

(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2011-510337

(P2011-510337A)

(43) 公表日 平成23年3月31日 (2011.3.31)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 1/06 (2006.01)	G02B 1/06	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 C	4C061
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-541877 (P2010-541877)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年1月12日 (2009.1.12)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成22年7月12日 (2010.7.12)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/050098		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02009/090585		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成21年7月23日 (2009.7.23)		1
(31) 優先権主張番号	08150230.4	(74) 代理人	100087789
(32) 優先日	平成20年1月14日 (2008.1.14)		弁理士 津軽 進
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(72) 発明者	スアイフェル ヤン エフ
			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
			ビルディング 44

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧力解放系を有する流体レンズ

(57) 【要約】

入射波を屈折させるために配置される流体を包含する容器を持つ、例えば医用画像又は治療用の、流体レンズ系。例えば高温医療洗浄中の熱的変動による体積の変化を補正するために、圧力解放機構が流体と接する。この圧力解放機構は入射波の経路内に位置する。好ましい実施形態において、貯蔵容器として管を介して流体に接続される流体容器は、容器の内部又は外側に、例えば画像センサの向こう側に配置される。代替的に、容易に圧縮可能なボディ、例えば気体を包含する小さな密閉金属ベローズが、圧縮によって体積変化を吸収するために流体の内側に置かれる。両実施形態において、圧力解放機構は好ましくはレンズの性能に影響を及ぼさないために入射波の経路の周辺部に位置する。別の態様において、流体レンズは外側容器部分の中に収まる内側容器部分を持つ容器を含み、内側容器部分は入射波の透過のために配置される少なくとも1つの境界に剛接合する。圧力解放機構は外側容器部分内に位置し、かつ、熱的変動による流体の体積の変化を補正するために流体と接する。一実施形態において、内側容器部分と外側容器部分は相対一

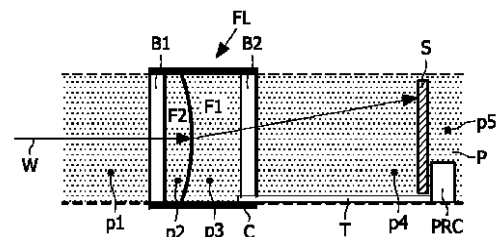


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

入射波を屈折させるために配置される第一の流体を包含する容器を含む流体レンズと、熱的変動による前記第一の流体の体積の変化を補正するために前記流体レンズの前記第一の流体と接して配置される圧力解放機構とを含み、前記圧力解放機構が入射波の経路内に位置する、レンズ系。

【請求項 2】

前記圧力解放機構が入射波の前記経路の周辺部に位置する、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 3】

前記圧力解放機構が、前記流体レンズの屈折特性に影響を及ぼすことを避けるために、入射波の前記経路の中心部の外側に位置する、請求項 2 に記載のレンズ系。

【請求項 4】

前記圧力解放機構が前記容器の外側に位置する、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 5】

前記流体レンズにおいて屈折後の波を検出するために配置されるセンサをさらに含み、前記圧力解放機構が前記入射波の方向に見て前記センサの向こう側に位置する、請求項 4 に記載のレンズ系。

【請求項 6】

前記圧力解放機構が前記容器の内側に位置する、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 7】

前記圧力解放機構が前記第一の流体の外側に位置する、請求項 6 に記載のレンズ系。

【請求項 8】

前記圧力解放機構が前記第一の流体の内側に位置する、請求項 6 に記載のレンズ系。

【請求項 9】

前記圧力解放機構が圧縮性媒体を包含する圧縮性容器を含む、請求項 8 に記載のレンズ系。

【請求項 10】

前記圧縮性容器が気体を包含するベローズを含む、請求項 9 に記載のレンズ系。

【請求項 11】

前記ベローズが入射波の前記経路の周辺部において前記第一の流体内に位置するリング状ベローズである、請求項 10 に記載のレンズ系。

【請求項 12】

熱的変動による前記第一の流体の体積の変化に対応するために、管を介して前記第一の流体に接続される圧力解放容器を含む、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 13】

前記容器が実質的に硬質であり、入射波に対して実質的に透明な材料の 2 つの対向する境界を持つ、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 14】

前記容器が、前記 2 つの対向する境界が前記容器の両端を規定する円筒形を持つ、請求項 13 に記載のレンズ系。

【請求項 15】

前記圧力解放機構が前記容器の側壁の延長によって規定される空間内に位置する、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 16】

前記流体レンズが前記第一の流体と異なる第二の流体を含み、前記第二の流体が前記第一の流体に対する界面を伴って配置され、前記界面において入射波を屈折させるようになっている、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 17】

