

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6636326号  
(P6636326)

(45) 発行日 令和2年1月29日 (2020.1.29)

(24) 登録日 令和1年12月27日 (2019.12.27)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/103 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 5/0215 (2006.01)

G 0 1 B 11/24 (2006.01)

A 6 1 B 5/103 Z DM

G 0 2 B 23/24 A

G 0 2 B 23/26 B

A 6 1 B 5/0215 B

G 0 1 B 11/24 D

請求項の数 9 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-535130 (P2015-535130)  
 (86) (22) 出願日 平成25年9月20日 (2013.9.20)  
 (65) 公表番号 特表2016-500525 (P2016-500525A)  
 (43) 公表日 平成28年1月14日 (2016.1.14)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/058687  
 (87) 国際公開番号 W02014/053941  
 (87) 国際公開日 平成26年4月10日 (2014.4.10)  
 審査請求日 平成28年9月7日 (2016.9.7)  
 (31) 優先権主張番号 61/708,768  
 (32) 優先日 平成24年10月2日 (2012.10.2)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

前置審査

(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】 光学的形状センサを使用する体積マッピング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

解剖学的体積の境界の少なくとも一部をマッピングするための囲まれた解剖学的体積内に配置可能な体積マッピング器具において、

少なくとも1つの医学的チューブであって、各医学的チューブが、形状記憶材料を含み、前記解剖学的体積内に前記医学的チューブを規則的に配置するための細長い形状と前記解剖学的体積の境界に対して前記医学的チューブを固定するためのらせん形状との間で遷移する、前記医学的チューブと、

各医学的チューブに隣接した光学的形状センサであって、各医学的チューブが前記解剖学的体積内で前記細長い形状から前記らせん形状に遷移するのに応じて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す少なくとも1つの符号化された光学的信号を生成するように構造的に構成される、当該光学的形状センサと、  
 を有する、体積マッピング器具。

【請求項 2】

前記光学的形状センサは、前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す少なくとも1つの符号化された光学的信号を生成することに加えて、動き、歪、気体流、流量、磁性、電圧、温度、圧力、及び生化学的状態の少なくとも1つの測定を提供する材料で構成及び/又はコーティングされる、請求項1に記載の体積マッピング器具。

【請求項 3】

各医学的チューブに対する前記光学的形状センサの隣接は、前記光学的形状センサの少

なくとも1つが各医学的チューブを横切ること又は前記光学的形状センサが各医学的チューブを通して延在することを含む、請求項1に記載の体積マッピング器具。

【請求項4】

前記光学的形状センサが、少なくとも1つの光ファイバを含み、各光ファイバは、各医学的チューブが前記解剖学的体積内で前記細長い形状から前記らせん形状に遷移されるのに応じて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す前記少なくとも1つの符号化された光学的信号の1つの生成する、請求項1に記載の体積マッピング器具。

【請求項5】

囲まれた解剖学的体積の境界の少なくとも一部をマッピングする体積マッピングシステムにおいて、

解剖学的体積内で配置可能な体積マッピング器具であって、

少なくとも1つの医学的チューブであって、各医学的チューブが、形状記憶材料を含み、前記解剖学的体積内に前記医学的チューブを規則的に配置するための細長い形状と前記解剖学的体積の境界に対して前記医学的チューブを固定するためのらせん形状との間で遷移する、前記医学的チューブ、及び

各医学的チューブに隣接した光学的形状センサであって、各医学的チューブが前記解剖学的体積内で前記細長い形状から前記らせん形状に遷移するのに応じて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す少なくとも1つの符号化された光学的信号を生成するように構造的に構成される、当該光学的形状センサ、

を有する、当該体積マッピング器具と、

前記少なくとも1つの符号化された光学的信号を受け取るのに応じて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部をマッピングする体積マッピングモジュールと、  
を有する、体積マッピングシステム。

【請求項6】

前記光学的形状センサが、前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す少なくとも1つの符号化された光学的信号を生成することに加えて、動き、歪、気体流、流量、磁性、電圧、温度、圧力、及び生化学的状态の少なくとも1つの測定を提供する材料で構成及び/又はコーティングされる、請求項5に記載の体積マッピングシステム。

【請求項7】

各医学的チューブに対する前記光学的形状センサの隣接は、前記光学的形状センサの少なくとも1つが各医学的チューブを横切ること又は前記光学的形状センサが各医学的チューブを通して延在することを含む、請求項5に記載の体積マッピングシステム。

【請求項8】

前記光学的形状センサが、少なくとも1つの光ファイバを含み、各光ファイバは、各医学的チューブが前記解剖学的体積内で前記細長い形状から前記らせん形状に遷移されるのに応じて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す前記少なくとも1つの符号化された光学的信号の1つの生成する、請求項5に記載の体積マッピングシステム。

【請求項9】

囲まれた解剖学的体積の境界の少なくとも一部をマッピングするように形状記憶材料を含む少なくとも1つの医学的チューブ及び前記少なくとも1つの医学的チューブに隣接した光学的形状センサを含む体積マッピング器具を配置する体積マッピングシステムの作動方法において、

各医学的チューブが、前記解剖学的体積内で前記医学的チューブを規則的に配置するための細長い形状から前記解剖学的体積の前記境界に対して前記医学的チューブを固定するためのらせん形状に遷移するステップであって、前記光学的形状センサが前記各医学的チューブの固定を感知する、ステップと、

