

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5727373号  
(P5727373)

(45) 発行日 平成27年6月3日(2015.6.3)

(24) 登録日 平成27年4月10日(2015.4.10)

(51) Int.Cl.	F I
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 2
	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-517291 (P2011-517291)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年7月3日(2009.7.3)		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2011-527587 (P2011-527587A)		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 5
(43) 公表日	平成23年11月4日(2011.11.4)	(74) 代理人	100087789
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/052900		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開番号	W02010/004493	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成22年1月14日(2010.1.14)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成24年6月28日(2012.6.28)	(72) 発明者	カイッペル ステイン
(31) 優先権主張番号	08160097.5		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 4 4
(32) 優先日	平成20年7月10日(2008.7.10)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学画像プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハウジングと、

前記ハウジングの末端部分に配置され、変更可能な屈折力を持つ流体レンズと、

前記ハウジング内に配置され、前記流体レンズの光学経路上に配置され、アクチュエータにより前記光学経路に沿って移動可能である画像コレクタと、

を有する光学画像プローブにおいて、

前記画像コレクタが、1以上の光ファイバであり、

前記アクチュエータが、空気圧式アクチュエータである、

プローブ。

【請求項 2】

前記流体レンズが、前記プローブの直視方向の関心領域を撮像するように光学的に配置される、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記流体レンズが、前記プローブの側視方向の関心領域を撮像するように光学的に配置される、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記プローブが、最大屈折力及び最小屈折力により規定される前記流体レンズの屈折力の範囲を持ち、前記プローブは、前記移動可能な画像コレクタの焦点位置の対応する範囲が前記屈折力の範囲の実質的な部分にわたる前記プローブの焦点合わせを可能にするよう

10

20

に光学的に構成される、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 5】

前記流体レンズの屈折力及び前記画像コレクタの対応する焦点位置を持つ前記プロープが、少なくとも 2、好ましくは少なくとも 2.5、又はより好ましくは少なくとも 3.0 の有効ズーム係数を持つ、請求項 1 又は 4 に記載のプロープ。

【請求項 6】

前記流体レンズの屈折力に対する 2 つの位置及び前記画像コレクタの 2 つの対応する焦点位置を持つ前記プロープが、間隔 1 ないし 4、好ましくは間隔 1.5 ないし 3、又はより好ましくは間隔 1.5 ないし 2.5 の有効ズーム係数を持つ、請求項 1 又は 4 に記載のプロープ。

10

【請求項 7】

前記流体レンズが、メニスカスにより分離される少なくとも 2 つの不混和流体からなる、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 8】

前記流体レンズ内の前記メニスカスの形状が、流体を保持する流体コンテナ内に又は外に前記流体を送ることにより変更可能である、請求項 7 に記載のプロープ。

【請求項 9】

前記流体レンズが、2 つの不混和流体を有するエレクトロウェットングレンズである、請求項 7 に記載のプロープ。

【請求項 10】

前記エレクトロウェットングレンズが、前記 2 つの不混和流体の間に形成される前記メニスカスの角度調節を可能にするように非対称な電極構成を持つ、請求項 9 に記載のプロープ。

20

【請求項 11】

前記アクチュエータが、  
 アクチュエータハウジングと、  
 前記ハウジングに対して移動可能に配置された駆動部材と、  
 垂直抗力によって生じる前記アクチュエータハウジングと前記駆動部材との間の摩擦力が前記ハウジングと前記駆動部材との間の相対的な運動を開始するために克服されなければならないような前記アクチュエータハウジングと前記駆動部材との間の前記垂直抗力を提供するプレローディング手段と、

30

前記摩擦力を克服し、前記アクチュエータハウジングに対して前記駆動部材を駆動する駆動手段と、  
 を有する、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 12】

前記プロープが、内視鏡、カテーテル、針又は生検針の一部を形成する、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 13】

光源と、  
 前記光源に光学的に結合され、遠位端において請求項 1 による光学画像プロープを持つサンプルアームと、

40

前記光源及び前記サンプルアームに結合された撮像表示装置と、  
 を有する光学撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光学画像プロープに関し、前記プロープは、特に小型の応用、例えばインピボに適している。本発明は、前記光学画像プロープを持つ対応する撮像システム及び対応する撮像方法にも関する。

【背景技術】

50

## 【 0 0 0 2 】

様々な病気の正しい診断のために、しばしば生検が行われる。これは、内視鏡のルーメン又は針生検のいずれかを用いることができる。生検を行う正しい位置を見つけるために、X線、MRI及び超音波のような様々な撮像モダリティが使用される。例えば前立腺癌の場合、ほとんどの場合、生検は、超音波によりガイドされる。助けになるが、これらのガイドの方法は、最適から程遠い。分解能は限定的であり、更に、これらの撮像モダリティは、ほとんどの場合、良性組織と悪性組織とを区別することができない。結果として、医師は、組織の正しい部分から生検が取られていることを確実に知らない。したがって、医師は、ほとんど見ないで生検を行い、組織の検査後に癌細胞が検出されない場合でさえ、単純に生検を行うべき正しいスポットが見逃されたことを確実に知らない。

10

## 【 0 0 0 3 】

生検方法を向上させるために、生検を行う前の生検位置の直接的な調査が必要とされる。これを達成する方法は、この位置における顕微鏡検査、例えば内視鏡検査による。

## 【 0 0 0 4 】

内視鏡検査により包括的かつ高速な撮像を実行する必要性を考慮すると、多くの応用に対して、ズームの可能性を持つことは重要である。しかしながら、これは、かなり限定された空間のためレンズの周りの機械的手段では難しい。可変焦点流体レンズに基づくズームレンズは、レンズの周りで追加的な空間消費機械部分を持たない利点を持つ。切り替え可能レンズは、参照により全体としてここに組み込まれる米国特許7126903B2（可変焦点レンズ）に記載された原理により作成されることができる。これを参照すると、どのように可変焦点レンズが最小限の外径で作成されることができるかが説明される。このレンズは、流体レンズにより到達されることができる限定的なジオプタ変化のため特定のズーム係数のみが到達されることができるという欠点を持つ。