前記流体レンズが、光及び超音波のうちの少なくとも 1 つである入射波を屈折させるた

10

20

30

40

50

めに配置される、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 18】

前記第一の流体が水又は油などの液体である、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 19】

第二の圧力解放機構を含む第二の流体焦点レンズをさらに含む、請求項 1 に記載のレンズ系。

【請求項 20】

請求項 1 に記載のレンズ系を含む医療機器。

【請求項 21】

前記レンズ系が、カテーテル、内視鏡、及び針のうちの 1 つと接続して取り付けられる、請求項 20 に記載の医療機器。

10

【請求項 22】

前記レンズ系が、医用画像及び治療のうちの 1 つのために配置される、請求項 20 に記載の医療機器。

【請求項 23】

入射波を屈折させるために配置される第一の流体を包含する容器を含む流体レンズであって、前記容器は外側容器部分の中に収まる内側容器部分を含み、前記内側容器部分は入射波の透過のために配置される少なくとも 1 つの境界に剛接合する、流体レンズと、

前記外側容器部分内に位置し、かつ、熱的変動による前記第一の流体の体積の変化を補正するために前記流体レンズの前記第一の流体と接して配置される、圧力解放機構を含むレンズ系。

20

【請求項 24】

前記外側容器部分が、入射波の透過のために配置される第一の境界と剛接合して配置され、前記内側容器部分が、入射波の透過のために配置される第二の境界と剛接合し、前記圧力解放機構が、前記内側容器部分と前記外側容器部分の間の相対平行移動時に前記第一の流体の圧力解放を可能にするために配置される、前記内側容器部分と前記外側容器部分の間の可撓性かつ流体密封な接続部を含む、請求項 23 に記載のレンズ系。

【請求項 25】

前記相対平行移動のために配置される最小限の空間を伴って、前記内側容器部分が前記外側容器部分の中に収まるように、前記内側容器部分と前記外側容器部分が異なる外径を持つ円筒形を持つ、請求項 24 に記載のレンズ系。

30

【請求項 26】

前記内側容器部分が、入射波の屈折のために前記第一の流体に対する界面を伴って配置される第二の流体をさらに包含する、請求項 24 に記載のレンズ系。

【請求項 27】

前記第一の流体が、前記内側容器部分と前記外側容器部分の間に形成される空洞に接続され、前記圧力解放機構が、圧縮によって前記第一の流体内の圧力を解放するために、この空洞の内側で前記第一の流体内に配置される圧縮性媒体を包含する圧縮性容器を含む、請求項 23 に記載のレンズ系。

【請求項 28】

前記圧縮性容器が気体を包含するリング状ベローズである、請求項 27 に記載のレンズ系。

40

【請求項 29】

前記内側容器部分が前記第一の流体及び第二の境界と共に、第二の流体を包含する、請求項 27 に記載のレンズ系。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、流体レンズ、例えば医学的応用のための流体レンズなどの分野に関する。より具体的には、本発明は大きな熱的変動に適した流体レンズの分野に関する。

50

【背景技術】

【0002】

流体タイプのレンズ、又は液体レンズは、こうしたレンズを、例えば画像化又は治療用の侵襲性医療機器などの医学的応用に適したものに、多数の周知の特性を持つ。高性能のレンズを必要とする用途の場合、流体は硬質容器に包含されることが多い。しかしながら、大きな熱的変動、例えば医療機器の殺菌に必要な100 若しくはそれ以上の加熱などにさらされると、こうしたレンズは、流体の熱的体積膨張によってレンズ内圧が増加するという事実悩まされる。例えば2 mmの直径と1 mmの厚みを持つ水レンズは、50 の温度上昇にさらされるとその厚みを約0.01 mm膨張させる。こうした影響はレンズの永久的な損傷につながる可能性があり、これはひいては、実際には2回以上の使用に対してこうしたレンズを除外してしまう。

10

【0003】

EP 1736802 A2は、レンズの液体と接するある体積の気体を導入することによって、熱膨張によるレンズ内の内圧が修正される液体レンズを記載している。そして気体は高温の間に圧縮されるので、流体レンズ内の圧力を制限する働きをする。しかしながらこの方法は、レンズに従う流体内への拡散によって、時間とともに気体分子がレンズ全体に分布してしまうという欠点を持つ。さらに、気体容器が半径方向に外側へ突出して位置するので、レンズを通る光路に垂直な次元においてレンズ全体のサイズを増加させるということも、前述のレンズの欠点である。

【0004】

20

WO 2004/099847は、液体を包含する容器の1つの透明な端部と接続して配置される伸張性接合部を持つ液体レンズを記載している。これによって、透明な端部は動くことができ、それによって容器体積を増加させ、こうして熱的変動によって生じたレンズ内圧を解放する。かかるレンズの欠点は、伸張性接合部が、レンズの透明窓をレンズの他の部分と比較してある程度傾かせ、その結果レンズの光学特性に影響を及ぼすので、光学的品質が損なわれるということである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記の説明に従って、本発明の目的は、永久的な損傷なく高い熱的変動に耐えることができる流体レンズを提供することである。それでも、特に小さな直径を確保することに関して、限られた空間しか利用できない侵襲性医学的応用を可能にするために、流体レンズは小型の寸法を持つべきである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