各医学的チューブが前記解剖学的体積の前記境界に対して固定されるのに応じて、前記光学的形状センサが前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部の形状を示す少なくとも1つの符号化された光学的信号を生成するステップと、

10

20

30

40

50

前記少なくとも1つの符号化された光学的信号に基づいて前記解剖学的体積の前記境界の少なくとも一部をマッピングするステップと、  
を有する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広くは、解剖学的体積の境界の一部又は全体の三次元（3D）形状を感知するように部分的に又は完全に境界を持つ解剖学的体積内の1以上の医学的ツール（例えば、バルーン、バスケット、形状記憶チューブ等）により固定される光学的形状センサに関する。本発明は、特に、前記光学的形状センサの形状感知能力、及び妥当な場合には前記医学的ツールの物理的幾何構成に基づいて前記境界を持つ解剖学的体積の一部又は全体の3D形状をマッピングすることに関する。

10

【背景技術】

【0002】

当技術分野において知られているように、撮像システムは、患者の目標器官（例えば、潜在的に癌性の器官又は異常機能器官）の画像を生成する既知の撮像モダリティ（例えば、X線、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像、超音波、陽電子放出断層撮影、及び単光子放出断層撮影）を実施するのに使用されうる。これらの画像は、患者の診断に対して及び/又は前記器官の様々な治療（例えば、画像ガイド手術、放射線治療等）を計画及び実行するのに医師により使用されうる。前記目標器官に対する正確な治療計画を容易化するために、前記目標器官は、前記画像内の前記目標器官の輪郭の識別及び視覚化に対してセグメント化される必要がありうる。

20

【0003】

しかしながら、前記画像は、金属が生体構造を不明瞭にする又は干渉する場合に、前記画像内の前記目標器官の輪郭の識別及び視覚化が不可能である又はエラーが発生しやすいかもしれないので、読み取るのが難しいかもしれない。画像セグメンテーションは、典型的には、前記目標器官の輪郭を電子的に描くように前記目標器官の表面上の様々な点を選択するように高度な訓練を受けた医師に要求する。これは、時間がかかり、エラーを受けやすい可能性がある。より具体的には、器官と内部流体との間の境界の設定は、前記器官の貧弱な視覚化のため難しいかもしれない。造影剤は、特定の生体構造を強調するのを助けるのに使用されうるが、一部の人は、造影剤に敏感である。

30

【0004】

代わりに、例えば、米国特許出願公開2008/0008369A1により開示される境界再パラメータ化（reparameterization）方法のような、自動セグメンテーションプログラムが、使用されてもよい。しかしながら、前述の刊行物により認識されるように、前記目標器官の境界は、覆いかぶさるフィーチャによる陰影及び異なるグレイレベルの2つの領域により又は2つの異なるテクスチャの間の縁として、又はこれら2つのハイブリッドとして、形成される誤った縁のため、前記画像において弱く現れる、スペckルノイズの存在によりマスクされることを含む様々な理由で識別するのが難しいかもしれない。この複雑さは、画像ベースの自動セグメンテーションアルゴリズムに対して高い失敗率を引き起こす。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、解剖学的体積（例えば、中空器官）の形状を測定し、オプションとして、動き、歪、磁性、電圧、気体流、流量、温度、圧力、生化学的状態及び固有の組織特性又は外部要因に対する組織の応答に関する他の特徴を含むが、これらに限定されない様々なパラメータを測定するマッピング方法を提供することである。特に、形状/パラメータ測定は、経時的に生じてよく、これにより前記解剖学的体積の四次元（4D）情報を生成してもよい。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 6 】

このために、本発明は、前記体積の境界の一部又は全体の三次元（３Ｄ）形状をマッピングするように医学的ツールにより部分的に又は完全に境界を持つ解剖学的体積内で規則的に配置され、固定される光学的形状センサを提供する。

## 【 0 0 0 7 】

本発明の一形式は、解剖学的体積の境界の一部又は全体をマッピングするように解剖学的体積内で配置可能な体積マッピング器具である。前記体積マッピング器具は、１以上の医学的ツールを使用し、各医学的ツールは、前記医学的ツールを前記解剖学的体積内に規則的に配置するための配置可能な構造形態と、前記解剖学的体積の境界に対して各医学的ツールを固定するためのマッピング構造形態との間で遷移する。

10

## 【 0 0 0 8 】

前記医学的ツールの例は、（１）収縮した圧縮状態と膨張した拡張状態との間で遷移する医学的バルーン、（２）細長い形状と球状形状との間で医学的バスケットを遷移させる形状記憶材料を含む前記医学的バスケット、及び（３）細長い形状とらせん形状との間で医学的チューブを遷移させる形状記憶材料を含む前記医学的チューブを含むが、これらに限定されない。

## 【 0 0 0 9 】

前記体積マッピング器具は、前記医学的ツールに隣接した光学的形状センサを使用し、前記光学的形状センサは、各医学的ツールが前記解剖学的体積内で前記配置可能な構造形態から前記マッピング構造形態に遷移されるのに応じて前記解剖学的体積の境界の一部又は全体の形状を示す１以上の符号化された光学的信号を生成するように構造的に構成される。

