続きに応用可能である。図示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組み合わせで実施されてもよいし、1つの要素又は複数の要素において組み合わされた機能を提供してもよい。

10

【 0 0 1 3 】

図示される様々な要素の機能は、専用のハードウェア及びソフトウェアを適切なソフトウェアと関連して実行することが可能であるハードウェアの使用により提供されることができる。プロセッサにより供給されるとき、前記機能は、1つの専用のプロセッサ、1つの共用のプロセッサ又は複数の個別のプロセッサにより供給されることができ、これらの幾つかが共用されることもできる。その上、"プロセッサ"又は"コントローラ"という用語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することが可能であるハードウェアを独占的に参照しているとは解釈されるべきではなく、限定ではないが、デジタル信号プロセッサ(DSP)のハードウェア、ソフトウェアを記憶するための読み取り専用メモリ(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むこともできる。

20

【 0 0 1 4 】

その上、本発明の原理、態様及び実施例並びにこれらの特定例を述べている全ての発言は、本発明の構造的及び機能的等価物の両方を含んでいることを意図される。加えて、このような等価物は、現在知られる等価物及び将来開発される等価物(すなわち構造に関係なく、同じ機能を行う如何なる要素が開発されること)を含む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してい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は当業者により明らかである。同様に、如何なるフローチャート及びフロー図等は、コンピュータ読取可能な記憶媒体において実質的に示される及びコンピュータ又はプロセッサが明示されているかに関わりなく、このようなコンピュータ又はプロセッサにより実施される様々なプロセッサを示すことは明らかである。

30

【 0 0 1 5 】

その上、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により又はこれらと接続して使用するためのプログラムコードを供給す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入手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。これを説明するために、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、前記命令実施システム、機器若しくは装置により又はこれらと接続して使用するためのプログラムを含む、記憶する、通信する、伝搬する又は搬送する如何なる機器とすることができる。前記媒体は、電子、磁気、光、電磁気、赤外線又は半導体のシステム(又は機器若しくは装置)又は伝播媒体とすることができる。コンピュータ読取可能媒体の例は、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、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)、読み取り専用メモリ(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、ブルーレイ(登録商標)及びDVDを含む。

40

【 0 0 1 6 】

同様の番号は同じ又は同様の要素を示している図面をここで参照し、最初に図1を参照すると、カテーテルの位置決め情報を決定するためのシステム100がある実施例に従っ

50

て例示的に図示される。システム 100 は、ワークステーション又はコンソール 102 を含み、そこから手続き（例えば H D R の小線源治療）が指揮及び管理される。ワークステーション 102 は好ましくは、1 つ以上のプロセッサ 106 並びにプログラム及びアプリケーションを記憶するためのメモリ 104 を含む。当然のことながら、システム 100 の機能及び構成要素は、1 つ以上のワークステーション又はシステムに組み込まれてもよい。

【0017】

ワークステーション 102 は、視察するための 1 つ以上のディスプレイ 108 を含む。このディスプレイ 108 は、ユーザーがワークステーション 102 並びにこのワークステーションの構成要素及び機能と対話することも可能にする。この対話は、ユーザーインタフェース 110 によってさらに容易となり、このユーザーインタフェースは、キーボード、マウス、ジョイスティック又はワークステーション 102 とのユーザー対話を可能にするための他の如何なる周辺機器若しくは制御器を含む。

10

【0018】

本原理は、H D R 小線源治療手続きに関して説明されているが、本原理はそれよりも広いこと、及び複数の追跡システム間を通信する撮像システムを利用する如何なるワークフローにも応用可能であることを当業者は分かっている。例えば、本原理は、既知の撮像形状を持つために、柔軟性のある超音波アレイ又は慣習的に固くする必要がある他の撮像装置に利用されてもよい。光形状検知を用いた追跡は、柔軟性のある撮像装置の具体的な形状のリアルタイムの知識を提供し、これは従来の固い装置を用いて撮像するのが難しい領域又は構造物へのアクセスを可能にする。もう 1 つの例において、本原理は、超音波システム及び内視鏡の両方を用いてパイプが撮像される場所を精査するのに利用されてもよい。他の応用も考えられる。