20

## 【 0 0 0 5 】

したがって、改良された光学画像プローブが有利であり、特により効率的及び/又は信頼できるプローブが有利である。

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

したがって、本発明は、好ましくは、上述の不利点の1以上を単独で又は組み合わせて軽減、緩和又は除去することを目的とする。特に、本発明の目的は、コンパクトな形で比較的高いズーム係数を得て、従来技術の上述の問題を解決する光学画像プローブを提供することであると見なされることができる。

30

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 7 】

この目的及び複数の他の目的は、本発明の第1の態様において、

- ハウジングと、
  - 前記ハウジングの末端部分に配置され、変更可能な屈折力を持つ流体レンズと、
  - 前記ハウジング内に配置され、前記流体レンズの光学経路内に配置され、アクチュエータにより前記光学経路に沿って移動可能な画像コレクタと、
- を有する光学画像プローブを提供することにより得られる。

40

## 【 0 0 0 8 】

本発明は、排他的にはないが特に、コンパクトであり、同時に高いズーム係数を持つ光学画像プローブを得るのに有利である。前記画像コレクタの可能な移動及び前記流体レンズの変更可能な屈折力、並びにこれら2つの要素の協働により、十分な焦点特性を持つズーム係数の幅広い動的範囲を持つコンパクトな内視鏡を得ることが可能である。

## 【 0 0 0 9 】

したがって、ズームすることができるために、前記プローブのレンズ系の有効焦点距離を変更する（すなわちズームする）のに流体レンズを使用し、前記レンズ系の焦点を合わせるのに前記画像コレクタの移動を使用することができる。これは、同時に、（両方の順

50

序で)連続的に若しくは反復的に、又はこれらの組み合わせで実行されることができる。このズーム方法は、両者の長所を組み合わせ、すなわち、前記流体レンズは、小さな範囲で切り替わることしか必要とせず、大きな移動は、前記画像コレクタに機械的に接続されたアクチュエータにより達成されることができ、したがって、このアクチュエータは、(内視鏡直径を増大させる)レンズ素子の直接隣に又は周りに設計される場合より比較的小さな横方向の空間を取ることができる。

【0010】

一般に、本発明は、前記流体レンズからの光学経路上に移動可能に配置される画像コレクタを用いて実施されるが、前記画像コレクタ及びその移動は、具体的には1以上のファイバであり、画像を外側に運ぶ1以上のリレーレンズ、又は画像センサ(すなわち光学信号を電気信号に変換することができるセンサ)が使用されることができ、当業者の読み手により理解されるべきである。

10

【0011】

2つの流体レンズを持つズームすることができる光学システム、例えばカメラは、前記光学システムの横方向において比較的少量の空間を消費しうるが、比較的低いズーム係数を持ちうる。2つの移動可能なレンズを用いてズームすることができる光学システムは、高いズーム係数を持ちうるが、通常は、前記光学系の横方向においてかなりの空間を消費する。したがって、移動可能な画像コレクタ又は画像センサ及び流体レンズを用いる本発明による光学画像プローブは、高いズーム係数を持ち、横方向にコンパクトである両方であることができる。

20

【0012】

他の利点は、(小さな直径の内視鏡に対して)可動レンズを持つシステムをスケールダウンする困難性を回避することである。このようなシステムは、2つの小さなモータ及び複数の薄いスライディングロッドを含む。小さなモータは、作成するのが難しく、高価であり、前記システムはアSEMBLするるのが難しい。本発明において、1つの小さなモータのみが必要とされる。更に、このモータは、前記レンズの隣より前記画像コレクタの後ろに多くの空間が存在するので、レンズ移動モータよりいくらか大きいことが可能である。

【0013】

日本国特許出願JP2006271503は、前記画像センサの限定的な分解能による量子化のエラーが、とりわけ撮像レンズを固定したまま前記画像センサを移動することにより低減される内視鏡光学システムを開示している。しかしながら、この光学内視鏡は、焦点合わせのためだけであり、ズームのためではない。これらの方策が、本発明により得られるような高いズーム係数をもたらすことができることは、明らかではない。したがって、JP2006271503に開示された内視鏡光学システムは、本発明に特に関連があるわけではない。

30

【0014】

一実施例において、前記流体レンズは、前記プローブの前の関心領域を撮像するように光学的に構成されることができる。代替的には又は追加的に、前記流体レンズは、前記プローブの隣の関心領域を撮像するように光学的に構成されることができる。

【0015】

有益には、前記プローブは、最大屈折力(大域的又は局所的)及び最小屈折力(大域的又は局所的)により規定される前記流体レンズの屈折力の範囲を持つことができ、前記プローブは、前記移動可能な画像コレクタの焦点位置の対応する範囲が前記屈折力の範囲の本質的な部分にわたる前記プローブの焦点合わせを可能にするように光学的に構成される。したがって、前記流体レンズの屈折力範囲及び前記画像コレクタの焦点範囲は、互いにマッチすることができる。これに関連して、"実質的な部分"は、少なくとも70%、80%又は90%を意味することができる。用語"焦点合わせを可能にする"は、所定の目的及び応用に対して焦点が合っていることを意味する。前記画像の焦点が合っているかどうかは、従来通り、例えば縁検出により、フーリエ変換(FT)信号の高周波分析により、又は利用可能若しくは使用可能な他の焦点技術により決定される。

40

【0016】

50

2つの流体レンズを持ち、可動レンズを持たないレンズ系を用いてズームする場合、前記流体レンズは、前記流体レンズは、前記レンズ系の焦点距離を変更することと、前記画像センサ上に前記画像の焦点があったままであることとの両方でなければならない。一般に、前記画像センサ上に前記画像の焦点があったままである必要条件是、前記焦点距離の変化に要求されるより多くの屈折力の変化を要求する。したがって、この焦点必要条件是、最大達成可能ズーム係数を制限する。しかしながら、この焦点合わせが、前記画像センサを移動することにより実行される場合、上の制限は取り除かれ、より大きなズーム係数が可能になる。