20

## 【 0 0 1 0 】

本発明の第２の形式は、前述の体積マッピング器具を使用し、前記符号化された光学的信号に基づいて前記解剖学的体積の境界の一部又は全体をマッピングするように体積マッピングモジュールを使用する体積マッピングシステムである。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の第３の形式は、前述の体積マッピングシステムを使用する体積マッピング方法である。前記体積マッピング方法は、前記解剖学的体積内に各医学的ツールを規則的に配置すること、及び前記解剖学的体積の境界に対して前記解剖学的体積内に配置されるように各医学的ツールを固定することを含む。前記体積マッピング方法は、各医学的ツールが前記解剖学的体積の境界に対して固定されるのに応じて、前記解剖学的体積の境界の一部又は全体の形状を示す１以上の符号化された光学的信号を生成する前記光学的形状センサの動作、及び前記符号化された光学的信号に基づく前記解剖学的体積の境界の一部又は全体のマッピングを含む。

30

## 【 0 0 1 2 】

本発明の前述の形式及び他の形式並びに本発明の様々なフィーチャ及び利点は、添付の図面と併せて読まれる本発明の様々な実施例の以下の詳細な記載から明らかになる。詳細な記載及び図面は、本発明を限定するのではなく、単に説明し、本発明の範囲は、添付の請求項及びその同等物により規定される。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 3 】

【図１】本発明による体積マッピングシステムの典型的な実施例を示す。

【図２Ａ】本発明による収縮した状態における医学的バルーンを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図２Ｂ】本発明による膨張した状態における医学的バルーンを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図３】図２Ａ及び２Ｂに示される医学的バルーンに隣接した光ファイバのらせん状態の第１の典型的な実施例を示す。

【図４】図２Ａ及び２Ｂに示される医学的バルーンに隣接した光ファイバのらせん状態

50

の第 2 の典型的な実施例を示す。

【図 5 A】本発明による細長い形状を持つ医学的バスケットを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図 5 B】本発明による球状形状を持つ医学的バスケットを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図 6 A】本発明による細長い形状を持つ医学的チューブを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図 6 B】本発明によるらせん形状を持つ医学的チューブを持つ体積マッピング器具の典型的な実施例を示す。

【図 7】本発明による体積マッピング方法の典型的な実施例を示す。

10

【図 8 A】図 7 に示されるフローチャートによる解剖学的体積のマッピングの第 1 の典型的な実行を示す。

【図 8 B】図 7 に示されるフローチャートによる解剖学的体積のマッピングの第 1 の典型的な実行を示す。

【図 9】図 7 に示されるフローチャートによる解剖学的体積のマッピングの第 2 の典型的な実行を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図 1 は、1 以上の光学的形状センサ及び 1 以上の医学的ツールを使用する本発明の体積マッピング器具を示す。一般に、部分的に又は完全に囲まれた解剖学的体積をマッピングする目的に対して、各光学的形状センサ 30 は、前記解剖学的体積の境界の一部又は全体の三次元 (3D) 形状をマッピングし、オプションとして、動き、歪、磁性、電圧、気体流、流量、温度、圧力、生化学的状態及び固有の組織特性又は外部要因に対する組織の応答に関する他の特徴を含むが、これらに限定されない様々なパラメータを測定するように、医学的ツール 40 により前記境界を持つ解剖学的体積内に規則的に配置され、固定される。前記解剖学的体積の例は、心臓、肺、膀胱、胃、腸、子宮及び結腸からなる図 1 に示されるような患者 10 の中空器官 11 を含むが、これらに限定されない。

20

【0015】

特に、本発明の目的に対して、光学的形状センサ 30 は、変形光学的センサアレイ 31 を介する連続した内部光反射を用いて光を送るように構造的に構成されたいかなる物品としてここに広く規定され、アレイ 31 の各変形光学的センサは、特定の波長の光を反射し、他の全ての波長の光を透過し、これにより反射波長が光学的形状センサ 30 に加えられる外部刺激の関数としてシフトされうるように構造的に構成されるいかなる物品としてここに広く規定される。光学的形状センサ 30 の例は、当技術分野において既知であるようなファイバの長さに沿って一体化されたファイバ・ブラッグ・グレーティングのアレイを組み込む可撓性光透過ガラス又はプラスチックファイバ、及び当技術分野において既知であるようなファイバの長さに沿って発生する光学的屈折率のランダム変化 (例えば、レイリー散乱) を自然に持つ可撓性光透過ガラス又はプラスチックファイバを含むが、これらに限定されない。

30

【0016】

明確性のため、3 つのセンサ 31 のみが各光ファイバ 30 に対して示されているが、実際には、光ファイバ 30 は、当業者により理解されるように光ファイバ 30 の長さに対して小さいバージョンのセンサ 31 を多数、使用する。

40

【0017】

実際に、各光学的形状センサ 30 は、光学的形状センサ 30 の 3D 曲げ感知を容易化するいかなる構成の 1 以上の変形光学的センサアレイを使用してもよい。

【0018】

例えば、単一の光ファイバ実施例において、光学的形状センサ 30 は、光学的形状センサ 30 による 3D 曲げ感知に対して要求されるように 120° 間隔で配置された 3 つのファイバ・ブラッグ・グレーティングを持つ、又は光学的形状センサ 30 による 3D 曲げ感