20

【0019】

メモリ 104 は、形状検知装置又はシステム 118 からの光学フィードバック信号を解釈するために構成される形状検知モジュール 132 を含むコンピュータで実行されるプログラム 130 を記憶している。形状検知モジュール 132 は、前記光学信号のフィードバック（及び例えば電磁（E M）追跡のような他の如何なるフィードバック）を使用して、第 1 の医療装置又は器具 120 と関連している変形、たわみ及び他の変化を再構成するために構成される。この第 1 の装置 120 は好ましくは、（例えば経直腸超音波（T R U S））プローブを含むが、内視鏡又は他の撮像構成要素の 1 つ以上を含んでもよい。プローブ 120 は、配線 128 を介してワークステーション 102 に結合されている。この配線 128 は、必要に応じて、電気接続、光ファイバ接続、器具を含んでもよい。プローブ 120 は、構造物又は被験者 116（例えば患者）を診断するのに使用されてもよい。

30

【0020】

形状検知システムは、モジュール 132 と、プローブ 120 に取り付けられる又はプローブ 120 内に組み込まれる形状検知装置 118 とを含む。この形状検知システムは、選択した信号を供給し、光応答を受信する光インタロゲータ 112 を含む。光源 114 は、このインタロゲータ 112 の一部として又は形状検知装置 118 に光信号を供給するための別個のユニットとして設けられてもよい。形状検知装置 118 は、決まったパターンで前記装置 120 に結合される 1 つ以上の光ファイバ 122 を含む。これら光ファイバ 122 は、配線 126 を介してワークステーション 102 に結合されてもよい。この配線は必要に応じて、光ファイバ、電気接続、他の器具等を含んでもよい。

40

【0021】

ある実施例において、前記光ファイバ 122 は、プローブ 120 のケース内に組み込まれている。複数のファイバ 122 が利用される場合、各ファイバ 122 はプローブ 120 の外周又は周囲の周りに特定のパターンで配されてもよく、各ファイバ 122 は、プローブ 120 の長さに沿って伸びている。

【0022】

図 1 を引き続き参照しつつ、図 2 を少し参照すると、光ファイバの例示的な配列を含む

50

TRUSプローブ200の断面図がある実施例に従って図示される。プローブ120のたわみは非線形であるので、プローブ120の1つ以上の撮像アレイ202に近接して置かれるファイバ122はより高い密度であり、これら撮像アレイ202から離れたファイバ122はまばらに分布することが有利である。プローブ120内のファイバ122の他のパターンも考えられる。例えば、プローブ120の断面にわたるファイバ122の分布は、幾つかの利点、つまり複数のファイバ122の互いの相対位置を測定する機能、及び前記1つ以上のファイバ122との通信が失敗する場合、測定の冗長性を提供することを提供する。しかしながら、ファイバ122の位置が変わる場合、ファイバ122と撮像アレイ202との間における空間関係も有効ではない。

【0023】

10

図1に戻り参照すると、もう1つの実施例において、ファイバ122は、例えばクリップ式の留め具を用いてプローブ120に外部結合されてもよい。これらファイバ122は、プローブ120に厳密に位置合わせられる。本実施例がファイバ122の近接をプローブ120の撮像アレイに限定しているのに対し、ファイバ122の配置に関してオペレータに何らかの柔軟性を提供する。プローブ120上又は内に結合されるファイバ122の他の配置も考えられる。

【0024】

ファイバ122を備える形状検知118は、光ファイバの透過/反射からなる如何なる機構を用いて実施されてもよい。例えばファイバ122を備える形状検知118は、時間-波長分割多重化された分布検知、干渉計測、振幅ベースの固有の散乱等の1つ以上を用いて実施されてもよい。好ましくは、ファイバ122を備える形状検知118は、光ファイバ・ブラッグ・グレーティング(FBG)原理に基づいているが、他の方法、例えばレイリー散乱、ラマン散乱又はブリルアン散乱も考えられる。ファイバ・ブラッグ・グレーティングは、特定の光の波長を反射して、それ以外の全ての波長は透過する光ファイバの短いセグメントである。これは、ファイバコアにおける屈折率の周期的な変化を加えることにより達成され、これが波長固有の誘電体反射鏡を生成する。ファイバ・ブラッグ・グレーティングは故に、ある波長をブロックするための直列の光フィルタとして又は波長固有の反射器として用いられる。

