

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2021-510337

(P2021-510337A)

(43) 公表日 令和3年4月22日(2021.4.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2020-538683 (P2020-538683)
 (86) (22) 出願日 平成31年1月9日 (2019.1.9)
 (85) 翻訳文提出日 令和2年9月7日 (2020.9.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2019/050418
 (87) 国際公開番号 WO2019/137946
 (87) 国際公開日 令和1年7月18日 (2019.7.18)
 (31) 優先権主張番号 18151091.8
 (32) 優先日 平成30年1月10日 (2018.1.10)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 507002321
 ユニヴェルシテ・リブレ・ドゥ・ブリュッセル
 ベルギー・B-1050・ブリュッセル・ケース・ポステル・161・アヴニュ・エフ・デ・ルーズヴェルト・50
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉
 (74) 代理人 100133400
 弁理士 阿部 達彦
 (72) 発明者 ベンヤミン・メルテンス
 ベルギー・1332・ゲンバル・シャン・ドゥ・ラ・ガレンヌ・2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡非接触測定デバイス

(57) 【要約】

非接触測定のためのデバイス(10)であって、光源(18)と、光源に対して光学結合された回折光学素子(173)を備える光パターンプロジェクタ(17)と、光パターンプロジェクタにより照明された標的部(8)を撮像するように構成された撮像システム(16)と、光パターンプロジェクタおよび撮像システムが固定的相対位置において装着された支持部(15)と、撮像システムにより取得されたデータを処理するように構成された処理ユニット(12)とを備える。支持部は、光パターンプロジェクタ(17)の光学軸(175)に対して平行な長手方向軸(151)を有し、光パターンプロジェクタ(17)および撮像システム(16)は、長手方向軸(151)に沿って離間位置に配置される。光源は、複数のそれぞれ異なる色の光線を発するように動作可能であり、複数の光線のそれぞれは、回折光学素子(173)に対して光学結合されたコヒーレント光線である。回折光学素子は、個々の回折角度にしたがって複数の光線を回折することにより、独立パターンを結果的にもたらすように構成される。処理ユニットは、独立パターンの中の1つから取得したデータにおいて自動認識された少な

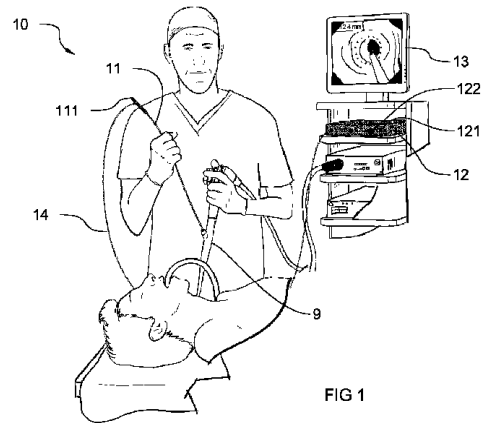


FIG 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

非接触測定のためのデバイス(10)であって、
光源(18)と、
前記光源に対して光学結合された回折光学素子(173)を備える光パターンプロジェクタ(17)と、

前記光パターンプロジェクタにより照明された標的部(8)を撮像するように構成された撮像システム(16)と、

前記光パターンプロジェクタおよび前記撮像システムが固定的相対位置において装着された支持部(15)と、

前記撮像システムにより取得されたデータを処理するように構成された処理ユニット(12)と、

を備え、

前記支持部は、前記光パターンプロジェクタ(17)の光学軸(175)に対して平行な長手方向軸(151)を有し、前記光パターンプロジェクタ(17)および前記撮像システム(16)は、前記長手方向軸(151)に沿って離間位置に配置される、デバイス(10)において、

前記光源は、複数のそれぞれ異なる色の光線を発するように動作可能であり、前記複数の光線のそれぞれは、コヒーレント光線であり、前記回折光学素子が個々の回折角度にしたがって前記複数の光線を回折することにより結果として独立パターン(201、202、203)をもたらすように構成されるように、前記回折光学素子(173)に対して光学結合されることと、

前記処理ユニットは、前記独立パターン(201、202、203)の中の1つから取得したデータにおいて自動認識された少なくとも2つの位置に基づき測定値を判定するように構成されることと、

を特徴とする、デバイス。

【請求項 2】

前記測定値は、距離および面積の一方または両方である、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記距離は、直径および周長の一方である、請求項2に記載のデバイス。

【請求項 4】

コントローラは、前記独立パターンの中の1つがある瞬間に投影されるように、前記光源および/または前記光パターンプロジェクタを制御するように構成される、請求項1から3のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 5】

投影するための前記独立パターンの中の1つを選択することを可能にするユーザインターフェース(122)を備える、請求項1から4のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記光源と前記回折光学素子との間で光学結合された光ファイバ(171)を備え、前記光ファイバ(171)は単一の光ファイバであり、前記光源は、前記単一の光ファイバを介して前記複数の光線を送るよう構成される、請求項1から5のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記光源は、光ファイバ(171)へと前記複数の光線を結合するように構成されたビームコンバイナ(186)を備える、請求項1から6のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記複数の光線は、青色光線、緑色光線、および赤色光線を備える、請求項1から7のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記処理ユニット(12)は、前記位置に基づき前記測定値を自動判定するように構成される、請求項1から8のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記処理ユニット(12)は、同一の標的部についておよび前記独立パターンの中のそれぞれについて、2つ以上の点の位置を判定するように構成される、請求項1から9のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 1】

視覚的表示装置(13)をさらに備え、前記処理ユニット(12)は、前記視覚的表示装置(13)に前記測定値を表示するように構成される、請求項1から10のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 2】

前記回折光学素子(173)および前記撮像システム(16)は、平行な光学軸を有するように位置決めされ、前記撮像システムは、発光方向において考えた場合に前記回折光学素子の前に位置決めされる、請求項1から11のいずれか一項に記載のデバイス。

10

【請求項 1 3】

前記光パターンプロジェクタ(17)は、同心パターンを生成するように構成される、請求項1から12のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 4】

前記光パターンプロジェクタ(17)は、前記光学軸(175)周りの回転対称性を有する前記独立パターン(201、202、203)を投影するように構成される、請求項1から13のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 5】

前記独立パターンのそれぞれが、円形の上に配置された複数の点を備える、請求項1から14のいずれか一項に記載のデバイス。

20

【請求項 1 6】

前記独立パターンのそれぞれが、円から構成される、請求項1から15のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 7】

内視鏡(9)のチャンネルに沿った移動が可能となる寸法を有する実質的に円筒状のプロープ(11)を備え、前記回折光学素子(173)および前記撮像システム(16)は、前記プロープ内に配置される、請求項1から16のいずれか一項に記載のデバイス。

【請求項 1 8】

前記処理ユニット(12)に対して動作可能に結合されたエンコーダであって、前記支持部(15)の移動距離を測定するように構成された前記エンコーダを備える、請求項1から17のいずれか一項に記載のデバイス。

30

【請求項 1 9】

前記処理ユニット(12)は、前記移動距離の測定値との重ね合わせにおいて前記測定値を判定するように構成されている、請求項18に記載のデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、非接触測定のためのデバイスおよび方法に関し、詳細には内腔の表面に対して非接触寸法測定の実施を可能にする内視鏡デバイスおよび方法などのしかしそれらに限定されない内腔スコープデバイスおよび方法に関する。有利には、この非接触測定は、例えば腔部直径などの2つの点間の距離などの測定値を取得するために三角測量により実施される。