第一の態様において、本発明は、入射波を屈折させるために配置される、第一の流体、例えばまた第二の流体を包含する容器を含む流体レンズ、及び、熱的変動による第一の流体の体積の変化を補正するために、流体レンズの第一の流体と接して、例えば直接接して配置される圧力解放機構を含む、レンズ系を提供し、圧力解放機構は入射波の経路内に位置する。

40

【0007】

かかるレンズ系は、洗浄手順が場合によっては装置を135 の温度に10分間さらすことを意味するオートクレーブを含む、医療機器での使用など、流体レンズが大きな熱的変動にさらされる用途に適している。第一の態様に従うレンズ系を用いれば、圧力解放機構により、永久的な損傷なくこうした暴露に耐えることが可能である。圧力解放機構は第一の流体にしか直接適用されないが、典型的なレンズは第一の流体と界面で接する第二の流体も含む。かかる実施形態では、第一の流体の圧力解放はレンズ全体の圧力解放を確実にするために十分である。これは、例えば流体のうちの1つしか圧力解放機構を持っていないくても、第一の流体と第二の流体の間の界面が、2つの流体の総体積変化が解放されることを確実にするからである。

50

【 0 0 0 8 】

‘入射波の経路’とは、入射波が流体レンズに入ることができる領域によって規定される断面を持つ空間と理解され、原則として流体レンズへの入射波又は光線の方向に無限の延長を持つ。三次元レンズ系においては、最外周辺光線、すなわちレンズの光学 / 音響経路の中心を規定する主光線から最も遠くを進む光線 / 波によってボディが規定される。このボディは、円筒対称レンズの場合は円筒形であり、空間的制限を決定する。光線の経路に沿った特定位置において、周辺光線のこの最外ボディの断面は最大直径を持つ。主光線を中心とするこの最大直径のボディは、両端において正負に無限に拡張され、入射波の経路と理解される。レンズを通る実際の光学 / 音響経路は実際にはこの入射波の経路よりも少ない空間を占めるので、レンズを通過する波を妨げることなく、入射波の経路内において圧力解放機構が利用可能な空間がまだ存在する。入射波の経路を図示するスケッチは図 1 に見られる。

10

【 0 0 0 9 】

圧力解放機構の存在にもかかわらず、レンズは、特に侵襲性分野内の医学的応用にとって重要なパラメータである小さな直径に支障をきたすことなく、非常に小型に形成されることができる。これは入射波の経路内の圧力解放機構の位置のためであり、それ故圧力解放機構の存在はレンズのより大きな寸法を必要としない。本発明は、通常は屈折のために、入射波の経路全体が波によって完全に塞がれず、それ故、入射波を妨げることなく、ひいてはレンズの性能を損なうことなく、圧力解放機構のために使用されることができる経路の部分が存在する、という見識に基づく。

20

【 0 0 1 0 】

入射波の経路内の圧力解放機構の位置により、圧力解放機構を含むレンズ系の全外径は、圧力解放機構の存在のために増加されない。言い換えれば、レンズ系の全外径のほぼ全体が、第一の態様に従うレンズ系における流体レンズに利用可能である。従ってレンズ系は、例えば超音波を用いる画像化又は治療用の内視鏡、カテーテル、及び針などの医学的応用に適している。

【 0 0 1 1 】

いくつかの実施形態において、圧力解放機構は入射波の経路の周辺部に位置し、例えば、流体レンズの屈折特性に影響を及ぼすことを避けるために、圧力解放機構は入射波の経路の中心部の外側に位置する。これによって、圧力解放機構が典型的に入射波の経路の外側に位置することができるので、流体レンズの熱変化に対する高い耐性をもたらしながら、レンズの高い品質を維持することができる。

30

【 0 0 1 2 】

圧力解放機構は様々な位置に位置することができる。圧力解放機構は、入射波の方向に見て、流体レンズの前又は後など、容器の外側に位置し得る。

【 0 0 1 3 】

特に、レンズ系は流体レンズにおいて屈折後の波を検出するために配置される画像センサを含んでもよく、かかる実施形態において圧力解放機構は入射波の方向に見てセンサの向こう側に位置することができる。それでもやはり、圧力解放機構、例えばレンズの周辺部に位置する管によって第一の流体に接続される容器は、入射波の経路内にあるが、入射波の範囲の外側に位置するので、圧力解放機構のあまり重要ではない位置決めを可能にする。