【0017】

より具体的には、前記プローブは、前記流体レンズの屈折力と、少なくとも2、好ましくは少なくとも2.5又はより好ましくは少なくとも3.0の有効ズーム係数を持つ前記画像コレクタの対応する焦点位置とを持ちうる。用語"ズーム係数"は、焦点距離の変化の比であると理解されるべきである。他の最小値は、1.6、若しくは1.8、又は代替的には、3.5、4.0でありうる。

10

【0018】

代替的には、前記流体レンズの屈折率に対する2つの位置及び前記画像コレクタの2つの対応する焦点位置を持つ前記プローブは、間隔1ないし4、好ましくは間隔1.5ないし3、又はより好ましくは間隔1.5ないし2.5の有効ズーム係数を持ちうる。新しい設計又は液体の組み合わせは、大幅に高いズーム係数を与える。したがって、前記間隔は、代替的には、1ないし5、1ないし6、2ないし5又は2ないし6でありうる。

20

【0019】

典型的には、前記流体レンズは、メニスカスにより分離される少なくとも2つの不混和流体からなることができる。一実施例において、前記流体レンズ内の前記メニスカスの形状は、流体を流体コンテナ内に又は外に送ることにより変更可能であり、実装するのが容易であり、かつ前記プローブの電気配線を避ける設計を提供する。他の実施例において、前記流体レンズは、2つの不混和流体を有するエレクトロウエットングレンズであることができる。より具体的には、前記エレクトロウエットングレンズは、前記光学プローブが前記メニスカスを操作することにより撮像の領域を再配置することができるように前記2つの不混和流体間に形成された前記メニスカスの角度調節を可能にするように非対称な電極構成を持つことができる。

30

【0020】

前記アクチュエータは、電磁アクチュエータであることができ、前記電磁アクチュエータは、アクチュエータハウジングと、前記ハウジングに対して移動可能に配置された駆動部材と、垂直効力によって生じる前記アクチュエータハウジングと前記駆動部材との間の摩擦力が前記ハウジングと前記駆動部材との間の相対的な移動を開始するために克服されなければならないような前記アクチュエータハウジングと前記駆動部材との間の前記垂直効力を提供するプレローディング手段と、前記摩擦力を克服し、前記アクチュエータに対して前記駆動部材を駆動する駆動手段とを有する。このアクチュエータは、エネルギーが、移動中にのみ必要とされ、固定位置の間に必要とされないという利点を持つ。このいわゆる摩擦ステップに関する更なる詳細は、参照により全体的にここに組み込まれるWO2006/117715において見つけられることができる。

40

【0021】

代替的には、前記画像コレクタを移動する前記アクチュエータは、圧電アクチュエータであることができる。他の実施例において、前記アクチュエータは、空気圧式又は油圧式アクチュエータ、すなわち流体圧を対応する移動に変換するアクチュエータ、例えばペローズであることができる。これは、電気配線及び電磁石の使用が回避されるという特定の利点を持つ。電気配線は、例えばインピボ検査に対して使用される光学プローブの加圧滅菌中に加熱される場合に悪影響を受けることがありうる。磁石も同様である。

【0022】

好ましくは、前記プローブは、内視鏡、カテーテル、針又はインピボ応用に対する生検

50

針の一部を形成しうるが、本発明は、これらの応用に限定されない。

【0023】

第2の態様において、本発明は、光学撮像システムに関し、前記システムは、  
 - 光源(LS)と、  
 - 前記光源に光学的に結合され、遠位端部において本発明の第1の態様による光学画像プロープを持つサンプルアームと、  
 - 前記光源(LS)及び前記サンプルアームに結合された撮像表示装置(IDD)と、  
 を有する。

【0024】

第3の態様において、本発明は、光学的撮像を実行する方法に関し、前記方法は、  
 - ハウジングを設けるステップと、  
 - 前記ハウジングの末端部に配置され、変更可能な屈折力を持つ流体レンズを設けるステップと、  
 - 前記ハウジング内に画像コレクタを配置するステップであって、前記コレクタが前記流体レンズの光学経路上に配置され、前記コレクタがアクチュエータにより前記光学経路に沿って移動可能である、前記配置するステップと、  
 を有する。

【0025】

本発明の第1の、第2の及び第3の態様は、各々、他の態様のいずれかと組み合わせられることができる。本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して説明され、明らかになる。

【0026】

本発明は、ここで、例としてのみ、添付の図面を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明による光学画像プロープの概略的な断面図である。  
 【図2】本発明による光学画像プロープの他の概略的な断面図である。  
 【図3】本発明による光学撮像システムの概略図である。  
 【図4】本発明による光学画像プロープを通る光学経路のシミュレーションを示す。  
 【図5】流体レンズによりどれだけ焦点が変更可能であるかを示す図である。  
 【図6】本発明による光学画像プロープにおける流体レンズの概略的な断面図である。  
 【図7】本発明による画像センサを移動する電磁アクチュエータの断面図である。  
 【図8】本発明による画像センサを移動する圧電アクチュエータの断面図である。  
 【図9】本発明による画像センサを移動する圧力駆動アクチュエータの断面図である。  
 【図10】本発明による方法のフローチャートである。  
 【図11】2つのレンズからなるズームレンズの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図1は、本発明による光学画像プロープ20の概略的な断面図である。画像プロープ20は、前記プロープの内部部分を囲み、保護するハウジング19を有する。流体レンズ5は、ハウジング19の末端部分に配置される。流体レンズ5は、変更可能な屈折力を持ち、すなわち前記レンズの焦点距離は、要求に応じて変更されることができる。流体レンズ5は、インタフェースメニスカスにより分離される少なくとも2つの不混和流体6a及び6bを有する。切り替え可能レンズは、参照により全体的にここに組み込まれる米国特許7126903B2(可変焦点レンズ)に記載された原理によって作成されることができる。これに関連して、どのようにして可変焦点レンズが最小限の外径で作成されることができるかが記載されている。このような小さな直径のレンズは、上部疎水性コーティング及び絶縁層を持つ短い管の内に2つの不混和液体を配置することにより得られる。前記2つの液体は、異なる屈折率を持ち、したがって、これらの間のメニスカスは、レンズを形成する。前記メニスカスの曲率を変更することにより、前記レンズの屈折力は、変更されることが