20

【0025】

光ファイバ122の長さに沿った如何なる空間位置における光ファイバ122の形状は、この光ファイバ内で展開される内部歪みに依存している。ブラッグ波長はこの歪に敏感である。形状検知モジュール132は、3つ以上のFBG(3つのファイバ122の集合における各ファイバ122に1つ)における前記歪みを使用して、ファイバ群における局所的な曲がりを計算する。従ってファイバの形状が蓄積される。ファイバに沿ったFBGの位置の先験的な知識は、所望する基準座標系における前記ファイバの形状及び位置の推定を提供するのに利用されることができる。

30

【0026】

コンピュータで実行される命令130は、被験者116に挿入されるときプローブ120の撮像アレイの原点(origin)を決めるために構成される装置位置決めモジュール134を含んでもよい。最初に、被験者116内にプローブ120を位置決める前に、装置位置決めモジュール134は、ファイバ122とプローブ120の撮像アレイとの間における変換を計算する。この変換は、プローブ120の曲がっていない形状に対するファイバ122とプローブ120の撮像アレイとの間の空間関係を示す。ある実施例にいて、空間関係は、各々のファイバ122と各々がプローブ120の1つ以上の撮像アレイを示している1つ以上のポイント(例えば中心)との間で定められる。もう1つの実施例において、ファイバ122は複数のセクションに分割され、空間関係は前記各々のファイバ122の各セクションとプローブ120の撮像アレイの各々の中心との間で定められる。他の実施例も考えられる。これら空間関係は、手続き中にわたり不変である。そうでない場合は、再較正が行われる。

40

【0027】

50

好ましくは、被験者 1 1 6 にプローブ 1 2 0 を挿入する前に、手続き前の較正ステップにおいて、前記空間関係が決められる。例えば、この手続き前の較正は、断続的に（例えば毎週、毎月等で）行われる 1 回の較正でもよい。この較正ステップは、プローブ 1 2 0 の撮像アレイの原点がファイバ 1 2 2 の座標系に対して定められることを可能にする。もう 1 つの実施例において、事前の手続き前の較正が手続き中に適応されてもよい。

【 0 0 2 8 】

一度プローブ 1 2 0 が被験者 1 1 6 内に位置決められ、安定すると、ファイバ 1 2 2 の各々の形状及び姿勢が形状検知モジュール 1 2 6 を用いて記録される。ファイバ 1 2 2 とプローブ 1 2 0 の撮像アレイとの間における前記決定した空間関係に基づいて、装置位置決めモジュール 1 3 4 は、プローブ 1 2 0 の撮像アレイの原点を計算する。共通する基準座標系（例えばプローブ 1 2 0 の基準座標系）における撮像アレイの原点が好ましくはメモリ 1 0 4 に記憶される。

10

【 0 0 2 9 】

図 3 を少し参照すると、プローブ 3 0 0 は被験者内に位置決められている。プローブの曲がっていない形状 3 0 4 に対し、プローブ 1 2 0 を被験者 1 1 6 内に位置決める前に、被験者 1 6 の標的領域 3 0 2 は、プローブがたわまずに / 曲がらずに撮像される（3 0 6）。しかしながら、プローブ 1 2 0 を被験者 1 1 6 内に位置決める処理は、曲がり / わたみ 3 1 2 を誘発する。曲がったプローブ 3 0 8 が標的領域 3 0 2 を撮像する（3 1 0）。プローブ 1 2 0 に結合されるファイバ 1 2 2 とプローブ 1 2 0 の撮像アレイ 2 0 2 との間における空間関係を用いて、装置位置決めモジュール 1 3 4 は、撮像アレイの原点を計算するために、前記曲がり / わたみ 3 1 2 を説明する。

20

【 0 0 3 0 】

図 1 に戻り参照すると、コンピュータで実行されるプログラム 1 3 は、治療計画の前に、被験者 1 1 6 内における 1 つ以上の第 2 の医療装置又は器具 1 2 4 の位置をマッピングするために構成されるマッピングモジュール 1 3 6 を含む。この第 2 の装置 1 2 4 は好ましくは、カテーテルを含むが、プローブ、ガイドワイヤ、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構成要素等の 1 つ以上を含んでもよい。カテーテル 1 2 4 は、例えば高線量率（HDR）小線源治療のために被験者 1 1 6 内に位置決められてもよい。