40

【 0 0 1 4 】

圧力解放機構は、代替的に容器の内側に位置してもよい、例えば、

- 1) 容器の内側であるが第一の流体の外側、例えば第二の流体の内側、又は、
- 2) 第一の流体の内側、すなわち圧力解放機構は第一の流体によって完全に又は少なくとも部分的に囲まれる。

【 0 0 1 5 】

2) に従う実施形態の場合、圧力解放機構は、気体を包含するベローズなど、圧縮性媒体を包含する圧縮性容器を含み得る。ベローズとは、例えばベローズがかなり低弾性の材

50

料で形成されていたとしても、大きな圧縮を可能にするような形状である、圧縮性容器と理解される。特に、かかるベローズは高温に耐えることができる金属ベローズであり得る。好ましい実施形態において、ベローズは入射波の経路の周辺部において第一の流体内に位置するリング状ベローズである。このようなリング状ベローズは、入射波がレンズの中心部、すなわちリング状ベローズの内側を通過することを可能にし、それ故ベローズはレンズ系の品質を妨げることがない。

【0016】

圧力解放機構が第一の流体の外側に位置する前述の全実施形態の場合、圧力解放機構は好ましくは、熱的変動による第一の流体の体積の変化に対応するために、管を介して第一の流体に接続される圧力解放容器である。圧力解放容器は、大きな熱的変動がカバーされるべき場合に第一の流体の必要な体積に対応することができるようにするために、いくらかの空間を占める。従って、圧力解放容器は入射波の経路内に慎重に置かれるべきである。圧力解放容器と第一の流体を接続する管は非常に細くすることができ、例えば0.5 mmの外径を持ち、従ってレンズの品質に対するいかなる妨害効果もなく、レンズ系に容易に置かれることができる。

10

【0017】

レンズ系における前述の位置のうちの1つにおいて圧力解放機構によって占められる空間を削減するために、上述の圧力解放機構の位置のうちの2つ以上を組み合わせることが好まれ得る。これによって、例えば第一の流体内に位置する第一の圧力解放機構と、容器の外側に位置する第二の圧力解放機構とを組み合わせることによって、第一の流体の同じ体積変化がより小さな部品を用いて補正されることができる。

20

【0018】

好ましい実施形態において、容器は実質的に硬質であり、例えばレンズが光に適している場合にはガラスなど、入射波に対して実質的に透明な材料の2つの対向する境界を持つ。容器は2つの対向する境界が容器の両端を規定する円筒形を持ち得る。代替的に容器は矩形の4つの平行側壁を持つ円筒形であってもよく、従って2つの対向する波透過性境界が容器の両端を規定する矩形容器を形成する。さらに代替的に、側壁は平行でなくてもよく、ピラミッドの一部を形成してもよい。

【0019】

圧力解放機構は容器の側壁の延長によって規定される空間内に位置し得る、すなわち、容器の末端境界を越える空間を含む。これによって、圧力解放機構は容器自体よりも大きな外周を必要とする空間を占めることがない。これはレンズが狭い管内に挿入される必要がある医学的応用にとって有利である。

30

【0020】

好ましい実施形態において、流体レンズは第一の流体と異なる第二の流体を含み、第二の流体は界面において入射波を屈折させるために第一の流体に対する界面を伴って配置される。第一の流体は好ましくは水又は油などの液体である。第二の流体もまた水又は油であり得る。2つの流体は非混合性でなければならず、流体のうちの一方は導電性でなければならず、他方は導電性であってはならない。前述の通り、かかるレンズの実施形態は1つの圧力解放機構のみで圧力解放されることができ、両方の流体に対する個別の圧力解放機構を持つことが好まれ得る。

40

【0021】

好ましい実施形態において、流体レンズは超音波又は光波を屈折させるために配置される。

【0022】

レンズ系は第二の圧力解放機構を含む第二の流体焦点レンズを含み得る。例えばかかる実施形態は内視鏡などのためのズームレンズ系であり得る。

【0023】

好ましくは、レンズ系の全ての単一部品は、永久的な損傷なく、オートクレーブ、すなわち135℃に耐えることができる材料から作られる。

50

【 0 0 2 4 】

第二の態様において、本発明は第一の態様に従うレンズ系を含む医療機器を提供する。レンズ系は好ましくは、カテーテル、内視鏡、又は針、特に侵襲性医療機器と接続して取り付けられる。かかる医療機器のレンズ系は、例えば超音波イメージングなどの画像化用に、又は超音波アブレーションなどの治療用に使用され得る。

【 0 0 2 5 】

当然のことながら第一の態様について述べた実施形態及び利点は第二の態様にも同様に当てはまる。さらに、当然のことながら前述の態様及びその実施形態はいかなる方法で組み合わせられてもよい。