40

【背景技術】

【0002】

医療分野において、とりわけステント配置前における気道測定が、高い関心を集めつつある。医師は、適切なステントの選択または気道狭窄の測定を行うために、気管支の直径を測定することが必要となる。これらの測定を行うために、医師は、患者を照射するCTスキャンか、またはサイズ基準としての生検鉗子かのいずれかを現行では用いるが、これらは測定器具としてあまり正確なものではない。気道の直径は、気管の20mm超から最も細い

50

気管支では約2mmまでと、比較的広い範囲でばらつきを有し得る。

【0003】

特許文献1により、表面のトポグラフィを測定する内視鏡が知られている。この内視鏡は、投影ユニットおよび撮像ユニットを備える。投影ユニットおよび撮像ユニットは、内視鏡の軸に対して連続的に配置される。この軸上において軸方向に相互に前後して配置される投影ユニットおよび撮像ユニットの構成により、きわめて小型の内視鏡構成が可能となる。この内視鏡は、径方向対称構造を有するスライドの形態の投影構造体を備える。この投影構造体は、色分けされた光パターンを実現するためある波長により照明される。上記デバイスの1つの欠点は、光パターンプロジェクタが可動パーツ(スライダ)を有するかなり複雑な構造体を有し、これにより内視鏡のさらなる小型化が妨げられる点である。上記デバイスのもう1つの欠点は、サイズまたは直径などの単純測定が必要な場合に、ユーザインターフェースの操作をユーザが行う必要がある点である。これは、デバイスのオペレータが、内視鏡の誘導および/または位置決めにおいて概ね両手を使用するため、対処しにくいものとなるおそれがある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許出願公開第2012/0190923号

【特許文献2】米国特許第3971065号

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の1つの目的は、サイズ範囲の広い内腔直径を正確に測定することが可能であり、ヒトの気道において特に有用である内視鏡非接触測定デバイスを提供することである。1つの目的は、2.8mm以下の直径を有するチャンネル、具体的には気管支鏡の器具チャンネルなどの、内視鏡の器具チャンネル内での使用向けに小型化することが可能な内視鏡非接触測定デバイスを提供することである。

【0006】

本発明の1つの目的は、より単純な構造からなるおよび/またはより容易に使用できる内視鏡非接触測定デバイスを提供することである。具体的には、1つの目的は、好ましくはユーザによる介入を伴わないリアルタイム自動測定の実施を可能にするかようなデバイスを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

したがって、本発明によれば、添付の特許請求の範囲に示すような非接触測定のためのデバイスが提供される。有利には、本発明によるデバイスは、標的部位における測定を遠隔的に、すなわち標的部位の測定点に接触することなく実施するように構成される。このデバイスは、光源と、光源に対して光学結合された回折光学素子を備える光パターンプロジェクタと、光パターンプロジェクタにより照明された標的部位を撮像するように構成された撮像システムと、光パターンプロジェクタおよび撮像システムが固定的相対位置において装着された支持部と、撮像システムにより取得されたデータを処理するように構成された処理ユニットとを備える。

40

【0008】

支持部は、光パターンプロジェクタの光学軸に対して平行な長手方向軸を有し、光パターンプロジェクタおよび撮像システムは、長手方向軸に沿って離間位置に配置される。有利には、光パターンプロジェクタ、具体的には回折光学素子、および撮像システムは、相互に対して前後関係で配置される。有利には、回折光学素子および撮像システムは、同軸状に配置される。有利には、光パターンプロジェクタは、光学軸を中心とする(実質的な)回転対称性を有するパターンを投影するように構成される。

【0009】

50

本発明の態様によれば、光源は、連続的にまたは同時にのいずれかにおいて、複数のそれぞれ異なる色の光線を発するように動作可能である。複数の光線のそれぞれは、コヒーレント光線である。コヒーレント光線のそれぞれに対して光学結合された回折光学素子は、独立したまたは識別できるパターンにしたがって複数の光線を回折するように構成される。これらの独立パターンは、それぞれ異なる波長の光による異なる角度にしたがって異なる色を有する複数の光線を回折する回折光学素子の結果として得られる。

【0010】

一態様によれば、処理ユニットは、これらの独立パターンの中の1つから取得したデータにおいて検出された少なくとも2つの位置に基づき測定値を判定するように構成される。これらの少なくとも2つの位置は、例えば適切な画像認識アルゴリズムなどにより取得データ内においてコントローラによって自動認識される。換言すれば、種々の色の中の1つからなる1つのみのパターンが、1回の測定を実施するために使用される。

10

【0011】

上記の態様の1つの利点は、示唆されたデバイスが自動測定を行うためのポインタデバイスとして使用され得る点である。例として、外科医またはオペレータは、例えばヒトの気道中の気管支上の、管腔中の狭窄部上の、等の測定が望まれる位置である標的位置に独立パターンの中の少なくとも1つを合わせ、デバイスは、光パターンで合わせられた位置において、例えば気管支のサイズのまたは狭窄部の直径のなどの所望の測定を自動的に実施する。この測定は、有利には独立パターンの中の1つのみに基づくことにより自動的に実施され得る。したがって、この測定は、オペレータがデバイスを正確に合わせることを必要として実施されるものであり、いかなる他の介入も伴うことなく例えば視覚的表示装置上などにおいて確認することが可能であるようなものである。したがって、本発明によるデバイスは、より高速の診断および撮像を可能にする。

20

【0012】

しかし、それは、例えばパターンが回転対称性を有する、有利には単一の円形を有するまたは(単純な)円形上に配置された複数の点もしくは線セグメントを有するなど、投影されるパターンが単純な形状からなるものであり、正確な視覚的位置決めを可能にするものである場合には、処理ユニットにとってもオペレータにとってもより容易となる。測定値は、(円形)パターンの直径もしくは周長、または円形パターンにより囲まれた面積(表面)であり得る。したがって、測定値とパターンとの間における1対1の重ね合わせが存在し、これにより、オペレータが測定点上にデバイスを正確に位置決めするまたは合わせることが容易になる。

30

【0013】

有利には、処理ユニットは、独立パターンのそれぞれを個別に処理するように構成される。さらに有利には、処理ユニットは、これらの独立パターンのそれぞれ(または複数)ごとに対応する測定値を判定するように構成される。有利には、これらの測定値のそれぞれは、独立パターンのそれぞれ1つのみから取得されたデータにおいて検出された少なくとも2つの点に基づくものである。それぞれ異なる光の波長が、それぞれ異なる角度で回折されることが知られているが、本態様では、これは、独立投影パターンを生成するために利用される。有利には、これらの独立パターンは、相互に離間される。有利には、複数の光線の中の1つにそれぞれ1つが関連するこれらの独立パターンは、同一面上に投影される場合にそれぞれ異なるサイズを有する。本発明者らは、測定デバイスと標的部位との間の距離が同一であると考慮した場合に、デバイスから同一の標的距離の位置における、および種々の色(すなわちそれぞれ異なる光波長)のパターンに基づき実施される測定がそれぞれ異なる精度を有することを立証した。より長い波長(例えば赤色)の光線により形成されたパターンを用いた測定値は、より短い波長(例えば青色)の光線により形成されたパターンが使用される場合よりもより高い精度を有することが立証されている。しかし、波長のより長い光線は、より大きな角度にしたがって回折され、故により大きなサイズのパターンを形成する。かかるより大きなパターンは、標的部位に位置するより小さな特徴部をカバーできない。したがって、測定対象の特徴部のサイズに応じて、本態様によるデバイス

40

50

は、種々の光線波長のパターンを使用することを可能にし、それによって同一の相対精度をあらゆるサイズの測定に対して実現する。結果として、この測定精度は、測定範囲内のあらゆる管腔のサイズまたは深度に対して保証される。