【 0 0 3 1 】

30

ある実施例において、マッピングモジュール 1 3 6 は、被験者 1 1 6 内におけるカテーテル 1 2 4 の位置を特定するために EM ベースの経路マッピングを行うために構成される。ある実施例において、EM ベースの経路マッピングは、カテーテル 1 2 4 内に挿入される及びカテーテル 1 2 4 から引っ込められる EM 追跡されるガイドワイヤを用いて行われてもよい。この処理の間に追跡子 (tracker) の空間情報が記録される。EM ベースの経路マッピングの他の実施例も考えられる。EM システム、ファイバ 1 1 8 及びプローブ 1 2 0 の撮像システムの基準座標系が位置合わせされる。もう 1 つの実施例において、マッピングモジュール 1 3 6 は、被験者 1 1 6 内におけるカテーテル 1 2 4 の位置を特定するために光形状検知を行うために構成されてもよい。（カテーテル 1 2 4 及びプローブ 1 2 0 の両方に用いられる）ファイバ 1 2 2 及びプローブ 1 2 0 の撮像アレイの基準座標系が位置合わせされる。被験者 1 1 6 内におけるカテーテル 1 2 4 をマッピングする他の実施例も考えられる。

40

【 0 0 3 2 】

マッピングモジュール 1 3 6 は、装置位置決めモジュール 1 3 4 により決められるカテーテル 1 2 4 の位置情報をプローブ 1 2 0 の撮像アレイの原点に基づいて調節してもよい。この調節されるカテーテル 1 2 4 の位置は、プローブ 1 2 0 の変形 / 曲がりを考慮して決められる実際のカテーテル 1 2 4 の位置を示す。

【 0 0 3 3 】

マッピングモジュール 1 3 6 はさらに、例えば治療送達のような手続き中にリアルタイムのカテーテル 1 2 4 の追跡を行うために構成される。カテーテル 1 2 4 の形状及び姿勢

50

がファイバ 1 2 2 を用いて追跡される場合、カテーテル 1 2 4 の形状に関するリアルタイムの変化は、その瞬間におけるプローブ 1 2 0 の計算されるたわみ / 曲がりに基づいて決定され、調節される。カテーテル 1 2 4 内におけるアフターローダー装置の各増分位置も記録され、放射性源の位置のリアルタイムの推定を提供する。代わりに、放射性源の計画した位置を知ることにより、治療計画にリアルタイムの適応が行われることもできる。

【 0 0 3 4 】

コンピュータで実行されるプログラム 1 3 0 は、計画モジュール 1 3 8 を含んでもよい。この計画モジュールは、1 つ以上のディスプレイ 1 0 8 及び / 又はユーザーインタフェース 1 1 0 を含んでもよい。ある実施例において、計画モジュール 1 3 8 は、例えば、高線量率 (H D R) 小線源治療の手続きにおいて、計画前のカテーテル 1 2 4 のマッピングを提供するために構成される。プローブ 1 2 0 の撮像アレイの位置の知識は、カテーテルの位置の推定の精度を向上させることを可能にして、これらの推定は標的領域及び / 又は周辺にあるリスク臓器 (O A R) に適切な線量レベルを指定するための最初の治療計画を考案するのに用いられる。

10

【 0 0 3 5 】

もう 1 つの実施例において、計画モジュール 1 3 8 は、カテーテル 1 2 4 及びアフターローダーの位置のリアルタイムの更新を用いて適応する治療計画を提供する。カテーテル 1 2 4 が (被験者 1 1 6 の標的領域に対して) 動くとき、この動きを説明するために最初の治療計画が修正される。例えば、推定される標的が受け取る線量が例えば標的の後部領域における計画した線量よりも少ない場合、標的の後部領域の近くにあるカテーテルにおける線源の滞留位置及び滞留時間は、その領域において減少した線量を補償するためにそれに応じて調節される。治療計画に対する他の修正も考えられる。

20

【 0 0 3 6 】

図 4 を参照すると、カテーテルの位置決め情報を決定するための方法を示すブロック図がある実施例に従って図示されている。ブロック 4 0 2 において、形状検知データが形状検知可能な装置から収集される。この形状検知可能な装置は、好ましくは超音波プローブを含んでいるが、内視鏡又は他の撮像構成要素等を含んでもよい。この形状検知可能な装置は、ある構造物、例えば血管構造物、機械的構造物等内に置かれてもよい。