【 0 0 2 6 】

第三の態様において、本発明は以下を含むレンズ系を提供する。

入射波を屈折させるために配置される第一の流体を包含する容器を含む流体レンズ。容器は外側容器部分の中に収まる内側容器部分を含み、内側容器部分は入射波の透過のために配置される少なくとも1つの境界に剛接合する。及び、

外側容器部分内に位置し、かつ、熱的変動による第一の流体の体積の変化を補正するために流体レンズの第一の流体と接して配置される、圧力解放機構。

【 0 0 2 7 】

第一の態様のレンズ系のように、第三の態様のレンズ系もまた、例えば超音波イメージング又は超音波治療などの医学的応用など、小さな寸法が必要とされる場合、及び、例えば前述のように医療洗浄手順中に同時に高温変動が起こる可能性がある場合の用途に適している。第一の流体を包含する容器は内側部分と外側部分を持つが、以下で記載されるように、小さな外径を持つ小型レンズ系を実施することが可能である。

【 0 0 2 8 】

一実施形態において、外側容器部分は入射波の透過のために配置される第一の境界と剛接合して配置され、内側容器部分は入射波の透過のために配置される第二の境界と剛接合し、圧力解放機構は、内側容器部分と外側容器部分の間の相対平行移動時に第一の流体の圧力解放を可能にするために配置される、内側容器部分と外側容器部分の間の可撓性かつ流体密封な接続部を含む。この実施形態において、内側容器部分と外側容器部分の間の可撓性かつ流体密封な接続部は、第一の流体がその体積を膨張及び収縮させることを可能にするために使用され、そしてこれは内側容器部分と外側容器部分の間の相対運動によって吸収される。

【 0 0 2 9 】

好ましくは、内側容器部分と外側容器部分の間の相対位置に関係なくレンズの末端境界が平行なままであることを確実にし、その結果レンズの高性能を確実にするために、この相対運動は一次元の平行移動である。特に、内側容器部分と外側容器部分は、相対平行移動のために配置される最小限の空間を伴って内側容器部分が外側容器部分の中に収まるように、異なる外径を持つ円筒形を持ち得る。

【 0 0 3 0 】

好ましい実施形態において、内側容器部分は、入射波の屈折のために第一の流体に対する界面を伴って配置される第二の流体をさらに包含する。

【 0 0 3 1 】

別の実施形態において、第一の流体は、内側容器部分と外側容器部分の間、例えば容器の内壁と外壁の間に形成される空洞に接続され、圧力解放機構は、圧縮性容器の圧縮によって第一の流体内の圧力を解放するために、この空洞の内側で第一の流体内に配置される圧縮性媒体を包含する圧縮性容器を含む。内側容器部分を完全に包囲し得る空洞は、レンズの外側寸法の増加をもたらす。しかしながらこの実施形態において容器の可動部は避けられることができ、従って入射波の透過のために配置される末端境界が固定されて取り付けられることができ、その結果、安定で、かつ可動部における摩耗に影響を受けないレンズの高性能を確実にする。圧縮性容器は、例えば空気、窒素、又はCO₂などの気体を包含するリング状ベローズであり得る。代替的に、例えば金属ベローズなど、いくつかの気

10

20

30

40

50

体で満たされた圧縮性容器が空洞内に置かれる。この実施形態に従うレンズの好ましい形状は円筒形であり、例えば内側容器部分と外側容器部分の両方が2つの同心円筒を形成し、空洞が2つの円筒間の空間であるようになっており、内側円筒における開口部が第一の流体と空洞の間の接触をもたらす。

【0032】

好ましい実施形態において、内側容器部分は第一の流体及び第二の境界と共に、第二の流体を包含する。

【0033】

第四の態様において、本発明は第三の態様に従うレンズ系を含む医療機器を提供する。レンズ系は好ましくは、カテーテル、内視鏡、又は針、特に侵襲性医療機器と接続して取り付けられる。かかる医療機器のレンズ系は、例えば超音波イメージングなどの画像化用に、又は超音波アブレーションなどの治療用に使用され得る。

10

【0034】

当然のことながら前述の態様の特徴は混合されることができる。

【0035】

本発明の実施形態は、ほんの一例として図面を参照して記載される。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】図1は流体レンズに関して圧力解放機構の異なる位置を図示する。