【0014】

有利には、処理ユニットは、複数の光線または独立パターンの中のいずれの1つを発するかを制御するために光源に対して結合され得る。有利には、パターンまたは光色は、例えば処理ユニットなどにより自動的に選択され得る。上記に示唆した独立パターンは、識別できるパターンであり、色分けされたパターンではない点を指摘しておくことが有益だろう。したがって、有利には、色分けされたパターンは、本発明の態様においては使用されない。

10

【0015】

本開示の第2の態様によれば、非接触測定を実施する方法が提供される。この方法は、内腔内の標的部位に対して複数の独立パターンを投影することを含む。これらの複数のパターンは、複数のそれぞれ異なる色の光線から発生する。複数の光線の中のそれぞれ1つが、コヒーレント光線である。複数の光線は、回折されて複数のパターンの中のそれぞれへと分離する。複数のパターンが撮像され、測定値が例えば三角測量などを介して独立パターンの中の1つの少なくとも2つの位置に基づき判定される。有利には、測定値は、例えばこれらのパターンのそれぞれの少なくとも2つの位置に基づき、独立パターンのそれぞれについて判定され得る。有利には、複数の独立パターンは同時に投影されず、ユーザは、例えばユーザインターフェースなどを介して複数の独立パターンの中のいずれの1つを投影するかを選択し得る。有利には、測定値は、標的部位に位置する測定点の自動認識により判定される。有利には、本方法は、本発明によるデバイスを使用して実施される。

20

【0016】

以下、添付の図面を参照として本発明の態様をさらに詳細に説明する。図面において、同一の参照数字は同一の特徴を示す。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本明細書において説明される態様によるデバイスの様々な構成要素を示す図である。

【図2】本明細書において説明されるいくつかの態様によるデバイスの遠位部の光学アセンブリを示す図である。

30

【図3】図2の光学アセンブリの数学モデルを示す図である。

【図4】本明細書において説明される態様によるデバイスの概略構成図である。

【図5】それぞれ異なる波長(青、緑、および赤)、ピクセルエラー=0.5ピクセル、焦点距離=165ピクセル、基線=5mmの光パターンごとの測定深度に対する絶対測定誤差を示すグラフである。

【図6】それぞれ異なる波長(青、緑、および赤)、ピクセルエラー=0.5ピクセル、焦点距離=165ピクセル、基線=5mmの光パターンごとの測定直径に対する直径の絶対測定誤差を示すグラフである。

【図7】本明細書において説明されるさらなる態様によるデバイスのプローブを示す図である。

40

【図8】本明細書において説明されるさらなる態様によるデバイスのプローブを示す図である。

【図9】本明細書において説明されるさらなる態様による、外部器具チャンネルに挿通されたプローブを誘導するための、外部器具チャンネルに対して装着されたデバイスのプローブを示す図である。

【図10】同一の回折光学素子を介して3つの異なる波長の光線を発することにより実現される壁面に投影された独立パターンセットを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

50

図1を参照すると、非接触測定デバイス10が、ケーブル14を介して処理ユニット/コントローラ12に対して接続されたプローブ11を一般的に備える。代替的には、コントローラ12に対してプローブ11を無線結合することが可能である。医用撮像における使用のこの例では、プローブ11は、内視鏡9の器具チャネルまたはトロカールなどの任意の他の誘導内視鏡ツールのいずれかを介して患者内に挿入されるように構成される。代替的には、プローブ11は、追加の誘導ツールを必要とすることなく患者内に直接的に挿入され得る(例えば内視鏡として形成され得る)。コントローラ12は、視覚的表示装置13に対して接続され、この表示装置上に結果を表示するために構成され得る。

【0019】

プローブ11は、ケーブル14が接続される近位端部111と、患者内に最初に挿入される端部でありしたがってオペレータから最も遠くに位置する端部を形成する遠位端部112との間に延在する、可撓性の細長デバイスとして形成され得る。図2を参照すると、プローブ11の遠位端部112の位置に、デバイス10は支持部を備え、撮像システム16および光パターンプロジェクタ17は、固定関係かつ有利には離間された関係においてこの支持部に対して装着される。有利には、支持部は、細長いかつ有利には円筒状であり得るハウジング15として構成される。支持部は、PMMAおよびポリカーボネートなどの透明プラスチック、またはガラスから作製され得る。支持部は、成形または機械加工のいずれかにより作製され得る。有利には、プローブは、内視鏡の器具チャネルを通り移動するのに十分に小さなものである。器具チャネル直径の具体例は、2.8mm、2.1mm、および2mmである。

【0020】

撮像システム16は、光パターンプロジェクタ17により投影された光パターンの有利にはピクセル化された像をキャプチャするように構成される。これを目的として、撮像システム16は、場合によっては光学レンズに結合された、CCDセンサまたはCMOSセンサなどの撮像センサを備えることが可能である。撮像システムは、電源ケーブルおよび/または信号伝達ケーブルを介して、コントローラ/処理ユニット12に対して、および場合によっては例えばコントローラ12などの中において近位端部に配置された電源に対して接続される。代替的には、撮像システム16は、電池などの独立型(可搬式)の電源を備え得る。撮像センサの適切な例は、Omnivision(登録商標)OV6946Aであり、これは、気管支検査などの一般的検査のためにデバイスを使用することを可能にし得る。デバイス10は、例えばコントローラ12内などに有利にはリモート配置された光源を備え得る。代替的には、光源は、ハウジング15内に配置され得る。有利には、光ファイバ171が、光パターンプロジェクタ17に対して光源を接続し、光パターンプロジェクタ17は、典型的にはハウジング15内において遠位端部112に配置され、有利にはハウジング15に対して固定される。光パターンプロジェクタ17は、Holoeye Photonics(ドイツ)により提供されるDE-R 220などの回折光学素子(DOE)173を備える。この光学システムは、光ファイバ171により運ばれる光線を平行にするための1つまたは複数のレンズ172をさらに備え得る。平行化レンズの具体例は、Thorlabs(米国)の2.0mm直径Fused Silica Ball Lensなどのボールレンズである。

【0021】

この例では、撮像システム16は、大きな視界を得るために光パターンプロジェクタ17の光学システムの前に配置され、撮像システム16および光パターンプロジェクタ17の光学システムの両者は、有利にはハウジング15の長手方向軸151上に整列される。このようにすることで、撮像システム16は、光パターンプロジェクタ17の照明場174内に位置する。しかし、撮像システム16は、長手方向軸151に沿って光パターンプロジェクタ17(の光学システム)から離間され、したがって、撮像システム16は、光パターンプロジェクタ17の照明場174を部分的にのみ遮る。代替的には、撮像システム16および光パターンプロジェクタ17の位置を交換することが可能である。換言すれば、光パターンプロジェクタ17は、撮像システム16の前に配置され得る。

【0022】

有利には、撮像システム16の光学軸161は、光パターンプロジェクタ17の光学軸175と合致し、光学軸161、175の一方または両方のいずれかが、長手方向軸151と合致し得る。代

10

20

30

40

50

替的には、光学軸161は、光学軸175からオフセットすることが可能であり、例えば光学軸161および175は、実質的に平行であるおよび離間されることが可能である。例えば、光学軸175は、DOE173の光学軸と対応することが可能である。

【0023】

光パターンプロジェクタ17の前に撮像システム16を配置することにより、光パターンプロジェクタ17によって照明され撮像システム16によって陰にならない標的部位の測定を行うことが可能となる。撮像システム16は、照明場174の少なくとも一部を撮像するように適合化された適切なレンズを備え得る。プロジェクタ17および撮像システム16が離間されているため、光パターンにより照明されシステム16により撮像される標的部位のその部分に対して三角測量技術を適用することが可能となる。