10

20

30

40

50

できる。前記コンテナは、非円柱であることもでき、例えば、参照により全体的にここに含まれ、様々な形状に関する他の詳細及びどのようにしてこれらの形状を作成するかが見つけられることができる国際特許出願W000/58763に記載されるように円錐であることもできる。

【0029】

流体レンズ5の前に、他のレンズ10が配置される。レンズ10は、屈折力を持たない窓で置き換えられることもできるが、通常は、前記流体レンズは、付加的な光学素子と協働して機能する。

【0030】

画像センサ40は、前記ハウジング内に配置され、前記センサは、流体レンズ5及びレンズ10により捕捉される光が画像センサ40により検出されることができるよう前記流体レンズの光学経路上に、すなわち流体レンズ5の後ろに配置される。画像センサ40は、アクチュエータ42により前記光学経路に沿って移動可能に構成される。したがって、図1において矢印Aにより示されるように、画像センサ40は、プローブ20の外側で撮像されるのに領域又は対象(図1に図示されない)の十分な焦点合わせを容易化するようにプローブ20内の特定の範囲を移動されることができ

【0031】

また、図1において破線矢印43aにより示されるように、画像センサ40、例えば電荷結合素子(CCD)又は相補型金属酸化半導体(CMOS)又は当業者に容易に利用可能な他の画像センサは、前記プローブの外側に、すなわち電力供給、モニタリング、制御、出力等のために接続される。前記画像センサが流体レンズ5の後ろに移動可能に配置された1以上のファイバであることもでき、前記1以上のファイバが、前記画像を対応する画像センサに送信するように光学的に配置されることが述べられるべきである。しかしながら、この記載の残りに対して、前記画像センサ及びその移動が、論じられるが、本発明は一般的に画像コレクタの移動に関するもので、1以上のファイバと同等に、画像を外側に運ぶ1以上のリレーレンズが使用されることができ

【0032】

領域11は、画像センサ40と流体レンズ5との間の領域を示す。領域11は、空であることができるが、複数のレンズ及び他の光学部品が同様に配置されることができ

【0033】

同様に、アクチュエータ43は、矢印43aにより示されるように電力供給及び制御のためにプローブ20の外側に接続される。図1において、画像センサ40は、ロッドを介してアクチュエータ42に接続され、前記ロッドは、アクチュエータ42により移動可能であるが、一度本発明の一般的な原理が認識されると、他のアクチュエータ構成は、もちろん、当業者に容易に利用可能である。

【0034】

図1において、プローブ20及び特に流体レンズ5は、前記プローブの前の関心領域を撮像するように光学的に配置される。

【0035】

図2は、本発明による光学画像プローブ20の他の概略的な断面図である。図2は、図1と同様であるが、流体レンズ5が、プローブ20の隣の関心領域を撮像するように光学的に配置される点で異なる。特定の素子、例えばハウジング19は、明確性のため省略されている。したがって、光は、光学経路OPに沿って前記プローブの側面に入る。鏡21とともに、プローブ20は、画像センサ40上で光を検出することができる。前面検出(すなわち図1)及び側面検出(図2)の組み合わせが可能であると考えられる。場合により、曲率を持つ流体レンズは、例えば、本発明による光学プローブ20の角部分において使用されることができ

10

20

30

40

50

## 【0036】

図3は、本発明による光学撮像システムの概略図である。前記システムは、図3に示されるような後ろの位置に配置されるか、又は光学プロープ20自体の中又は近くに埋め込まれるかのいずれかであることができる光源LSを有する。サンプルアーム30は、光源LSに光学的に結合され、前記光、又はより一般的には照射放射線は、適切な光学的伝導によりサンプルアーム30を介してプロープ30に導かれることができる。サンプルアーム30は、遠位端部において本発明による光学画像プロープ20を持つ。プロープ20の後ろに、前記画像を処理及び表示する撮像表示装置IDDが、結合ユニットCを介して光源LS及びサンプルアーム30と結合されることができる。

## 【0037】

図4は、本発明による光学画像プロープ20を通る光学経路のシミュレーションを示す。前記レンズの周りの機械的手段を用いて内視鏡のズームを実現することは、限定的な空間のため難しい。流体レンズに基づくズームレンズは、前記レンズの周りに追加の機械的部分が無いという利益を持つ。これは、前記流体レンズにより到達されることができる限定的なジオプタ変化のため特定のズーム係数のみが到達されることができるという欠点を持つ。依然としてズームを可能にするために、レンズシステムの焦点距離を変更する(すなわちズームする)のに単一の流体レンズ5を使用し、前記システムを焦点に合わせるのに画像センサ40の移動を使用することができる。図4において、ズーム係数が1.6X、画像センサ対角径3.264mm、いわゆる望遠構成の焦点距離3.46mm(図4の上部)及びワイド構成(図4の下側)の焦点距離2.09mmである設計が示される。停止直径は0.88mmである。この設計において、画像センサ40は、3.3mmだけ移動されなければならない。この1.6のズーム係数に要求される前記液体レンズの切り替え範囲は、最大範囲より小さい。より高いズーム係数は、全範囲が使用される場合に可能である。変調伝達調査のモデルシミュレーションは、満足のいく結果、すなわち幅広い周波数範囲にわたる比較的高い伝達を示す。