【 0 0 3 7 】

1 つ以上の光ファイバは好ましくは、決まったパターンで前記形状検知可能な装置に結合される。ある実施例において、ブロック 4 0 4 において、光ファイバは前記形状検知可能な装置内に組み込まれる又は埋め込まれる。例えば、高い密度の光ファイバは、形状検知可能な装置の 1 つ以上の撮像装置 (例えば撮像アレイ) に近接して置かれ、これら撮像装置から離れた光ファイバはまばらに分布するように、光ファイバが配される。もう 1 つの実施例において、光ファイバは、形状検知可能な装置の断面にわたり分布してもよい。さらにもう 1 つの実施例において、ブロック 4 0 6 において、光ファイバは、例えばクリップ式の留め具を用いて前記形状検知可能な装置に外部結合されてもよい。形状検知可能な装置内又はその周辺における光ファイバを位置決める他のパターンも考えられる。

30

【 0 0 3 8 】

ブロック 4 0 8 において、形状検知可能な装置の撮像装置の位置情報が前記ファイバと前記 1 つ以上の撮像装置との間における空間関係に基づいて決定される。最初に、形状検知可能な装置を構造物内に配置する前に、前記ファイバと形状検知可能な装置の撮像装置との間における変換が決定される。この変換は、ファイバと撮像装置との間における空間関係を示す。ある実施例において、ブロック 4 1 0 にいて、空間関係は、各々のファイバと、各々が前記形状検知可能な装置の 1 つ以上の撮像装置を示している 1 つ以上のポイント (例えば中心) との間において定められる。もう 1 つの実施例において、ブロック 4 1 2 において、前記ファイバは複数のセクションに分割され、各々のファイバの各セクションと、各々が形状検知可能な装置の 1 つ以上の撮像装置を示している 1 つ以上のポイントとの間における空間関係が定められる。他の実施例も考えられる。これら空間関係は、前記手続き中は不変である。もし不変でない場合は、再較正が行われる。

40

50

【0039】

好ましくは、形状検知可能な装置を構造物内に配置する前に、前記空間関係が手続き前の較正ステップにおいて決められる。例えば、この手続き前の較正は、断続的に（例えば毎週、毎月等で）行われる1回の較正でもよい。この較正ステップは、形状検知可能な装置の撮像装置の原点がファイバの座標系に対して定められることを可能にする。

【0040】

一度形状検知可能な装置が前記構造物内に位置決められると、前記ファイバの形状及び姿勢が記録される。ファイバと1つ以上の撮像装置との間における空間関係に基づいて、前記形状検知可能な装置の1つ以上の撮像装置の位置情報が決定される。

【0041】

ブロック414において、撮像装置の位置情報に基づいて調節された標的装置の位置を提供するために、光ファイバ、撮像装置及び標的装置のマッピングシステムの基準座標系が位置合わせされる。標的装置は好ましくはカテーテルを含むが、プローブ、内視鏡、ガイドワイヤ等を含んでもよい。標的装置は、前記マッピングシステムを用いてマッピングされる。ある実施例において、前記マッピングシステムは、EMベースのマッピングシステムを含む。EMベースのマッピングは、MR追跡されるガイドワイヤを用いて行われる。EMベースのマッピングの他の方法も考えられる。もう1つの実施例において、前記マッピングシステムは、光形状検知システムを含む。前記マッピングシステムの他の実施も考えられる。

【0042】

（マッピングシステムを用いて）マッピングされた標的領域の位置は、撮像装置の位置を用いて調節される。調節された標的装置の位置は、形状検知可能な装置のたわみ／曲がりを考慮することにより決められる実際の位置を示す。

【0043】

ブロック416において、治療計画が作成又は修正される。光ファイバを用いて標的装置が追跡される場合、この標的装置の形状に関するリアルタイムの変化が決定されることができ、治療計画が調節されることができる。ある実施例において、形状検知可能な装置内にあるアフターローダーの位置が記録され、この形状検知可能な装置に位置決められた線源（例えば放射性源）の位置のリアルタイムの推定を提供する。放射性源の計画された位置が分かっている場合、治療計画にリアルタイムの適応が行われる。例えば、標的が受け取る推定される線量が例えば前記標的の後方領域において計画された線量よりも少ない場合、この標的の後方領域に最も近い標的装置における線源の滞留位置及び滞留時間は、その領域において減少した線量を補償するためにそれに応じて調節されることができる。治療計画に対する他の修正も考えられる。