10

【0024】

図2の配置の1つの利点は、具体的には光学システムでありさらに具体的にはDOE173である光パターンプロジェクタ17と撮像システム16との間の距離が、ハウジング15の外径を大きくすることなく所望に応じて有利に選択され得る点である。結果として、プローブ11は、システムのバルク性を低下させるためにきわめてコンパクトに作製されながらも、望ましい測定精度を実現することが可能となる。かかる構成により、プローブ11は、内視鏡の器具チャンネルまたはルーメンに挿通することを可能にするのに十分に小さく作製され得る。したがって、有利にはプローブ11は、標的部位に到達するように内視鏡と共に進むことが可能である。代替案では、内視鏡に対する外部装着のために適切なコネクタをプローブ11に備えることが可能である。さらにこの場合には、バルク性が低下する。

20

【0025】

有利には、光パターンプロジェクタおよび撮像システムの上述の構成(図2)は、例えば円形、正方形、2つの平行線等の、光学軸を中心とする投影される固有の点を含む、円形パターンまたは少なくとも径方向に対称なパターンを利用する。この例では、パターンの変形は径方向に行われる。これを目的として、有利には、光学システムおよびDOEは、光学軸175を中心とした全周囲において回転対称性を有する光学特性を特に有する。

【0026】

投影されるパターンは、好ましくは円形であり、または有利には光学軸175を中心とする回転対称性を有する。投影されるパターンは、例えば円形などに配置されたドット、またはさらには線、円セグメント、円弧、もしくはコンピュータによる解析が可能な任意の他の適切なパターンから形成され得る。有利には、光パターンは、視覚的侵襲性を有さず、有利には例えば内視鏡モニタなどによる内腔の視認を妨げないパターンである。有利には、光パターンは、例えば線、円形、または複数のドットもしくはマーカなどの単純形状からなる。有利には、上記のものなどの光パターンにより、ユーザは、測定が望まれるスポット上にパターンを位置決めすることが可能となる。具体的には、本明細書において説明されるデバイスは、長さ(例えば周長)または直径などの距離を測定するために構成される。これを目的として、光パターンは、間の距離が決定されることとなる標的部位上における少なくとも2点の上に位置決めされるべきである。したがって、有利には、光パターンは、標的部位において2つまたは場合によってはそれ以上の点の上に同時に位置決めされることが容易に可能となるようなものである。例えば正方形および他の多角形などの所与の角度にわたる回転対称性を有したパターンなどの、円形から逸脱したパターンもまた使用され得る。

30

40

【0027】

光パターンが撮像システム16により撮像されることにより、その像が、光パターンを自動認識するおよび有利にはリアルタイムで距離を判定するための処理手段を備えるコントローラ12によって取得される。一般的には、光パターンがより単純な形状であるほど、処理がより容易になる。

【0028】

有利には、光パターンプロジェクタに対して結合された光源は、典型的にはレーザダイオードである単色狭帯域光源である。有利には、光源は、コヒーレント光を発するように

50

動作可能である。かかる光源の適切な一例は、米国ThorlabsのLP450-SF15である。この光源は、コントローラ12内に配置され得る。次いで、光ファイバ171が、光源により発せられた光線をハウジング15内の光パターンプロジェクタ17まで搬送するために使用される。光ファイバの適切な一例は、米国ThorlabsのS405-XPである。代替的には、光源はハウジング15内に設けられ得る。

【0029】

有利には、パターンは、ユーザが測定点を決めるのを支援する、および/または、例えば間においてある直径または距離が望ましいとされる2点などの測定点の自動認識を可能にする。したがって、プローブ11および/または内視鏡9を誘導している医師が光パターンを容易に見ることができるよう、光源が可視範囲内に位置することが望ましい。有利には、自動認識により、グラフィカルユーザインターフェースなどのユーザインターフェースにおけるユーザによるハンドリングを伴わずに、自動測定を行うことが可能となる。再び図1を参照すると、ユーザがポインティングデバイスを用いて点を選択する必要性を伴うことなく、測定値が視覚的表示装置13上に示され得る。光パターンは、標的部位上の2点間測定などの距離測定を行うために、例えば管腔のサイズ、直径、幅等を判定するために、または面積測定のために専用化され、表面トポグラフィを主に対象としたものではないことを指摘しておくことが有益だろう。有利には、表面トポグラフィは、本発明によるデバイスでは実行されない。有利には、光パターンは、リアルタイム距離測定を行うことを可能にする。有利には、測定された距離の視覚化は、例えば内視鏡カメラにより実施されるような解剖学的構造体の撮像と、粗悪な三次元再構成に起因するエラーリスクを伴わない正確な診断とにおいて同時にユーザを支援する。もう1つの利点は、単にDOEを変更することにより同一の構成を異なるパターン形状の投影のために使用することが可能である点である。

【0030】

図4を参照すると、一態様では、光源は、複数のコヒーレント光線を発するように動作可能である。これらのコヒーレント光線は、それぞれ異なる色からなり、例えば限定するものではないが青、緑、および赤などの原色セットを形成する(RGBシステム、他のシステムも使用され得る)。これを目的として、光源18は、それぞれが異なる色(光波長)を発する例えば種々のLEDなどの複数のコヒーレント光源181、182、183を備えることが可能である。有利には、複数の光源のそれぞれが、同一のDOE173に対して結合される。各コヒーレント光源181~183は、遠位端部に位置するDOE173まで光線を運び得る光ファイバ185に対して送られる前に光線を平行化するためのコリメートレンズ184などの適切な光学系を備え得る。DOE173における回折角度が波長に依存することにより、コヒーレント光線を使用する1つの利点は、各コヒーレント光線が個別の投影(回折)角度で同一のDOE173によって回折される点である。例として、DE-220回折光学素子(Holoeye、ベルリン)は、19°の角度にて450nmの光線を、23°の角度にて532nmの光線を、および28°にて650nmの光線を投影する。光パターンプロジェクタから100mmの距離の位置に、DE-220DOEにより形成され450nm光線で取得される対称パターンは、70mmのサイズ(直径)を有し、532nm光線で取得されるパターンは、85mmのサイズを有し、650nm光線のパターンは、110mmのサイズを有する。

【0031】

図10は、パターンとしての円形の場合に取得され得るような独立同心パターンのセット200の一例を示す。最内パターン201は、最小投影角度を有する色の光線により得られるパターンである(例えば上記の例では450nm)。最外パターン203は、最大投影角度を有する色の光線により得られ(例えば上記の例では650nm)、中間パターン202は、例えば上記の例では532nmの光線を有して実現される。有利には、より小さなパターンはより大きなパターン内に完全に収容される点が理解できる。言うまでもないが、他の種類のパターンも可能である。したがって、コヒーレント光線は、標的部位に離間光パターンを形成する。これらの光パターンは、同一の形状を有してもよいが、例えば円の場合などにはそれぞれ異なるサイズを有し、各色光線が、投影(回折)角度の相違により標的部位にて個別の直径の円として投影される。これらの円形は、有利には同心状である。同心パターンの生成は、追

10

20

30

40

50

加の空間を必要としない利点を有する。波長がより短い程、パターンはより小さくなる。それぞれ異なる色の複数の同心パターンを使用することは、調査中の管腔サイズに最も良く合致するパターンを測定のために容易に選択することが可能となるという利点を有する。標的部位にて、ユーザは、種々のコヒーレント光線の中から測定対象の腔部特徴に最も良く合致する光線を選択することができる。