50

知に対して要求されるように60°間隔で配置された6つのファイバ・ブラッグ・グレーティングを持つ単一の光ファイバである。いずれの場合にも、追加のファイバ・ブラッグ・グレーティングが、構成内の中央ファイバ・ブラッグ・グレーティング・アレイとして使用されてもよい。

#### 【0019】

また、例により、複数光ファイバ実施例において、光学的形状センサ30は、各光ファイバが単一のファイバ・ブラッグ・グレーティングを持つ3つの光ファイバを含み、前記光ファイバが、光学的形状センサ30による3D曲げ感知に対して要求されるように120°間隔で配置され、又は各光ファイバが単一のファイバ・ブラッグ・グレーティングを持つ6つの光ファイバを含み、前記光ファイバが、光学的形状センサ30による3D曲げ感知に対して要求されるように60°間隔で配置される。いずれの場合にも、追加の光ファイバが、構成内の中央光ファイバとして使用されてもよい。

#### 【0020】

動作において、各光学的形状センサ30は、光学的形状センサ30の瞬間的な形状サンプリングにおいて光学的形状センサ30の形状を示す前記連続した内部光反射に基づいて各変形光学的センサアレイに対する符号化された光学的信号を発生する。より具体的には、瞬間的な形状サンプリングに対して又は複数の形状サンプリングにわたって、前記符号化された光学的信号は、光学的形状センサ30が、医学的ツール40により前記境界を持つ体積内で規則的に配置及び固定されるので、光学的形状センサ30の形状を示す。前記符号化された光学的信号は、したがって、後でより詳細にここで説明されるように及び前記マッピングされた体積を視覚的に表示する（例えば、図1に示されるマッピングされた体積52の表示53）ために前記体積（例えば、図1に示される心臓12のマッピングされた体積52）の境界をマッピングするために各光学的形状センサ30の使用を容易化する。

#### 【0021】

パラメータ測定に対して、変形光学的センサアレイ31は、参照にここに組み込まれるWO2011/048509により教示されるようにこのような測定を提供する材料からなる及び/又はコーティングされてもよい。このような材料の例は、電圧感知に対する $\text{Bi}_{12}\text{TiO}_{20}$ 結晶、磁気感知に対する $\text{Ni-Mn-Ga}$ 記憶形状金属合金、及び強化された温度感知に対する $\text{Zn}$ 金属蒸着を含むが、これらに限定されない。

#### 【0022】

本発明の目的に対して、医学的ツール40は、解剖学的体積内に医学的ツール40を規則的に配置するための配置可能な構造形態と前記解剖学的体積の境界に対して医学的ツール40を固定するためのマッピング構造形態との間で遷移するように構造的に構成されたいかなる物品としてここに広く規定される。医学的ツール40の例は、収縮した圧縮状態と膨張した拡張状態との間で遷移する医学的バルーン41、変形された細長い形状と自然な球状形状との間で医学的バスケットを遷移させる形状記憶材料を含む医学的バスケット42、変形された細長い形状と自然ならせん形状との間で医学的チューブを遷移させる形状記憶材料を含む医学的チューブ43を含むが、これらに限定されない。

#### 【0023】

各光学的形状センサ30は、前記解剖学的体積の境界の一部又は全体の3D形状をマッピングするために医学的ツール40による前記境界を持つ解剖学的体積内の規則的配置及び固定を容易化するような形で医学的ツール40に隣接する。本発明の目的に対して、用語「隣接」は、外部刺激が遷移中に光学的形状センサ30に加えられるように、医学的ツール40の前記配置可能な構造形態と前記マッピング構造形態との間の遷移が光学的形状センサ30により感知されるように、医学的ツール40に対して光学的形状センサ30を物理的に相互作用するいかなる手段としても広く規定される。

#### 【0024】

例えば、図2に示される医学的バルーンの実施例において、光学的形状センサ30は、らせんパターンで医学的バルーン41を越え、これにより、医学的バルーン41の圧縮又

10

20

30

40

50

は拡張が、光学的形状センサ 30 に加えられる外部刺激を変化させるので、収縮した状態（図 2 A）と膨張した状態（図 2 B）との間の医学的バルーン 41 の遷移が、光学的形状センサ 30 により感知される。実際に、設計されたらせんパターンにおける光学的形状センサ 30 は、体積マッピングに対する最大膨張状態における医学的バルーン 41 に隣接してもよく、これにより、前記らせんパターンは、医学的バルーン 41 が前記最大膨張状態からある程度収縮されるときはいつでも、それに応じて医学的バルーン 41 とともに圧縮する。前記らせんパターンの例は、図 3 に示されるアルキメデスのらせんパターン及び図 4 に示されるフェルマのらせんパターンを含むが、これらに限定されない。

#### 【0025】

図 8 に関連して後にここで説明されるように、体積マッピング器具 20 が、デリバリ器具 64（図 1）により前記解剖学的体積内に進められ、前記解剖学的体積内で前記膨張状態に遷移されるので、各医学的バルーン 41 は、収縮した状態で動作される。このように、光学的形状センサ 30 は、医学的バルーン 41 が前記解剖学的体積内で膨張されるような時間まで各医学的バルーン 41 の収縮した感知を提供する。