## 【0038】

2つの流体レンズからなるシステムと比較してより大きなズーム係数が流体レンズ及び可動センサからなるシステムにより到達されることができることを示すために、図11に示されるズームレンズシステムを考慮する。これは、WIDEズーム構成において $f_1$ 及び $f_2$ の焦点距離を持ち、TELEズーム構成において $f_1'$ 及び $f_2'$ を持つ2つのレンズのシステムからなる。前記2つのレンズは、距離 $d_1$ により分離されている。第2のレンズと前記画像センサとの間の距離は $d_2$ である。WIDE構成において、システム全体の焦点距離は $F$ であり、TELE構成において $F'$ である。したがって、前記ズーム係数は、 $F/F'$ により与えられる。前記画像センサのサイズは $S$ である。前記レンズシステムの絞りは、前記2つのレンズの間に配置される。近軸計算から、前記2つのレンズの焦点距離 $f_1$ 及び $f_2$ が、

## 【数1】

$$\text{WIDE: } f_1 = \frac{d_1}{1 - \frac{d_2}{F}} \quad \text{and} \quad f_2 = \frac{d_1 d_2}{d_1 + d_2 - F}, \quad (1)$$

## 【数2】

$$\text{TELE: } f_1' = \frac{d_1}{1 - \frac{d_2}{F'}} \quad \text{and} \quad f_2' = \frac{d_1 d_2}{d_1 + d_2 - F'}. \quad (2)$$

によりシステム全体の焦点距離 $F$ に関連付けられる。

## 【0039】

一例として、 $d_1 = 5 \text{ mm}$ 及び $d_2 = 5 \text{ mm}$ の場合を考える。前記流体レンズの切り替え範囲が、 $|f_1| > 6 \text{ mm}$ 及び $|f_2| > 6 \text{ mm}$ により限定されるとする。この場合、

可能な焦点範囲変化は、 $5.83 \text{ mm} < F < 14.17 \text{ mm}$ であり、2.43のズーム係数をもたらす。この範囲は、 $f_2$ に対する拘束条件により制限される。前記第2のレンズが $f_2 = -2 \text{ mm}$ を持つ固定レンズ及び $2 \text{ mm} < d_2 < 20 \text{ mm}$ の間で移動されることができ、画像センサにより置き換えられる場合を考えると、焦点距離 $F$ が $12.0 \text{ mm} < F < 75.0 \text{ mm}$ の間で変化することができ、6.25のズーム係数を示すことを発見する。

【0040】

図5は、どのようにして焦点が流体レンズ5により変更可能であることを示す図である。

【0041】

図5は、流体レンズ5に対して屈折力の2つの異なる設定を持つ本発明による光学画像プローブ20の2つの概略的な断面図を示す。レンズ5は、左側に水相6b及び右側に油相6aを有することができる。

10

【0042】

上の図において、流体界面のメニスカスは、前記油相に向かって湾曲され、図5の上の図に示されるように焦点 $F\_P$ をもたらす。同様に、下の図において、流体界面のメニスカスは、前記水相に向かって湾曲され、図5の下の図に示されるように他の焦点 $F\_P'$ をもたらす。前記焦点は、これにより、レンズ10に向かってシフトされ、画像センサ40も、焦点合わせを可能にするようにレンズ5から離れるように移動される。したがって、光学画像プローブ20の使用は、特に画像センサ40の移動により十分な焦点合わせで撮像を可能にするように、焦点 $F\_P$ の操作を容易化する。

20

【0043】

図6は、本発明による光学的画像プローブ20内の流体レンズ5の概略的な断面図である。図6は、注釈1が前記流体レンズに対するファイバ接続をマークし、すなわちファイバ1が領域11内に配置される本発明による非対称な電極構成を持つ光学画像プローブの概略的な断面図である。ファイバ・アウトカップリング損失を最小化するために、第1の流体6bの屈折率及びファイバ1のコアの屈折率が可能な限り近いことを確かめなければならない。前記ファイバの末端部分（特に金属被覆）が、（例えば十分な量のヒ素、リン又は他のV族元素の組み込みにより）電気的にアクティブになるようにn型ドーピングされる場合、電極4は取り除かれることができる。この場合、底部電極4の接触は、前記ファイバの外側で生じることができる。

30

【0044】

第2の液体6aは、前記2つの液体の間のメニスカスが湾曲される場合にレンズ作用を可能にするために第1の液体6bと比較して異なる屈折率を持つべきである。前記2つの液体は、安定したメニスカスを得るために不混和であることを要求される。前記2つの液体の間の表面張力及び空洞の幾何形状（円柱又は円錐）の適切な選択により、凹レンズ及び凸レンズ作用が両方とも得られることができる。

【0045】

7及び8により示される側面における電極は、前記レンズの円周上で等間隔に離間された一連の電極、すなわち単純性のためにここに描かれた2つの電極より多い電極であることができる。短絡を防ぐために、前記側面電極は、それぞれ電極4と電極7及び8との間の黒い液体により示されるように底部電極4まで続かない。全ての電極に同じ電圧を印加することにより、球状メニスカスが、特別な場合として得られることができる。しかしながら、これらの電極の間の適切な電圧差により、前記メニスカスの面が、要求に応じて傾けられることができる。これは、前記レンズの焦点の指向性をもたらす、例えば外科医が前記レンズシステムの直接的に前にあるわけではない対象に焦点を合わせることが可能にする。このような傾けられたメニスカスは、外科医がインビボ検査中に角を曲がったところを照射することをも可能にする。2つの液体6a及び6bの周りに配置された有限の数の電極のため、完全に傾けられたメニスカスは可能ではない。したがって、収差及び波面エラーが、ある程度、挿入される。

40

【0046】

50

最後に、光学的に透明なカバー層 9 が、液体レンズ 5 から液体が漏れるのを防ぐために前記レンズの上部に配置される。カバー層 9 に隣接して、高 NA レンズ 10 が配置される。場合により、層 9 及びレンズ 10 は、同一のエンティティに結合されていてもよい。