【 0 0 3 2 】

したがって、有利には、本明細書において説明される態様のデバイスを用いてなされる測定は、複数の独立パターンの中の1つのみに依拠し、すなわち単色のみの波長を用いて取得されるパターンに依拠する。標的部位における少なくとも2つの、場合によってはさらに多数の位置が、複数のパターンの中の1つから取得されたデータに基づき判定され得る。有利には、コントローラは、これらの位置のみに基づいて直径などの測定値を判定するように構成される。上記のことが、個々のパターンのそれぞれに対して、すなわち複数の光線のそれぞれに対して繰り返され得る。したがって、有利には、本デバイスによりなされる各測定は、1つの光線色との1対1の重ね合わせにおけるものである。その結果、標的部位における同一特徴部に関連し得る測定値が、および種々のパターンにより得られるこれらの測定値であるためそれぞれ異なる精度を有し得る測定値が取得される。

10

【 0 0 3 3 】

1つの代替形態では、種々の色の光線が、プローブ11に対して連続的に印加される。別の代替例では、ビームコンバイナ186が、例えば光ファイバ171などの単一の導波路へとコヒーレント光線を結合するために複数のコヒーレント光源181~183に対して結合される。これにより、それぞれ異なる色の光線に対応する光パターンを同時に投影することが可能となる。

20

【 0 0 3 4 】

再び図1を参照すると、ユーザインターフェース121が用意され、コントローラ12に対して結合され得る。有利には、このユーザインターフェースは、オペレータが、種々の色の光線からいずれの光線を投影するかを選択することを可能にするように構成される。例として、ユーザインターフェース121は、これを目的として制御ノブ122を備え得る。具体的なパターン選択は、測定対象である構造体の実サイズおよび/または所望の精度に応じて決定され得る。

【 0 0 3 5 】

30

図3を参照すると、例えば気管支の壁部など、気道などの内部通路の壁部8の測定の一例が示される。光パターンプロジェクタ17は、投影角度（所与の波長に対する）を有し、撮像システム16は、焦点距離 f_x (ピクセル)により決定される視界(FOV)を有し、パターンは、角度 β をなす標的位置81において壁部8上で検出される。撮像システムと光パターンプロジェクタとの間の距離は、 d であり、測定深度(光学軸161に沿った撮像システムと測定点81との間の距離)は、 z である。通路の径は、 r であり、 r_0 は、撮像システム16の位置における光パターンFOVの径である。以下のことが容易に証明され得る。

【 0 0 3 6 】

【 数 1 】

$$\tan \beta = \frac{px}{fx}$$

40

【 0 0 3 7 】

深さ(z)は、以下の式により求められる。

【 0 0 3 8 】

【 数 2 】

$$z = \frac{d \tan \alpha}{\tan \beta - \tan \alpha} = \frac{r_0}{\tan \beta - \tan \alpha}$$

【 0 0 3 9 】

50

上記において、 p_x は、検出される点のピクセル位置である。上記の等式は、所与の面に
関するものであり、長手方向軸を中心とする各面に対して有効である。

【0040】

以下において、所与の投影角度に関する測定精度は、チャンネルのサイズ(径 r)に応じ
て決定されることが証明され得る。深度エラー z は、以下の式により求められる。

【0041】

【数3】

$$\delta z = \frac{\delta p_x z^2}{f_x d \tan \alpha} = \frac{\delta p_x z^2}{f_x r_0}$$

10

【0042】

図5は、深さ z に対するエラー z のグラフを示す。これは、DOE DE-R 220(Holoeye、ペ
ルリン)を使用した、3つの異なる光波長ごとの深さに関するデバイスの測定精度を表す。

【0043】

直径測定の場合に、深さはあまり重要ではない。径(r)に関するエラー r は以下の式に
より求められることが証明され得る。

【0044】

【数4】

$$\delta r = \frac{\delta p_x (r-d \tan \alpha)^2}{f_x d \tan^2 \alpha} = \frac{\delta p_x (r-r_0)^2}{f_x r_0 \tan \alpha}$$

20

【0045】

図6では、径のエラー r は、管腔直径に対する直径誤差としてグラフに示される。図5
および図6は共にサブミリメートル精度が達成可能であることを示す。精度を上昇させる
ために、より長い波長の光を使用することが可能である。しかし、これにより、撮像エリ
ア(カメラFOV)と標的部位に投影されるパターンとの間の重畳が無くなり得るため、結果
として小さな管腔内では視認不能となり得るより大きなパターンが得られる。小さな管腔
においては(または小さな特徴部を測定する場合には)、小さなパターンを使用して測定を
行うことが有利である。図6に示すように、所与の直径に対して、絶対誤差は、波長が長
くなるとともに低下する。所与の波長に対して、絶対誤差は、直径と共に指数関数的に上
昇する。これらのグラフから、より長い波長がより大きな直径に対してより高い精度の測
定をもたらすことが演繹され得る。とりわけより大きな波長がより大きな角度で回折され
、結果として得られるパターンが過大となり、評定構造体の境界範囲外へと外れてしまう
場合があることから、有利には、より短い波長はより小さな直径に対して使用される。気
管支のサイズを判定する特定の例では、赤色光(より長い波長)で形成されるパターンは、
過大となる場合があり、したがって気管支内のカメラ視野から隠されてしまう場合がある
。かかる例では、オペレータまたはシステム自体のいずれかが、例えば青色光(より短い
波長)などの異なる色のパターンへと切り替わることにより、結果としてカメラによる視
認が可能となり得るより小さなパターンが得られ得る。気管支サイズが大きな例では、赤
色光パターンおよび青色光パターンの両者が視認可能となる。しかし、赤色光パターンに
基づき行われる測定は、より良好な精度を有する。したがって、デバイスは、この例では
赤色光パターンを使用するように設定され得る。

30

40

【0046】

代替的には、空間要件が許す限りにおいて、光パターンプロジェクタ17および撮像シス
テム16を同一軸上に整列させる代わりに、並置および離間位置に置くように位置決めする
ことが可能である。かかる例では、例えば直線などの線形パターン、または直線に沿って
整列された複数のドットもしくはマーカを投影することが有利である場合がある。DOE173
は、赤色光、緑色光、および青色光などのそれぞれ異なる波長をそれぞれ異なる投影角度
で回折させ、平行パターンのライン間の間隔は、それぞれ異なる光波長ごとに異なる。か
かる構成は、例えば真声帯を測定する場合などに有用であり得る。

50

【0047】

撮像センサ(CCDまたはCMOS)は、典型的に感光性素子の平面マトリクスを有する単一のチップであることが知られている。各素子に対して入射する光のエネルギーは、センサから出力される信号電荷へと変換される。しかし、この電荷は、ある特定の感光性素子上に入射した光の強度のみを表し、色画像を生成しない。色画像を生成するためには、一般的に、デジタル撮像システムは、典型的には赤、緑、および青(RGB)などの3つの原色バンドルで入射光を調べるフィルタリング方式を採用する。色画像を生成するためにデジタル撮像システムを調整する2つの可能な方法が基本的に存在する。第1の可能性では、感光性素子のそれぞれが、広帯域スペクトル感受性を有する。協働するフィルタディスクが、反復時間シーケンスで、例えば赤色フィルタ、緑色フィルタ、および青色フィルタなどの一連のカラーフィルタを光線に通過させる。フィルタ介入は、画像スキヤニングと同期され、フィルタは、典型的には全フィールドスキヤン中に介入する。このように動作するデバイスは、「フィールド順次」色信号を生成すると呼ばれる。フィルタディスクは、例えば光が標的部位に対して発せられる前など、光プロジェクタ側か、または例えば光が感光性素子に入射する前など、撮像システム側かのいずれかに配置され得る。代替的な可能性において、個別選択的透過性フィルタのモザイクが、1対1の重ね合わせにおいて個々の感光性素子と重畳される。隣接する感光性素子は、個別の原色を選択的に透過させるフィルタに重畳している。したがって、これらの隣接する感光性素子により取得された信号電荷は、個別の原色を表す。次いで、画像は、ピクセル位置周辺の付近の素子にて検出された色の強度を利用して画像の各ピクセルごとに色を補間することによりデジタル再構成される。かかる補間アルゴリズムは、デモザイク処理アルゴリズムと呼ばれる。かかるモザイクフィルタの1つの既知のタイプが、ベイヤーフィルタ(Bayer filter)であり、1976年7月20日にBayerに付与された特許文献2においてさらに詳細に説明されている。