#### 【0026】

また、例により、図 5 に示される医学的バスケットの実施例において、医学的バスケット 42 は、形状記憶材料（例えば、ニチノールワイヤ）を含み、これにより、医学的バスケット 42 は、変形された細長い形状（図 5 A）と自然な球状形状（図 5 B）との間で遷移し、医学的バスケットの変形又は緩和が、光学的形状センサ 30 に加えられる外部刺激を変化させるので、前記細長い形状と前記球状形状との間のいかなる遷移も、光学的形状センサ 30 により感知される。実際に、光学的形状センサ 30 は、前記体積マッピングに対する前記自然な球状形状において医学的バスケット 42 に隣接してもよく、これにより、光学的形状センサ 30 は、医学的バスケット 42 が前記自然な球状形状からある程度、変形されるときはいつでも、局所的に伸長する。

#### 【0027】

図 8 に関連して後でここに説明されるように、体積マッピング器具 20 が、デリバリ器具 64（図 1）により前記解剖学的体積内に進められ、前記解剖学的体積内で前記自然な球状形状に遷移されるので、各医学的バスケット 42 は、変形された細長い形状で動作される。このように、光学的形状センサ 30 は、医学的バスケット 42 が、前記解剖学的体積内で自然な球状形状を再開するような時間まで、各医学的バスケット 42 の細長い感知を提供する。

#### 【0028】

他の例により、図 5 に示される医学的チューブの実施例において、医学的チューブ 43 は、形状記憶材料（例えば、ニチノール管）を含み、これにより、医学的チューブ 43 は、変形された細長い形状（図 6 A）と自然ならせん形状（図 6 B）との間で遷移し、医学的チューブの変形又は緩和が、光学的形状センサ 30 に加えられる外部刺激を変化させるので、前記細長い形状と前記らせん形状との間のいかなる遷移も、光学的形状センサ 30 により感知される。実際に、光学的形状センサ 30 は、前記体積マッピングに対する前記自然ならせん形状において医学的チューブ 43 に隣接してもよく、これにより、光学的形状センサ 30 は、医学的チューブ 43 が前記自然ならせん形状からある程度変形されるときはいつでも、局所的に伸長する。

#### 【0029】

図 9 に関連して後にここで説明されるように、体積マッピング器具 20 は、デリバリ器具 64（図 1）により前記解剖学的体積内に進められ、前記解剖学的体積内で前記自然ならせん形状に遷移されるので、医学的チューブ 43 は、変形された細長い形状において動作される。このように、光学的形状センサ 30 は、医学的チューブ 43 が前記解剖学的体積内で自然ならせん形状を再開するような時間まで医学的チューブ 43 の細長い感知を提供する。

#### 【0030】

体積マッピング器具 20 の更なる理解を容易化するために、図 7 に示されるフローチャ

10

20

30

40

50

ート 80 により表される本発明の体積マッピング方法が、ここに記載される。フローチャート 80 の記載は、図 1 に示される患者 10 の中空の肺 11 の体積マッピングに関連して提供される。

【0031】

図 1 及び 7 を参照すると、フローチャート 80 の段 S 81 は、患者 10 の中空器官 11 の撮像と、中空器官 11 に体積マッピング器具 20 を進める経路の計画とを含む。中空器官 11 を撮像するために、撮像システム 60 が、撮像座標系 61 内の中空器官 11 の画像を生成する既知の撮像モダリティ（例えば、X 線、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴撮像、超音波、陽電子放出断層撮影、単光子放出断層撮影）を実施するのに使用される。

【0032】

中空器官 11 に体積マッピング器具 20 を進める経路を計画するために、経路プランナ 62 及び / 又は手術ナビゲータ 63 が、中空器官 11 に体積マッピング器具 20 を進める手段として使用されるべきデリバリ器具 64 のタイプに依存して既知の計画技術を実施するように使用される。

【0033】

例えば、カテーテル又は内視鏡であるデリバリ器具 64 に関連して、計画プランナ 62 は、2007 年 4 月 17 日に公開され、"3D Tool Path Planning, Simulation and Control System" と題された Trovato 他に対する国際出願 WO 2007 / 022986 A2 により教示される技術を実施してもよく、これは、患者 10 の生成された画像内の前記カテーテル又は内視鏡に対する運動学的に正しい経路を生成するのに使用されうる。

【0034】

代わりに、カテーテル又は内視鏡であるデリバリ器具 64 に関連して、手術ナビゲータ 62 は、患者 10 の生成された画像内の前記カテーテル又は内視鏡を追跡する電磁又は光学的ガイダンスシステムを使用してもよい。このような手術ナビゲータの一例は、カテーテル又は内視鏡に対するグローバル・ポジショニング・システム (GPS) のように動作する Philips Medical により商業的に提供される PercuNav システムである。

【0035】

また、例により、入れ子式カニューレであるデリバリ器具 64 に関連して、経路プランナ 62 は、2008 年 3 月 20 日に公開され、"Active Cannula Configuration For Minimally Invasive Surgery" と題された Trovato 他に対する国際出願 WO 2008 / 032230 A1 により教示される技術を実施してもよく、これは、患者 10 の生成された画像内の前記入れ子式カニューレに対する運動学的に正しい構成を生成するのに使用されうる。

【0036】

フローチャート 80 の段 S 82 は、中空器官 11 内の体積マッピング器具 20 の規則的な配置及び固定を含む。実際に、中空器官 11 に体積マッピング器具 20 を送る手順は、医学的ツール 40 及びデリバリ器具 64 のタイプに依存する。2 つの例が、ここに記載される。