【図2】図2は各々圧力解放容器を持つ2つの流体レンズを持つレンズの実施形態を図示する。

20

【図3a】図3aは流体レンズの流体内に位置する圧縮性容器の形の圧力解放機構を図示する。

【図3b】図3bは流体レンズの流体内に位置する圧縮性容器の形の圧力解放機構を図示する。

【図4】図4は流体レンズの流体内に位置する圧縮性容器を持つ別の実施形態を図示する。

【図5】図5は本発明の第三の態様の一実施形態を図示する。

【図6】図6は本発明の第三の態様の別の実施形態を図示する。

【図7】図7は本発明に従う医療用内視鏡のスケッチを図示する。

30

【発明を実施するための形態】

【0037】

図1は本発明の一実施形態を図示する。硬質容器Cを持つ流体レンズFLの縦断面は第一の流体F1と第二の流体F2を包含する。容器Cは2つの対向する境界又は窓B1, B2を持ち、これらは光波又は超音波などの入射波Wに透明である。容器Cは断面が矩形又は円形であり得る。レンズは第一の流体F1と任意の第二の流体の間の界面において入射波Wを屈折させる。界面は流体レンズFLの調節を可能にするために制御可能な形状を持ち得る。図示された実施形態は画像センサSを含む。流体レンズFLにおける屈折後、入射波Wは、検出画像に応じて電気信号を生成することができる画像センサSに遭遇する。

【0038】

40

流体レンズFLは入射波Wのための経路Pを規定し、この経路Pは例えば波Wが光波である場合には光路であるが、破線内の点付きの領域によって図示される。図示された実施形態において、この経路Pは容器Cの側壁の内側部分と一致する。本発明に従って、レンズ系は第一の流体F1に接続される圧力解放機構を含む。図1の実施形態において、圧力解放機構は、管Tを介して第一の流体F1に接続される、硬質又は圧縮性のいずれかの容器である、圧力解放容器PRCを含む。見られるように、圧力解放容器PRCは、入射波Wの方向に見て、画像センサSの向こう側、すなわち画像センサSの後ろに、入射波の経路内に位置する。

【0039】

図1において、圧力解放機構の全部で5つの主に異なる位置p1, p2, p3, p4,

50

p 5 が、全て経路 P 内に図示される。位置 p 1 は容器 C の外側で、入射波 W の方向に見て流体レンズ F L の前である。位置 p 2 は容器 C の内側であるが、第一の流体 F 1 の外側、すなわち第二の流体 F 2 の内側である。位置 p 3 は容器 C の内側であり第一の流体 F 1 の内側である。位置 p 4 は容器 C の外側で、入射波 W の方向に見て容器の後であるが画像センサ S の前である。位置 p 5 は容器 C の外側で、入射波 W の方向に見て画像センサの後であり、すなわち、図示された圧力解放容器 P R C の位置である。好ましくは、圧力解放機構の全ての可能な位置 p 1 , p 2 , p 3 , p 4 , p 5 に対して、この機構の存在によって入射波 W が妨げられないように、又は少なくとも最小限にしか妨げられないように、この機構は好ましくは経路 P の周辺部に位置する。

【 0 0 4 0 】

図 1 に図示されるように、本発明に従うレンズ系は、非常に小型の寸法で作られることができるため有利である。特に、経路 P の外側に圧力解放機構のための余分な空間が必要ないことが見てわかることから、非常にスリムなバージョンが可能である。これは流体レンズ容器 C の外側寸法がレンズ系の外径を決定することを意味する。例えば 5 mm 未満、3 mm 未満、さらには 2 mm 未満の外径を持つ円筒形の実施形態を作ることができる。

【 0 0 4 1 】

図 2 は医療用内視鏡のためレンズ系を図示する。入射波というより 3 束のビームが左側からレンズ系に入る様が図示される。右側へレンズ系を出て行く 3 束のビームは、その後画像センサ（図示せず）上でフォーカスされる。レンズ系は 2 つの流体レンズ F L 1 , F L 2 を含み、これらの各々の圧力解放機構は各々圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 の形をとり、例えば 0 . 5 mm の外径を持つ各々の中空管 T 1 , T 2 を介して各流体レンズ F L 1 , F L 2 の流体 F 1 1 , F 1 2 に接続される。高温において、流体 F 1 1 , F 1 2 は膨張し、この膨張は流体 F 1 1 , F 1 2 を管 T 1 , T 2 を介して圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 へと移動させる。圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 は、高温のために膨張したときに流体 F 1 1 , F 1 2 の貯蔵容器として機能し、従って流体レンズ F L 1 , F L 2 の内圧を低く保つために役立つ。容器 P R C 1 , P R C 2 は圧縮性又は硬質に形成されることができる。容器 P R C 1 , P R C 2 が硬質である場合、これらは体積変化に対応するために圧縮性ボディを包含しうる。

【 0 0 4 2 】

図 2 に見られるように、圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 は入射波又は光線の経路の周辺部に位置し、経路は破線によって図示される。これによって、これらの存在はレンズ系の性能を低下させることがない。図示された実施形態において、圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 の両方は流体レンズ F L 1 , F L 2 の各容器の外側に位置する。入射波の方向に見て、P R C 1 は容器の前に位置し、一方 P R C 2 は容器の後に位置する。