10

20

【0048】

デジタル撮像システムにおいて採用されるフィルタリング方式に関わらず、有利には、撮像センサは、限定するものではないが例えば赤チャネル、緑チャネル、および青チャネルなどのそれぞれ異なるチャネルにおいてなど、標的部位により反射された光の個別のスペクトル領域に関連する信号電化を個別に取得する。個々のチャネルは、所望の色画像を生成するためのデモザイク処理アルゴリズムと共に実装され得る処理ユニット12に対して取得のために結合される。

30

【0049】

本発明の一態様では、光パターンプロジェクタ17により投影されたコヒーレント光線は、例えば撮像システム16の個別のチャネルを介してなど個々の信号において個別に取得される。例として、コヒーレント光源181~183は、例えば赤、緑、および青などの原色など、撮像センサのそれぞれ異なるチャネルの領域に対応する波長領域において光を発するように構成される。有利には、処理ユニット12は、光パターンプロジェクタ17により発せられたそれぞれのコヒーレント光線に対応する色信号を相互に別個に処理するように実装される。そうすることにより、個別の光パターンを検出するための画像セグメンテーションが、大幅に単純化される。結果として、光パターン再構成が、より確実な測定を結果としてもたらすロバスト性のより高いものとなる。

40

【0050】

3つ以上のチャネルをさらに採用した他の適切な色(スペクトル)方式を適用し得ることを指摘しておくことが有益だろう。適用可能なフィルタリング方式は、可視光に限定されない。例として、光パターンプロジェクタ17は、赤外線スペクトル領域、具体的には近赤外スペクトル帯の光を発するように構成され得る。有利には、標的部位8により反射される光パターンのそれぞれが、他の光線により発せられた光からの干渉をまったくまたは有意には伴わずに、独立した(色)信号として取得される。

【0051】

これに関して、コヒーレント光線のスペクトル領域が、撮像センサの1つのみのチャネルによりキャプチャされることは必要ではない。例として、黄色パターン(588nm)が、RGB

50

撮像センサの緑チャネルおよび赤チャネルにより同時にキャプチャされ、青チャネル上には存在しない。

【0052】

有利には、コントローラ12は、撮像システム16により取得されたデータを処理するように構成される。既に示唆したように、撮像システム16のセンサは、それぞれ異なる色チャネルを備えてもよく、かかる各色チャネルからのデータは、コントローラ12により個別に取得され得る。コントローラ12は、各色チャネルのデータを個別に処理するように構成され得る。複数の色チャネルがそれぞれ、異なる色に関する光パターンを取得し得る。これらの光パターンは、識別できるものであってもよく、すなわち各パターンは、光パターンプロジェクト17/光源18のそれぞれ異なる光波長により生成される。代替的にはまたは追加的には、これらの色チャネルのいくつか(しかしすべてではない)が、同一の光パターンに関するデータを取得してもよく、例えば光パターンは、撮像システムセンサの2つの(または場合によってはそれ以上の)色チャネルによりキャプチャされる光波長において投影される。コントローラ12は、光パターンを検出するための適切なアルゴリズムと共に実装され得る。例として、例えばOpenCVライブラリから入手可能なものなどのバックグラウンド除去法が、パターンを容易に検出するために使用され得る。RGB色チャネルの例では、および黄色光波長を有する光パターンが使用される場合には、赤チャネルおよび緑チャネルが合併され、青チャネルから除去され得る。

10

【0053】

コントローラ12は、取得された光パターンの少なくとも1つおよび有利にはそれぞれに関して、または代替的にはその光パターンが取得した色チャネルのそれぞれに関して、標的部位における2点間の(距離)測定値を判定するように構成され得る。有利には、これらの個々の測定値は、標的部位に位置するまったく同一の特徴部に関するものである。判定された距離または測定値に基づき、コントローラ12は、最低の測定誤差を有する距離を判定するように構成され得る。上記に示唆したように、所与の距離に関する測定誤差は、光パターンの波長に依存し、コントローラは、使用されるいずれの波長が結果的に最高の精度をもたらすかを容易に確認することが可能である。これは、例えばコントローラ12内に備えられる可読メモリ内にルックアップテーブルを格納することによって達成され得る。ルックアップテーブルは、所与の距離測定値に関連する測定誤差を各波長ごとに含み得る。この例では、コントローラ12は、所与の距離に関するルックアップテーブルのエントリを比較するように構成され得る。

20

30

【0054】

コントローラ12は、撮像されたパターンに沿った点の三次元座標を判定するように構成され得る。円形点の座標を有する円などの回転対称パターンの場合には、コントローラは、平均直径、最小直径、または最大直径の中の1つまたは複数などの、1つまたは複数の直径を計算するように構成され得る。かかる測定が、撮像される各パターンごとに、具体的には各光波長ごとに繰り返され得る。直径などの測定値は、表示装置13で視覚化され得る。

【0055】

有利には、これらのパターンは、可視範囲内の光波長からなる。1つの利点は、オペレータが、そのパターンが測定対象の所望の標的構造体上に位置決めされているか否かに関するフィードバックを即座に受領する点である。表示装置13上のインジケータで測定点を位置決めするのではなく、オペレータは、プローブ11を位置決めすることによって標的構造体上で直接的にパターンを位置決めする。

40

【0056】

種々の波長の光パターンを連続的に投影することが可能であってもよい。コントローラは、例えば最長または最短の光波長に対応する第1の光パターンで開始し、その後望ましい精度を有する測定値が得られるまで光波長を変更するように構成され得る。例として、標的構造体が小さい場合に、より長い波長の光パターン(例えば赤色)を投影することにより、標的構造体に干渉しないパターン(過大であるため)が結果的に得られ得る。かかる

50

例では、コントローラは、投影された光パターンのサイズ(および色)を変更する投影光波長を変更するように構成され得る。これは、例えば測定値がまったく検出できない場合にコントローラが波長を変更するなど自動的に、または例えば投影波長の変更をオペレータが行い得る押しボタンを用いてなど手動的にのいずれかによって実行され得る。これらの例において、ある光波長に対応する1つの光パターンが、1回に投影され得る。

【0057】

例として、気管支の直径測定が、好ましくは円形パターンを使用して実施される。このパターンは、管腔に合致するように位置決めされ、パターンの像が、記録されコントローラへ送られる。パターンは、自動的に三次元で再構成され、直径は、既知の技術により判定され得る。プローブが気管支管腔内において中心に位置していない場合には、パターンの三次元再構成は、光学軸に対して傾斜する。この傾斜は、コントローラにより検出されることが可能であり、ユーザ/オペレータに対して警告信号を発するように、または測定値を自動補正するように構成されてもよい。別の可能性は、複数の異なるパターンを組み合わせることである。この例では、種々のパターンの三次元再構成は、管腔の追加情報を提供し、確実な直径測定値を獲得するために必要なすべてのデータを提供してもよい。解剖学的構造体が非円形形状である場合には、複数の測定値が、そのパターン(再構成)を介して取得されてもよく、表面、最大直径、最小直径、または取得可能な任意の幾何学的データなどのこれらの測定値のすべてが、視覚的表示装置上に表示され得る。

10

【0058】

測定対象の構造体の輪郭が、例えば奇形などにより変則的である場合には、最小外接円および最大封入円などの幾何学量が、自動認識/再構成されたパターンに基づきコントローラ12により判定され得る。