【0037】

図 8 に示されるように中空器官 11 の全体的な境界を含む第 1 の例に対して、医学的ツール 40 は、4 つの医学的バルーン 41 を含み、デリバリ器具 64 は、カテーテル 64 a である。医学的バルーン 41 は、単一の光学的形状センサ 30 の遠位端に沿って空間的に分配され、カテーテル 64 a 内で圧縮された収縮状態である。1 以上の光ファイバを持つ光学的形状センサ 30 の一実施例において、各光ファイバの光学的形状センサ 30 は、らせんパターンで（チャンネルを開いたまま保つためのワイヤ又は高分子コイルチューブのような壁要素を持つ又は持たない）各医学的バルーン 41 の表面内のチャンネルを通過してもよく、これは、医学的バルーン 41 が拡張することを可能にしながら、可撓性であるが、比較的伸縮不可能な光ファイバによる形状追跡を可能にする。前記パターン内の各光ファイバの末端は、可撓性膜内の全ての方向において機械的に拘束される固定点を構成してもよく、前記光ファイバに沿った他の点は、前記光ファイバが埋め込まれる可撓性マトリクス内のチャンネル / 溝に平行なスライドする境界条件で自由にスライドすることを可能にさ

10

20

30

40

50



れる。

【 0 0 3 8 】

更に、各光ファイバの緩い長さは、医学的バルーン 4 1 に向けて続くので、医学的バルーン 4 1 の各端部に取り付けられてもよい。前記長さは、好ましくは、最短経路長と各医学的バルーン 4 1 の拡張された表面上の距離との間である。各医学的バルーン 4 1 は、中空器官 1 1 他の医学的バルーン 4 1 によりある程度圧縮されるので、前記経路は、拡張された医学的バルーン 4 1 のサイズを示すべきである。

【 0 0 3 9 】

光学的形状センサ 3 0 が、図 8 B を単純化するように各医学的バルーン 4 1 を長手方向に横切るように図 8 B に示されることに注意されたい。それにもかかわらず、実際には、図 3 及び 4 に示される球状パターンに配置される光学的形状センサ 3 0 は、医学的バルーン 4 1 の膨張の光学的感知を提供する。

【 0 0 4 0 】

カテーテル 6 4 a は、図 8 A に示されるように中空器官 1 1 a の特定の侵入点に前記体積マッピング器具を送るようにナビゲートされてよく、これにより、前記体積マッピング器具は、中空器官 1 1 a 内の前記体積マッピング器具、特に医学的バルーン 4 1 の規則的な配置を容易化するように設計されたパターンで中空器官 1 1 a 内に進められる。代わりに、カテーテル 6 4 a は、中空器官 1 1 内の前記体積マッピング器具、特に医学的バルーン 4 1 の規則的な配置を容易化するように設計されたパターンで中空器官 1 1 内に進められてもよい。

【 0 0 4 1 】

いずれの場合にも、一度医学的バルーン 4 1 が中空器官 1 1 a 内に規則的に配置されると、医学的バルーン 4 1 は、中空器官 1 1 a の境界に対して医学的バルーン 4 1 を固定するように膨張される。実際に、医学的バルーン 4 1 は、自動的にトリガされてもよく、これにより、膨張は、作動基準（例えば、器具挿入の深度）を評価するように医学的バルーン 4 1 内の埋め込まれたセンサからの測定値（例えば、温度、歪、幾何構成、湿度、 $pO_2$ 、 $pCO_2$  等）を入力として取り込む空気圧式アクチュエータにより自動的に開始される。代わりに、医学的バルーン 4 1 の膨張は、中空器官 1 1 a の境界に対する最適な固定プロファイルを達成するようにプログラム可能な又は自動化されたシーケンスで時間調整されてもよい。トリガ又はタイマを用いて、医学的バルーン 4 1 は、各医学的バルーン 4 1 が中空器官 1 1 a に入るにつれて順次的に、又は代わりに 2 以上の医学的バルーン 4 1 の挿入後に膨張されてもよい。

【 0 0 4 2 】

また、実際に、撮像システム 6 0 は、中空器官 1 1 a 内で医学的バルーン 4 1 を規則的に配置する及び/又は中空器官 1 1 a の境界に対する医学的バルーン 4 1 の許容可能な固定を視覚化するのに使用されてもよい。

【 0 0 4 3 】

当業者は、図 8 の例に対する医学的バルーン 4 1 の代わりに医学的バスケット 4 2（図 1）の代替的な使用を理解する。

【 0 0 4 4 】

図 9 に示されるような心臓 1 2 を含む第 2 の例に対して、医学的ツール 4 0 は、らせん状チューブ 4 3 であり、デリバリ器具は、カニューレ 6 4 b である。図 6 に示されるように、細長い形状を持つ光学的形状センサ 3 0 は、カニューレ 6 4 b を通って細長い形状に伸びるらせん状チューブ 4 3 を通って伸びる。この例において、カニューレ 6 4 b は、心臓 1 2 の右心房 1 2 a 内に進められるように長手方向に拡張され、前記体積マッピング器具は、コイル 4 4 により右心房 4 3 に固定される。カニューレ 6 4 b は、この後に、図 9 に示されるように右心房 1 2 a の開口まで後退され、らせん状チューブ 4 3 及び光学的形状センサ 3 0 は、らせん状チューブ 4 3 の通常のらせん形状を仮定し、右心房 1 2 a の境界に対して固定すると推定する。