【 0 0 4 3 】

圧力解放容器 P R C 1 , P R C 2 の位置のために、レンズ系の外側寸法は圧力解放機構を持たない同じレンズ系と比較して増加されない。

【 0 0 4 4 】

図 3 a 及び図 3 b は、2 つの温度、すなわち図 3 a は低温、図 3 b は高温における同じ実施形態を図示する。この実施形態において、圧力解放機構は、例えば円筒形の硬質容器 C の内側、また第二の流体 F 2 との屈折界面を形成する第一の流体 F 1 の内側に配置される圧縮性ボディ C B によって形成される。図示された断面は、例えば金属によって形成されるリング状圧縮性ベローズ C B を図示する。リング状ベローズ C B は気密性であり、空気、窒素、又は C O ₂ などの容易に圧縮可能な気体 G で満たされる。ベローズは中心経路において入射波を妨げないよう、容器 C の側壁及び一端へ向けて置かれる。

【 0 0 4 5 】

図 3 a において、第一の流体 F 1 は低温のために小さな体積を持つので、リング状ベローズ C B は膨張されることが見られる。図 3 b において、第一の流体 F 1 は今度は高温のために膨張されるので、ベローズ C B は図 3 a よりも小さく、この膨張はリング状圧縮性ベローズ C B の対応する圧縮によって吸収される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

図 4 は図 3 a 及び図 3 b の実施形態の変形例である。しかしながら、ここでは圧縮性気体 G で満たされる 2 つの個別の圧縮性ボディ C B が第一の流体 F 1 の内側に位置する。これらの圧縮性ボディ C B は小さな密閉金属ベローズによって形成され得る。一般的に、第一の流体 F 1 の内側に位置する圧縮性気体 G で満たされる多数のこのような個別の圧縮性ボディ C B が存在し得ることが理解されるべきである。

【 0 0 4 7 】

図 5 は本発明の第三の態様の一実施形態を図示する。2 つの流体 F 1 , F 2 が、流体 F 1 , F 2 を包含する容器の一般的に透明な境界 B 1 , B 2 を通って到達する、例えば超音波又は光などの波を屈折させるために界面 I を伴って配置される。図 5 はレンズ系の断面を
10 図示するが、好ましい実施形態においてレンズは円筒形又は錐台形を持つ。従って、内側容器部分 C I は境界 B 2 に固定される円筒壁を持ち、外側容器部分 C O は境界 B 1 に固定される円筒壁を持ち、内壁の外径は外壁の内径よりもわずかに小さいだけである。従って、これによって、両端矢印によって示されるように、内側容器部分 C I と外側容器部分 C O の間の一次元相対平行移動を可能にするために最小限の空間のみがもたらされる。これは境界 B 1 , B 2 が相互に対して傾かないことを確実にするために重要であり、これはさ
まなければレンズの品質を損なうことになる。

【 0 0 4 8 】

可撓性かつ流体密封のシーリング F T、例えばゴム又は金属のベローズ形状のシーリングが、内壁の上部に沿って、及び境界 B 1 に対して、すなわち外側容器部分 C O と一緒に
20 動く部分に対して、取り付けられる。これによって、第一の流体 F 1 の体積が膨張及び収縮することができ、内側容器部分 C I と外側容器部分 C O の間の相対運動を生じる。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、本発明の第三の態様の別の実施形態を図示する。図 5 と同様に、第一の流体 F 1 及び第二の流体 F 2 が、流体 F 1 , F 2 を包含する容器の一般的に透明な境界 B 1 , B 2 を通って到達する波を屈折させるために、それらの間に界面 I を伴って配置される。この実施形態において内側容器部分 C I と外側容器部分 C O は相互に対して固定される。

【 0 0 5 0 】

図 5 と同様に、図 6 のスケッチは好ましくは円筒形であるレンズ系の断面であり、内側容器部分 C I と外側容器部分 C O の両方が円筒壁を含むことを意味する。しかしながら図
30 5 の実施形態とは対照的に、円筒形の内壁及び外壁は実質的に異なる外径を持ち、空洞 C V が内壁と外壁の間に形成され、すなわち好ましくは空洞 C V が内側容器部分 C I を囲むようになっている。

【 0 0 5 1 】

内側容器部分における開口部 O P は第一の流体 F 1 を空洞 C V と接続する。従って、好ましくは第一の流体 F 1 は空洞 C V を満たす。空洞 C V において、従って第一の流体 F 1 と直接接して、リング状の気体で満たされた圧縮性ベローズ C B が置かれる。ベローズ C B と接続する両端矢印は、第一の流体 F 1 の体積の膨張及び収縮時のベローズ C B の運動を示す。空洞 C V を占める 1 つの大きなリング状圧縮性ボディ C B に対する代替案として、
40 いくつかのより小さな圧縮性ボディが置かれてもよいことが理解されるべきである。しかしながら、レンズ系の小さな外径をもたらしために、空洞はできるだけ細くなければならず、従って空洞 C V の大部分を満たす 1 つのベローズ C B が好まれ得る。