【0044】

もう1つの実施例において、治療計画が発展してもよい。形状検知可能な装置の撮像装置の位置の知識が標的装置の位置の推定の精度を向上させることになる。標的装置の正確な位置決めは、最初の治療計画の作成において重要である。

【0045】

付随する特許請求の範囲を解釈する際、

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動作以外の要素又は動作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ていなくても、その要素が複数あることを排除するものではない、

c) 請求項における如何なる参照符号もそれら請求項を制限しない、

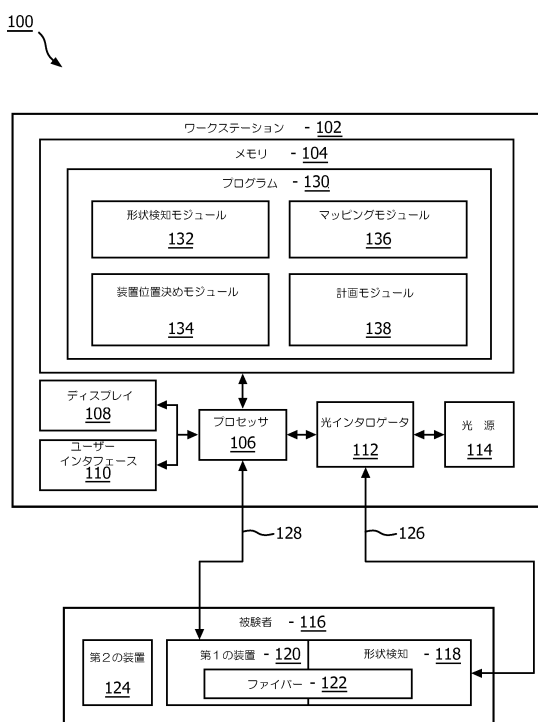
d) 幾つかの"手段"が同じアイテム、又はハードウェア若しくはソフトウェアが実施する構造或いは機能により示されてもよい、並びに

e) 特段に述べない限り、特別な動作のシーケンスが必要とされることを意図しないことが理解されるべきである。

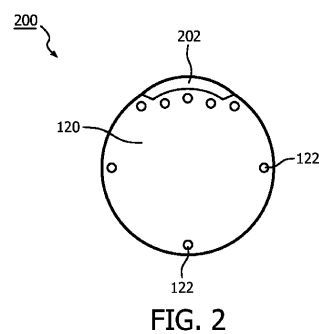
【0046】

(説明であり、限定ではないと意図される)カテーテルの特定を改善するためにプロローブのたわみを定量化するための好ましい実施例が説明されている場合、上記の教えを考慮して、当業者が修正及び変形を行うことができることを述べる。従って、付随する特許請求の範囲が説明するように、ここに開示される実施例の範囲内である、前記説明した開示の特定の実施例において変更が行われてもよいと理解すべきである。詳細を説明した及び特許法により特に要求された場合、特許証により主張される及び望ましくは保護されることは添付の特許請求の範囲に述べられている。