【 0 0 4 7 】

図 7 は、本発明による画像センサを移動する電磁アクチュエータ 70 の断面図である。したがって、アクチュエータ 70 は、図 1 及び 2 に示されるより一般的なアクチュエータ 42 の具体的なアクチュエータである。画像センサ 40 を移動することを必要とする前記アクチュエータは、内視鏡内にフィットするのに十分に小さく、画像センサ 40 を移動するのに十分に強くあるべきである。更に、画像センサ 40 を所望の焦点位置で維持するのにエネルギーが必要とされないため、このようなアクチュエータの自己制動特性は、非常に有用である。

10

【 0 0 4 8 】

1 つのこのようなアクチュエータは、電磁アクチュエータ、いわゆる摩擦ステップである。画像センサ 40 を持つこのアクチュエータ 70 は、図 7 に示される。アクチュエータ 70 は、2 つのコイル 71 内に配置された磁石からなる。画像センサ 40 を磁石 73 に接続するために、磁石 73、磁石ホルダ 72 及びセンサ 40 は、図 7 に示されるように互いに対して固定されることができる。ホルダ 72 は、1 に近い相対的な透磁率を持つ材料（例えばプラスチック）からなるべきである。更に、片側の磁石ホルダ 72、磁石 73、画像センサ 40 と、他の側のコイル 71 との間に接点が存在しない。磁石サポート 75、コイル 71 及び鉄部材 76 は、互いに対して固定される（図 7 参照）。

20

【 0 0 4 9 】

電流  $I$  が前記コイルを流れない場合、磁石 73 は、磁石 73 と鉄部材 76 との間の磁力  $F_m$  により、及び磁石ホルダ 72 と磁石サポート 75 との間の摩擦力  $F_{RIC}$  によりコイル 71 及び鋼板 76 に対して静止する。次に、電流がコイル 71 を流れる場合、駆動力  $F_d$  が生じ、画像センサ 40 は、コイル 71 を流れる電流に依存して、右又は左方向に移動することができる。画像センサ 40 を小さなステップで移動するために、電流パルスがコイル 71 に印加されるべきである。

【 0 0 5 0 】

このような解決法の実行可能性を確認するために、磁場の Opera 3D シミュレーションが実行された。アクチュエータ 40 が、3 mm の内径を持つ管の中に配置されることができ、前記アクチュエータの長さが前記画像センサ無しで 10 mm であると仮定する。更に、前記アクチュエータの可動部分（画像センサ 40、磁石 73 及び磁石ホルダ 72）の質量は 0.25 g である。3 G ショックによる前記可動部分の運動を持たないために、引力  $F_m$  は 0.036 N より大きくあるべきであり、駆動力  $F_d$  は 0.01 N より高くあるべきである。Opera 3D シミュレーションによると、前記シミュレートされたアクチュエータの引力は、 $F_m$  [0.046 N, 0.051 N] 及び  $F_d$  [0.080 N, 0.087 N] である。結果的に、シミュレートされたアクチュエータ 70 は、画像センサ 40 を移動するのに使用されることができる。

30

【 0 0 5 1 】

前記いわゆる摩擦ステップに関する更なる詳細は、国際特許出願 WO2006/117715 において見つけられることができ、ここで、アクチュエータは、ハウジングと、前記ハウジングに対して移動可能に配置された駆動部材と、前記駆動部材に関連付けられた磁石と、垂直抗力によって生じる前記ハウジングと前記駆動部材との間の摩擦力が前記ハウジングと前記駆動部材との間の相対的な運動を開始するために克服されなければならないような前記ハウジングと前記駆動部材との間の垂直抗力  $F_n$  を提供するように前記駆動部材と鉄部材との間に磁力を提供する前記鉄部材と、前記摩擦力を克服し、前記駆動部材を前記ハウジングに対して駆動する磁気駆動システムとを含む。プレローディング手段は、前記駆動部材と前記鉄部材との間に磁力を提供するように前記駆動部材及び鉄部材と関連付けられた磁石を有することができ、前記磁力は、前記垂直抗力と実質的に等しい。

40

【 0 0 5 2 】

50

電磁アクチュエータ 80 は、有益には、参照により全体的にここに組み込まれる米国特許 5399952 に開示されるように移動位置と組み合わせる実施されることができる。前記アクチュエータ、すなわち電磁駆動システムは、運動軸に沿って第 2 のモータセクションに対して移動可能な第 1 のモータセクションを持つモータを含む。前記第 2 のモータセクションは、3 つの励起コイルを持つ。前記第 1 のモータセクションは、前記励起コイルにおいて磁場を生成する磁気回路を含む。前記第 1 のモータセクションは、高周波誘導電流に対してのみ短絡巻線をも含む。この短絡巻線は、前記励起コイルに磁氣的に結合される。少なくとも 1 つの励起コイルの電磁結合の度合は、前記第 2 のモータセクションに対する前記第 1 のモータセクションの位置に依存する。前記短絡巻線は、中心励起コイルと 2 つの外側の励起コイルとの間の位置依存電磁結合を提供する。前記位置依存結合は、前記中心コイルに対する励起システム上に高周波検出信号を重ねることにより及び前記高周波検出信号により前記 2 つの外側のコイルにおいて誘導された電流を検出することにより検出されることができる。

#### 【 0 0 5 3 】

図 8 は、画像センサ 40 を移動する圧電アクチュエータ 80 の断面図である。アクチュエータ 80 は、圧電素子 82 及び駆動シャフト 81 を有する。圧電素子 82 は、一方の側（図 8 において右側）で固定位置（図 8 におけるアクチュエータサポート 83）に接続され、他方の側で駆動シャフト 81 に接続される。駆動シャフト 81 の右際において、可動素子は、摩擦力 F R I C により前記シャフトに固定（クランプ）され、画像センサ 40 は、前記可動素子に固定される。画像センサ 40 を持つ可動部分が一段階進むために、図 8 の右上部分に示されるような波形が、実線矢印により示されるように前記圧電素子に印加されることができる。ステップ信号は、ゆっくりと上昇し、急速に降下する電圧、又は急速に上昇し、ゆっくりと降下する電圧からなる。前記可動部分は、前記信号のゆっくりと降下（上昇）する部分の間に固定位置 83 に対して一段階進み、前記信号の急速に降下（上昇）する部分の間に駆動シャフト 81 に対して一段階進む。しかしながら、前記信号の急速な変化の間、前記可動部分は、実際的には、前記可動部分の慣性により固定座標系に対して移動しない。