20

【0059】

したがって、有利には、コントローラ12は、パターンおよび/またはパターン上の測定点を自動認識することを可能にする適切なソフトウェアおよび/またはハードウェアを備える。さらに、有利には、コントローラ12は、自動認識されたパターンおよび/または測定点から測定値を自動判定することを可能にする適切なソフトウェアを備える。有利には、測定値は、直径、周長、距離、または面積を表す数値である。有利には、パターンは、例えば完全な円、または円上の位置する線セグメントまたは点などの円形形状を有する。有利には、かかる形状により、測定することが望まれる位置の上へのオペレータによるパターンの容易な位置決めが可能となり、さらに容易な自動認識および/または測定値計算が可能となる。

30

【0060】

有利には、コントローラは、同一パターンまたはそれぞれ異なる色の独立パターンのいずれかを用いて連続測定を実施するように構成される。例えば一定時間間隔をおいた同一パターンによる連続測定を行うことは、内腔の輪郭測定または平均値算出にとって有用であり得る。それぞれ異なる色のパターンがそれぞれ異なるサイズを有することにより、同一標的サイズにおけるこれらのパターンを用いた連続測定を行うことは、例えば狭窄部などに位置する標的サイズの種々の構造体の平均値算出または測定にとって有用であり、最大パターンは、遮断されない有効口径のサイズを測定し、最小パターンは、遮断物すなわち遮断された有効口径のサイズを測定し得る。

40

【0061】

有利には、光パターンプロジェクタ17は、光パターンの方向を調節するために屈折を利用するための追加の光学素子、具体的には光屈折媒体を備え得る。図7を参照すると、光屈折媒体176は、DOE173の下流に配置され得る。光線は、最初にDOE173を利用して回折され、別の有利な方向に屈折される。光屈折媒体176およびDOE173の両者の組合せにより、投影角度がもたらされる。光屈折の利用により、最終的なより小さな投影角度を得ることが可能となり、したがってより小さな要素を測定することが可能となる。図7では、より小さな要素を測定するためにテレセントリックパターン177(深度方向に一定サイズの)を発生させるように、形状が最適化される。

50

【0062】

上記の任意のものに加えて、図8を参照すると、プローブは、ハウジング15の外方表面上に目盛152を備え得る。これらの目盛152は、ハウジング15の長手方向軸151に沿って配置されてもよく、プローブが挿入された深度を内視鏡医が判定するのを可能にする。これにより、例えば狭窄部の長さなどを分析することが可能となり得る。測定は、別の内視鏡を使用して(例えばデバイスが器具チャンネルに挿通される場合)、またはユーザが患者内のプローブを移動させる場合には患者外部において直接行うことも可能である。

【0063】

目盛152は、ハウジング15の移動距離を自動測定するための電子エンコーダ(例えば光学エンコーダ)であることが可能である。エンコーダの読取りは、光パターンに基づく測定値(直径、面積、外周)との重ね合わせにおいて行われ得る。これは、例えば管腔の収縮部が延在する距離を判定するためなどにおいて有用であり得る。これを目的として、電子エンコーダは、測定の実施との重ね合わせにおいて移動距離を読み取るためにコントローラ12に対して結合された出力部を有し得る。

【0064】

有利には、光パターンプロジェクタ17は、場合によってはそれぞれ異なる色のコヒーレント光線の使用によりそれぞれの色が異なる例えば1つまたは複数の線、あるいは1つまたは複数の基準光成分などの、光パターンを発生させるように構成される。1つまたは複数の基準成分は、異なる色のそれぞれに対して生成され得る。

【0065】

基準光成分は、標的部位の表面上に基準マーカを形成するように構成される。有利には、基準マーカは、例えばコントローラ12に対して結合された視覚的表示装置13上などにおいてオペレータにより認識可能となるように形状設定される。したがって、スコープ器具9を操縦するオペレータは、スコープ器具9の適切な操縦のみにより標的部位8上の関心位置の上に基準マーカを位置決めすることが可能となる。

【0066】

いくつかの例では、例えば2つの解剖学的ポイント間などの距離測定値の判定のみを行う代わりに、全三次元表面を測定することが有用であり得る。この例では、有利には、複数の光源が連続的にオンに切り替えられる。これにより、例えば管腔に沿ったスキャンが可能となる。さらに、これらの光源のいくつかが共にオンに切り替えられることもまた可能である。この例では、有利には、3つ以上の光源が使用される。

【0067】

デバイス10は、照明光源をさらに備えることが可能である。照明光源は、コヒーレントでなくてもよい白色光または少なくとも広帯域光の光源であり得る。この照明光源は、照明光源から発せられた光がDOEを通過するように、DOE173に対して光学結合され得る。別の可能性は、DOEに対して光学結合されないコヒーレント光源を使用することであり、光は、均質照明を実現するためにDOEを使用して回折されない。好ましくは、照明光源は、パターンを発生するために使用された光源18の光波長とは異なる波長帯において発光する。この照明光源およびパターンは、カメラのそれぞれ異なるチャンネルによりキャプチャされ得る。例として、光源18が赤色パターンを投影する場合には、照明光源は、青および緑であることが可能である。照明光源は、複数の選択可能な波長で発光するように構成され得る。

【0068】

保護シースが、患者とハウジング15などの任意の再使用可能パーツとを隔離するためにプローブ11上に配置され得る。これにより、プローブは、汚染の危険性を伴わずに容易に再使用することが可能となる。さらに、シースにより、例えば引っ掻きからおよび滅菌に関連する損傷から、プローブの光学特性を保護することが可能となり得る。

【0069】

図9を参照すると、従来の内視鏡システムが器具チャンネルを有さないかまたは過小な器具チャンネルを有する場合に、外部器具チャンネル91が内視鏡上に配置され、これを介してプ

10

20

30

40

50

ローブ11が移動され得る。この外部器具チャンネルは、シースまたはプラスチックリングもしくはシリコンリング92を介して内視鏡に対して装着され得る。

【符号の説明】

【0070】

8	壁部、標的部位	
9	内視鏡、スコープ器具	
10	非接触測定デバイス	
11	プローブ	
12	処理ユニット/コントローラ	
13	視覚的表示装置	10
14	ケーブル	
15	ハウジング	
16	撮像システム	
17	光パターンプロジェクタ	
18	光源	
81	標的位置、測定点	
91	外部器具チャンネル	
111	近位端部	
112	遠位端部	
121	ユーザインターフェース	20
122	制御ノブ	
151	長手方向軸	
152	目盛	
161	光学軸	
161	測定深度光学軸	
171	光ファイバ	
172	レンズ	
173	回折光学素子、DOE	
174	照明場	
175	光学軸	30
176	光屈折媒体	
177	テレセントリックパターン	
181	コヒーレント光源	
182	コヒーレント光源	
183	コヒーレント光源	
184	コリメートレンズ	
185	光ファイバ	
186	ビームコンバイナ	
200	セット	
201	最内パターン	40
202	中間パターン	
203	最外パターン	