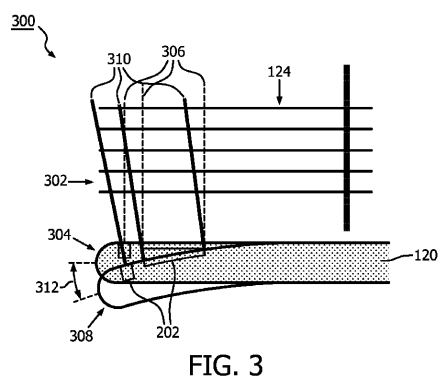
【 図 1 】



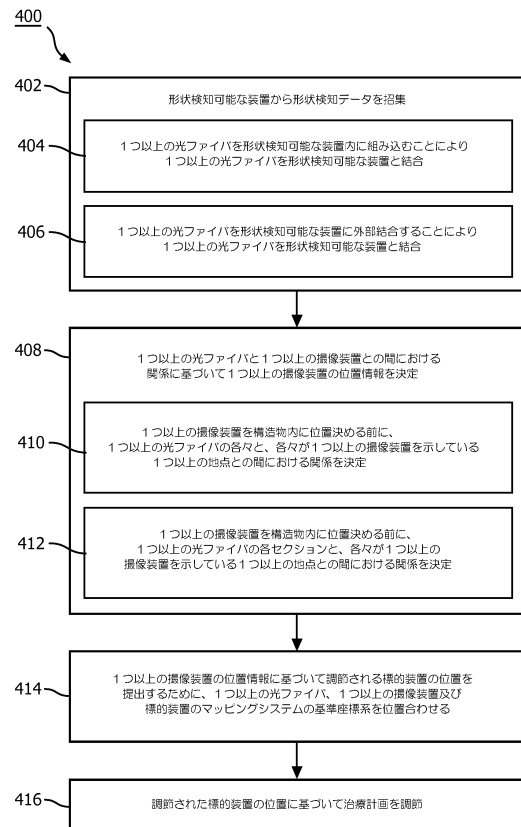
【図 2】



【 図 3 】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 バラト シアム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 クン シンシア ミンファー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 クルツケル ヨヘン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
5

合議体

審判長 福島 浩司

審判官 渡戸 正義

審判官 ▲高▼見 重雄

- (56)参考文献 国際公開第2012/001551(WO, A1)
国際公開第2011/098926(WO, A1)
国際公開第2012/066437(WO, A1)
特表2013-518656(JP, A)
特表2013-542828(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00-1/32

专利名称(译)	量化探头偏转以改善导管识别		
公开(公告)号	JP6574378B2	公开(公告)日	2019-09-11
申请号	JP2015524875	申请日	2013-07-22
[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	バラトシウム クンシンシアミンフー クルッケルヨヘン		
发明人	バラト シウム クン シンシア ミンフー クルッケル ヨヘン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/01 A61B34/10 A61B34/20 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/01 A61B34/10 A61B34/20 G02B23/24.Z		
优先权	61/679696 2012-08-04 US		
其他公开文献	JP2015529494A5 JP2015529494A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种系统和方法，包括具有一个或多个成像设备（202）的启用形状感测的设备（120），所述启用形状感测的设备耦合至光纤（122）。形状感测模块（132）被配置为从结构内的至少一根光纤中隐蔽并解释光信号以确定形状感测使能设备的形状。设备定位模块（134）被配置为基于所述至少一根光纤与所述一个或多个成像设备之间的一种或多种关系来确定所述一个或多个成像设备的位置信息。映射模块（136）被配置为配准至少一根光纤，启用形状感测的设备以及目标设备（124）的映射系统的参考系，以基于所述目标设备提供调整后的目标设备的位置。位置信息。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6574378号 (P6574378)
(45) 発行日 令和1年9月11日 (2019. 9. 11)	(24) 登録日 令和1年8月23日 (2019. 8. 23)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	5 5 2
A 6 1 B 1/01 (2006. 01)	A 6 1 B 1/01	
A 6 1 B 34/10 (2016. 01)	A 6 1 B 34/10	
A 6 1 B 34/20 (2016. 01)	A 6 1 B 34/20	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24	Z
請求項の数 15 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-524875 (P2015-524875)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成25年7月22日 (2013. 7. 22)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ	
(65) 公表番号 特表2015-529494 (P2015-529494A)	KONINKLIJKE PHILIPS	
(43) 公表日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)	N. V.	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/056000	オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5	
(87) 国際公開番号 WO2014/024069	High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven	
(87) 国際公開日 平成26年2月13日 (2014. 2. 13)	n	
審査請求日 平成28年7月13日 (2016. 7. 13)	(74) 代理人 100122769	
審査番号 不服2018-3365 (P2018-3365/J1)	弁理士 苗田 秀仙	
審査請求日 平成30年3月8日 (2018. 3. 8)	(74) 代理人 100163809	
(31) 優先権主張番号 61/679, 696	弁理士 五十嵐 貴裕	
(32) 優先日 平成24年8月4日 (2012. 8. 4)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)		
最最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 カテーテルの特定を改善するためのプローブのたわみの定量化		

最終頁に続く