#### 【 0 0 5 4 】

図 9 は、本発明による画像センサ 40 を移動する圧力駆動アクチュエータ 90 の断面図である。ベローズは、ばね形状の壁を持つ中空の円柱である。これは、流体圧力、すなわち加圧下の気体又は液体の影響下で長さを変えることができる。前記流体圧力は、中空の管 92 を通って印加される。前記管の中の圧力は、前記プローブ又は内視鏡 20 の裏側において、したがってインピボで使用される場合に体の外側で適合されることができる。圧力の増加は、ベローズ 90 を拡張し、実線矢印 A により示されるように左へのシフトをもたらす。圧力の減少は、画像センサ 40 を右にシフトする。追加のロッド又は溝は、センサが傾くのを防ぐことができる。前記センサは、前記ロッド又は溝に沿ってスライドすることができる。前記ベローズにフィットする又は内視鏡外壁 19 の内側にフィットするスライディングシリンダ 91 に前記センサを取り付けることも可能である。前記圧力は、様々な形で、例えば管 92 の可とう性末端部分を絞ることにより印加されることができる。この（電気機械）絞り素子は、前記内視鏡の体の外側の部分にあるので、小型化される必要がない。また、前記管の内部の流体を可とう性部材を介して内視鏡 20 の外側の空気圧装置 95 と接続することも可能である。

#### 【 0 0 5 5 】

図 10 は、本発明による方法のフローチャートである。前記方法は、

- ハウジング 19 を設けるステップ S 1 と、
- 前記ハウジングの末端部分に配置され、変更可能な屈折力を持つ流体レンズ 5 を設けるステップ S 2 と、
- 前記ハウジング内に画像コレクタ 40 を配置するステップ S 3 であって、前記コレクタが前記流体レンズの光学経路上に配置され、前記コレクタがアクチュエータ 42、70、80 又は 90 により前記光学経路に沿って移動可能である、ステップ S 3 と、

を有する。

【0056】

本発明は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はこれらの如何なる組み合わせをも含む如何なる適切な形式でも実施されることができる。本発明及び本発明の一部のフィーチャは、1以上のデータプロセッサ及び/又はデジタル信号プロセッサ上で実行されるコンピュータソフトウェアとして実施されることができる。本発明の一実施例の要素及び構成要素は、如何なる適切な形でも物理的に、機能的に及び論理的に実施されることができる。実際に、機能性は、単一のユニットにおいて、複数のユニットにおいて又は他の機能ユニットの一部として実施されてもよい。このように、本発明は、単一のユニットにおいて実施されてもよく、又は異なるユニット及びプロセッサの間で物理的に及び機能的に分散されてもよい。

10

【0057】

本発明は、特定の実施例に関連して説明されているが、ここに記載された特定の形式に限定されることを意図していない。むしろ、本発明の範囲は、添付の請求項によってのみ限定される。請求項において、用語"有する"は、他の要素又はステップの存在を除外しない。加えて、個別のフィーチャが、異なる請求項に含まれることができるが、これらは、場合により有利に組み合わせられることができ、異なる請求項における包含は、フィーチャの組み合わせが実行可能及び/又は有利ではないことを意味しない。加えて、単数形は、複数を除外しない。したがって、"1つの"、"第1の"、"第2の"等の言及は、複数を除外しない。更に、請求項内の参照符号は、範囲を限定すると解釈されるべきでない。

20

【図1】

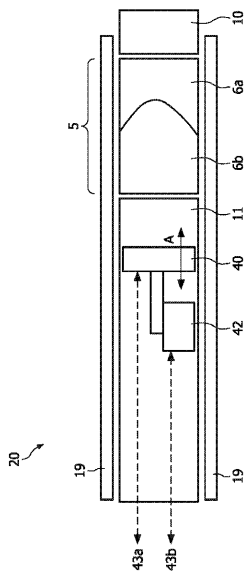


FIG. 1

【図2】

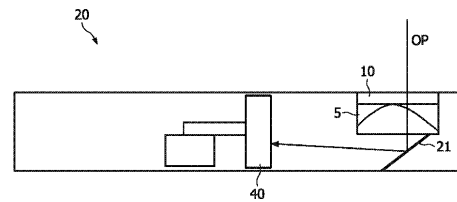


FIG. 2

【図3】

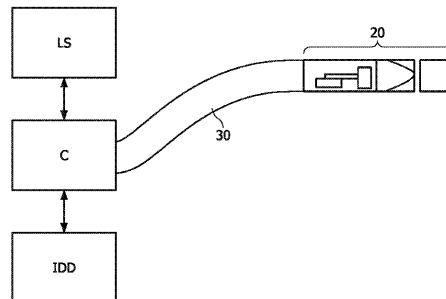


FIG. 3

【 図 4 】

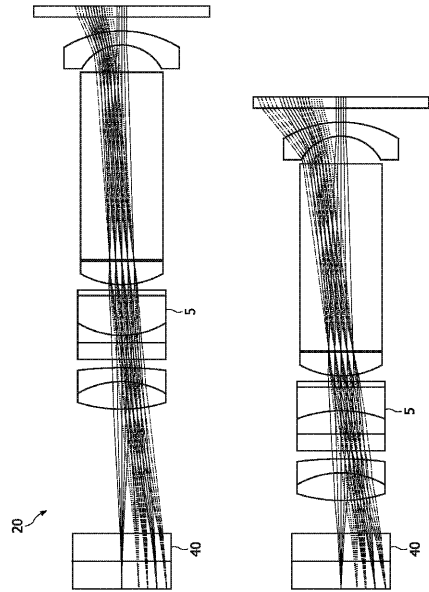
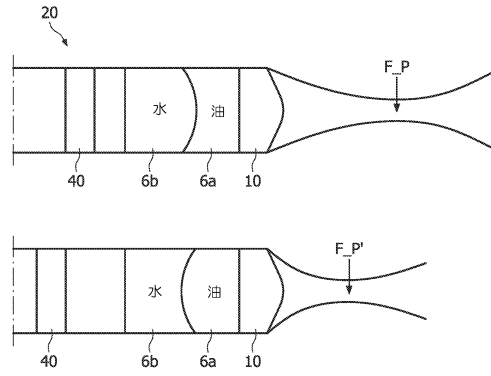