【 図 1 】

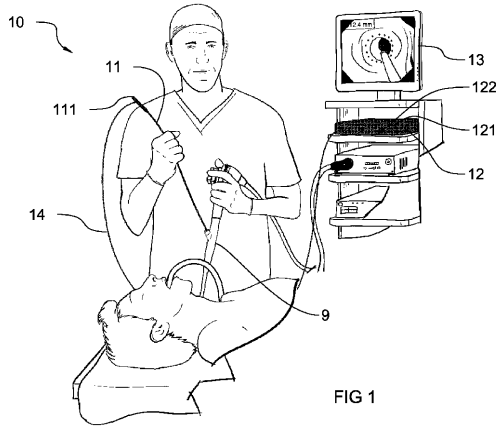


FIG 1

【 図 3 】

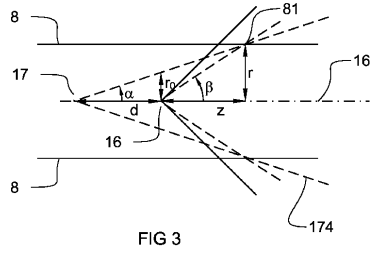


FIG 3

【 図 2 】

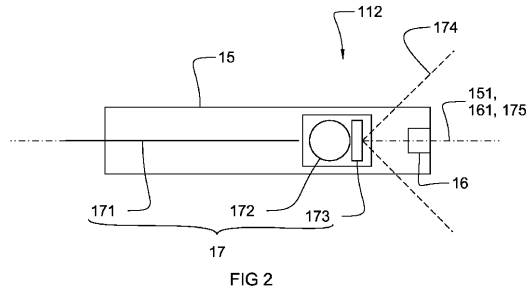


FIG 2

【 図 4 】

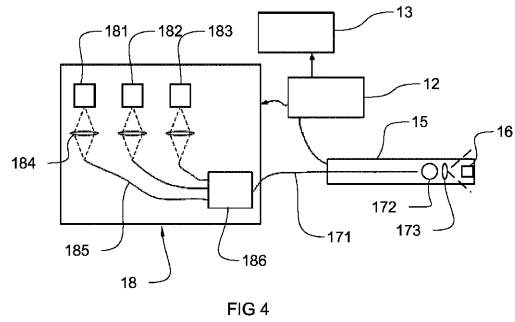


FIG 4

【 図 5 】

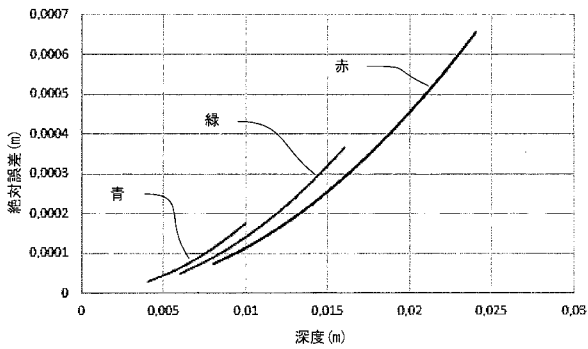


FIG 5

【 図 6 】

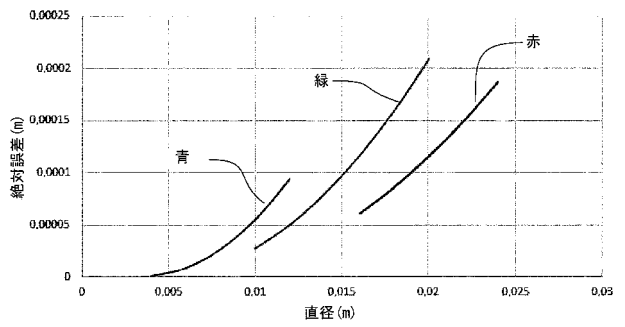


FIG 6

【 図 7 】

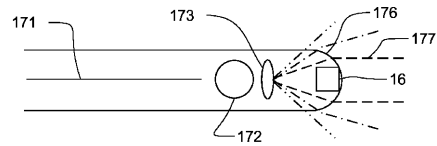


FIG 7

【 図 8 】

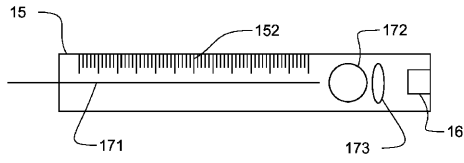


FIG 8

【 図 10 】

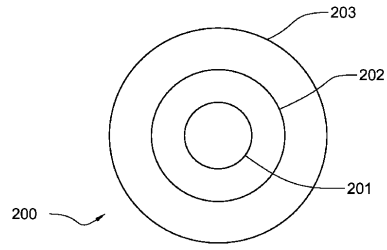


FIG 10

【 図 9 】

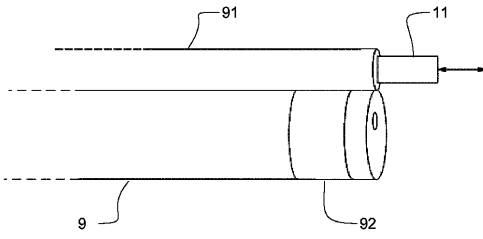


FIG 9

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2019/050418

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/107 A61B1/00 A61B1/06 A61B1/05 A61B5/00 G01B11/25 ADD. According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01B Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2017/125926 A2 (DENTLYTEC G P L LTD [IL]) 27 July 2017 (2017-07-27) page 7, lines 4-6 page 18, line 19 - page 19, line 2 page 33, lines 5-12 page 45, line 9 - page 46, line 10 figures 1, 12 -----	1-3,6-19
Y	US 2016/143509 A1 (OLDS KEVIN C [US] ET AL) 26 May 2016 (2016-05-26) paragraphs [0028] - [0032] figures 5, 6 ----- -/--	1-3,9-17
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
20 March 2019		28/03/2019
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gärtner, Andreas

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2019/050418

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2012/190923 A1 (KUNZ MARTIN [DE] ET AL) 26 July 2012 (2012-07-26) cited in the application	1-3,6-19
A	paragraph [0009] paragraphs [0032] - [0041] figures 1-4 paragraph [0052]	4,5
A	----- US 2017/168232 A1 (TEARNEY GUILLERMO J [US] ET AL) 15 June 2017 (2017-06-15) paragraphs [0023] - [0025] figures 1-3	1-19
Y	----- US 2016/302653 A1 (INOUE SHINTARO [JP]) 20 October 2016 (2016-10-20) paragraphs [0066] - [0067] figures 6, 7 -----	18,19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2019/050418

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2017125926 A2	27-07-2017	EP 3405092 A2 WO 2017125926 A2	28-11-2018 27-07-2017
US 2016143509 A1	26-05-2016	NONE	
US 2012190923 A1	26-07-2012	DE 102009043523 A1 EP 2482707 A1 JP 5815531 B2 JP 2013506861 A US 2012190923 A1 WO 2011039235 A1	07-04-2011 08-08-2012 17-11-2015 28-02-2013 26-07-2012 07-04-2011
US 2017168232 A1	15-06-2017	CN 106028909 A EP 3099215 A1 JP 2017506531 A KR 20160113195 A US 2017168232 A1 WO 2015116939 A1	12-10-2016 07-12-2016 09-03-2017 28-09-2016 15-06-2017 06-08-2015
US 2016302653 A1	20-10-2016	CN 105848552 A EP 3097838 A1 JP 6091410 B2 JP 2015123201 A US 2016302653 A1 WO 2015098353 A1	10-08-2016 30-11-2016 08-03-2017 06-07-2015 20-10-2016 02-07-2015

 フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 アラン・デルシャンプル

ベルギー・1170・ブリュッセル・クロ・ジョゼフ・アンス・6

(72)発明者 マクシム・ペトレ

ベルギー・1180・ブリュッセル・リュ・ヴァンデルカンドール・311

(72)発明者 ジャック・ドゥヴィエール

ベルギー・1404・ボルニヴァル・ショセ・ドゥ・ソワニエ・21

(72)発明者 ディミトリ・ルデュク

ベルギー・1200・ブリュッセル・アヴニュ・デ・10・アルパン・72

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA22 DA11 DA56 GA05 GA06 GA11

4C161 AA07 CC06 FF40 FF46 HH52 LL02 QQ07

【要約の続き】

くとも2つの位置に基づき測定値を判定するように構成される。