【 0 0 4 5 】

図7を再び参照すると、フローチャート80の段S83は、前記生成された画像内の中空器官11の体積マッピングを含む。実際に、光学的形状センサ30が、画像座標系62(図1)内の長さに沿った光学的形状センサの3Dの位置を検出するという事実の観点から、中空器官11内の光学的形状センサ30の分布、医学的ツール40による光学的形状センサ30の固定点の設計、及び固定の度合いは、医学的ツール40が中空器官11に対して固定されるので中空器官11の正確なマッピングに対して考慮すべき重要なマッピング要因である。

#### 【0046】

図1を参照すると、形状センサコントローラ50及び体積マッピングモジュール51は、光学的形状センサ30の符号化された光学的信号を処理し、これにより光学的形状センサ30の一部又は全体的な形状を再構成するのに使用される。本発明の目的に対して、形状センサコントローラ50は、光学的形状センサ30を通して光を伝送し、変形光学的センサアレイによる伝送光の連続した内部反射により生成される前記符号化された光学的信号を受け取るように構造的に構成されたいかなる装置又はシステムとしてもここに広く規定される。形状センサコントローラ50の一例は、光学的形状センサ30を通して光を伝送し、変形光学的センサアレイによる前記伝送光の前記連続した内部反射により生成される前記符号化された光学的信号を受け取る、当技術分野において既知である、光結合器、広帯域基準反射器及び周波数領域反射率計を含むが、これらに限定されない。

#### 【0047】

本発明の目的に対して、体積マッピングモジュール52は、光学的形状センサ30の形状を部分的に又は全体的に再構成するように前記符号化された光学的信号を処理するように構造的に構成されたいかなる物品としても広く規定される形状再構成器を含む。前記形状再構成器の一例は、既知の形状再構成技術を実施するようにいかなるタイプのコンピュータ(例えば、図1に示されるワークステーション53)上にソフトウェア及び/又はファームウェアとしてインストールされる再構成エンジンを含むが、これに限定されない。特に、光学的形状センサ30の形状に一体化される歪/曲げ測定に前記符号化された光学的信号を関連付ける既知の形状再構成技術である。

#### 【0048】

体積マッピングモジュール52は、光学的形状センサ21の再構成された形状及び適用可能である場合に前記マッピング構造形態における医学的ツール40の物理的幾何構成を処理し、画像座標系61内の中空器官11の境界の3D形状を提供するように構造的に構成されたいかなる物品又は装置としても広く規定される画像マップを含む。

#### 【0049】

例えば、図8Bに関連して、ドット90-97は、医学的ツール40の固定による中空器官11のエッジを表し、したがって中空器官12に対する光学的形状センサ30の様々な感知点を表す。前述のマッピング要因の観点から、体積マッピングは、直線及び/又は弧(例えば、ベジエ曲線)としてのドット90-97間の接続により達成される。当業者により理解されるように、ドット90-97の増加は、前記画像マップによる前記解剖学的体積のより正確な体積マッピングをもたらす。

#### 【0050】

段S83の完了後に、前記体積マッピングは、様々な診断及び/又は治療目的に対して使用される。例えば、形状マッピングされた境界は、マルチモダリティデータ位置合わせ/統合に対して固定された解剖学的体積/フィーチャを規定するのに使用されてもよく、これにより、形状追跡器具空間及び撮像/監視空間は、重畳され、所望の目標に向けた形状追跡装置の強化されたガイダンスを可能にする。