FIG. 4

【 図 5 】



【 図 6 】

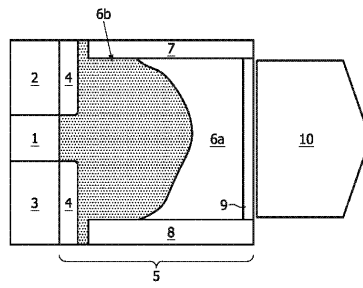


FIG. 6

【 図 7 】

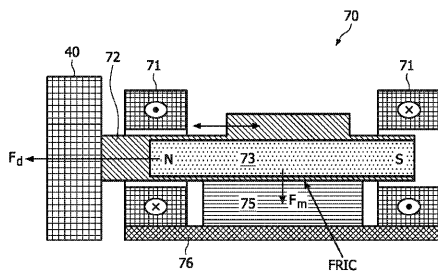
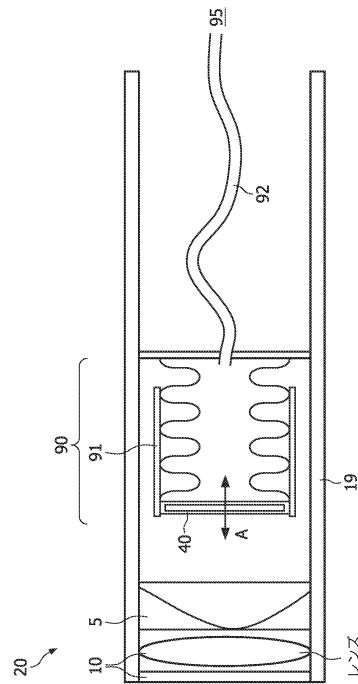


FIG. 7

【 図 9 】



【 図 8 】

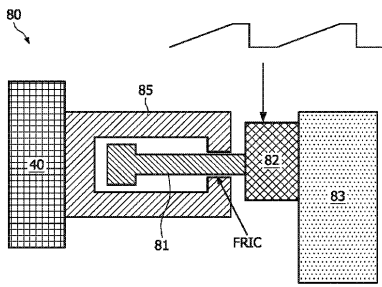


FIG. 8

【 10 】

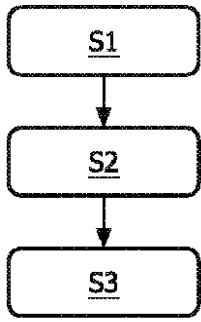
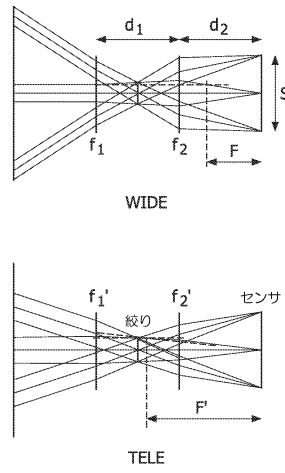


FIG. 10

【 11 】



## フロントページの続き

(72)発明者 ヘンドリクス ベルナルドゥス エイチ ダブリュ  
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  
4 4

(72)発明者 ミハイロヴィク ネナド  
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  
4 4

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特開昭58-046308(JP,A)  
国際公開第2006/103290(WO,A1)  
国際公開第2007/097709(WO,A1)  
特表2008-521061(JP,A)  
特表2007-518130(JP,A)  
特表2006-509263(JP,A)  
特開平03-289368(JP,A)  
特開2001-060113(JP,A)  
特開平04-177214(JP,A)  
特開平02-018514(JP,A)  
特表平09-509874(JP,A)  
特開平11-047073(JP,A)  
特開平11-047076(JP,A)  
特開平11-113841(JP,A)  
特開2001-346752(JP,A)  
特開2002-189162(JP,A)  
特開2004-205981(JP,A)  
特表2008-539689(JP,A)  
特表2005-518052(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	光学图像探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP5727373B2</a>	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	JP2011517291	申请日	2009-07-03
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	カイウベルステイン ヘンドリクスベルナルドゥスエイチダブリュ ミハイロヴィクネナド		
发明人	カイウベルステイン ヘンドリクスベルナルドゥスエイチダブリュ ミハイロヴィクネナド		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2438 A61B1/0019 G02B3/14		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.U A61B1/04.372 G02B23/24.B		
优先权	2008160097 2008-07-10 EP		
其他公开文献	JP2011527587A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

光学成像探头20技术领域本发明涉及一种光学成像探头20，其特别适用于小型应用，例如体内。流体透镜5布置在壳体19中，并且流体透镜具有可变的屈光力。图像收集器40设置在壳体中，并且收集器设置在流体透镜的光路上，并且收集器可以通过致动器42,70,80,90以各种方式沿光路移动它是可移动的。这是紧凑的并且有利于同时获得具有高变焦系数的光学图像探头。随着图像采集器的可能移动和流体镜头的屈光力的改变以及这两个元件之间的协作，紧凑的内窥镜具有宽动态范围的变焦系数和令人满意的聚焦特性可以获得。

$$\text{WIDE: } f_1 = \frac{d_1}{1 - \frac{d_2}{F}} \quad \text{and} \quad f_2 = \frac{d_1 d_2}{d_1 + d_2 - F}$$