#### 【0051】

当業者は、本発明の体積マッピング器具の原理をいかなるタイプの医学的処置に応用する方法も理解するだろう。

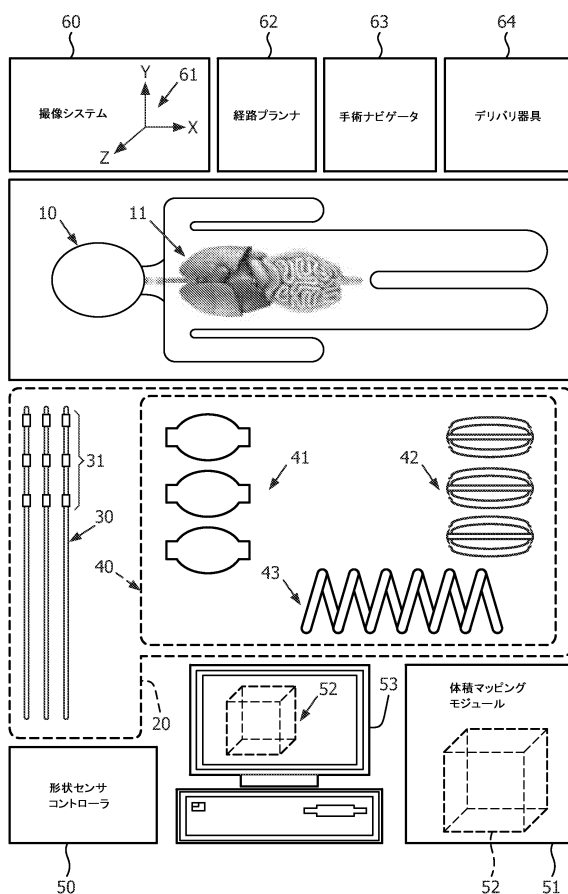
#### 【0052】

当業者は、本発明の体積マッピング器具の利益を更に理解するだろう。

## 【 0 0 5 3 】

本発明の様々な実施例が、図示及び記載されているが、ここに記載された本発明の実施例が、説明に役立つものであり、本発明の真の範囲から逸脱することなしに、様々な変更及び修正が行われてもよく、同等物が要素に対して代用されてもよいと、当業者により理解されるだろう。加えて、多くの修正は、中心的な範囲から逸脱することなしに本発明の教示を適応させるように行われてもよい。したがって、本発明が、本発明を実行すると期待されるベストモードとして開示される特定の実施例に限定されないが、本発明が、添付の請求項の範囲に入る全ての実施例を含むことが意図される。

【 図 1 】



【 図 2 A 】

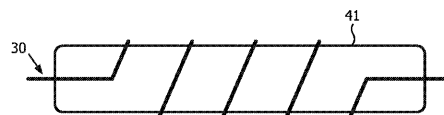


FIG. 2A

【 図 2 B 】

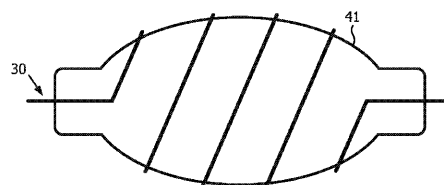


FIG. 2B

【図 3】

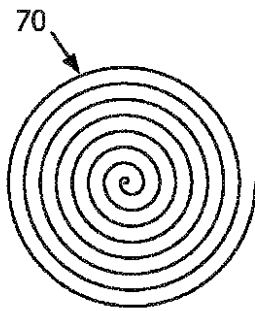


FIG. 3

【図 4】

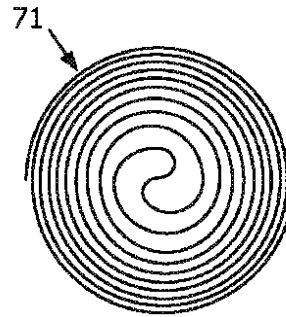


FIG. 4

【図 5 A】



FIG. 5A

【図 5 B】



FIG. 5B

【図 6 A】

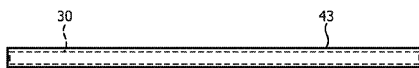


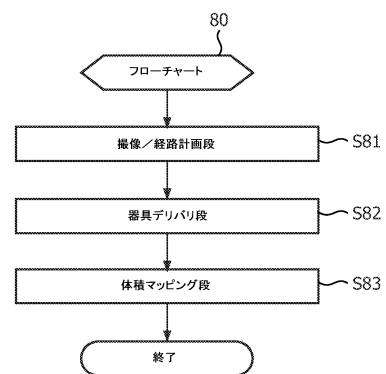
FIG. 6A

【図 6 B】



FIG. 6B

【図 7】



【図 8 A】

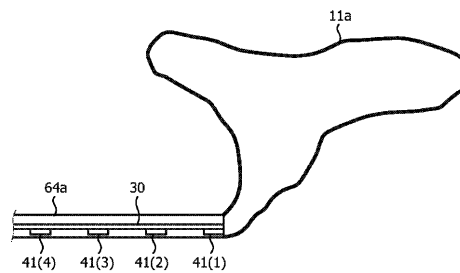


FIG. 8A

【 図 8 B 】

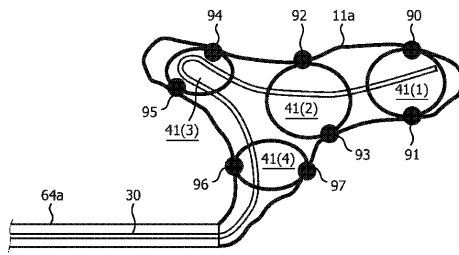


FIG. 8B

【 図 9 】

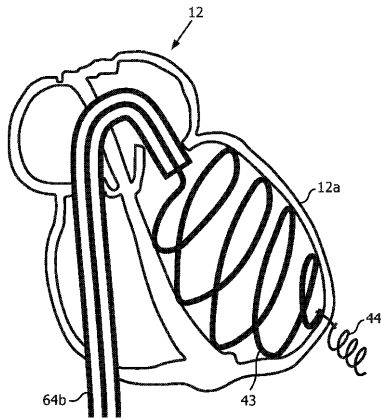


FIG. 9

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
**G 0 1 B 11/16 (2006.01)** G 0 1 B 11/16 G

- (72)発明者 トロヴァート カレン イレーネ  
 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  
 5
- (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  
 5
- (72)発明者 マンツケ ロバート  
 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  
 5
- (72)発明者 クン シンシア ミンフー  
 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  
 5
- (72)発明者 ラマカンドラン バーラト  
 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  
 5
- (72)発明者 フェラルド 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  
 5

審査官 松本 隆彦

- (56)参考文献 特開2012-090690(JP,A)  
 特表2001-504363(JP,A)  
 特開2004-251779(JP,A)  
 国際公開第2013/030764(WO,A1)  
 特開2003-210590(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 1 0 3  
 A 6 1 B 5 / 0 4  
 G 0 1 B 1 1 / 2 4  
 A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2