【 0 0 5 2 】

図 6 の実施形態は、内側容器部分 C I と外側容器部分 C O の両方が好ましくは透明な境界 B 1 , B 2 に対して固定されるので、高い機械的安定性を持つように容易に実施されることが
できる。開口部 O P は、加熱 / 冷却中に、主要な第一の流体の容器と空洞 C V の間で第一の流体 F 1 を運ぶために必要な速度で第一の流体 F 1 が通過することを可能にするために十分に大きなサイズを持つだけでよい。

【 0 0 5 3 】

図 7 は超音波イメージング用に配置される医療用内視鏡 E をスケッチする。本発明の第
50

一又は第三の態様に従うレンズ系LSは、レンズ系LSを通して受信される検出超音波信号に応答して電気超音波信号USを生成するために配置される超音波センサSと接続して、内視鏡Eの遠位端に位置する。

【0054】

要約すると、本発明は、入射波を屈折させるために配置される流体を包含する容器を持つ、例えば医用画像又は治療用の流体レンズ系を提供する。例えば高温医療洗浄中の熱的変動による体積の変化を補正するために、圧力解放機構が流体と接する。この圧力解放機構は入射波の経路内に位置する。好ましい実施形態において、貯蔵容器として管を介して流体に接続される流体容器は、容器の内部又は外側に、例えば画像センサの向こう側に配置される。代替的に、容易に圧縮可能なボディ、例えば気体を包含する小さな密閉金属ベローズが、圧縮によって体積変化を吸収するために流体の内側に置かれる。両実施形態において、圧力解放部材は好ましくはレンズの性能に影響を及ぼさないために入射波の経路の周辺部に位置する。

10

【0055】

別の態様において、流体レンズは外側容器部分の中に収まる内側容器部分を持つ容器を含み、内側容器部分は入射波の透過のために配置される少なくとも1つの境界に剛接合する。圧力解放機構は外側容器部分内に位置し、かつ、熱的変動による流体の体積の変化を補正するために流体と接する。一実施形態において、内側容器部分と外側容器部分は相対一次元運動のために配置され、流体密封に相互接続される。別の実施形態において、流体で満たされた空洞が内側容器部分と外側容器部分の間に形成され、この空洞は圧縮性ボディを収容する。

20

【0056】

レンズ系は、光学及び音響学に基づいた、医療用内視鏡、カテーテル、及び針などの用途に適している。

【0057】

開示された実施形態の特定の具体的詳細は、本発明の明確かつ完全な理解をもたらすために、限定ではなく例示を目的として説明される。しかしながら、本発明は、この開示の精神と範囲から著しく逸脱することなく、本明細書に説明された詳細に厳密に一致しない他の実施形態において実施され得ることが、当業者によって理解されるべきである。さらに、この文脈において、及び簡潔さと明瞭さを目的として、周知の装置、回路、及び方法の詳細な説明は、不必要な詳細と起こり得る混乱を避けるために省略されている。

30

【0058】

参照符号が請求項に含まれるが、参照符号を含むことは明瞭さのために過ぎず、請求項の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【 図 1 】

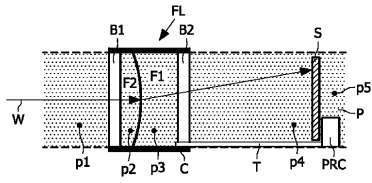


FIG. 1

【 図 2 】

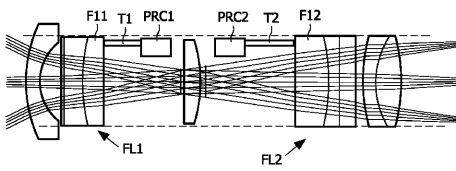


FIG. 2

【 図 3 a 】

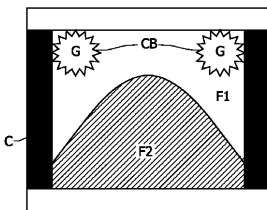


FIG. 3a

【 図 3 b 】

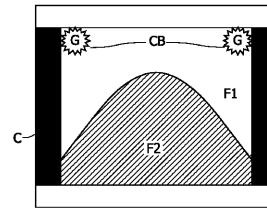


FIG. 3b

【 図 4 】

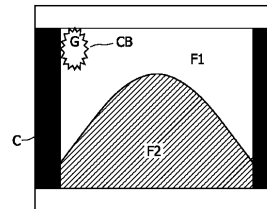


FIG. 4

【 図 5 】

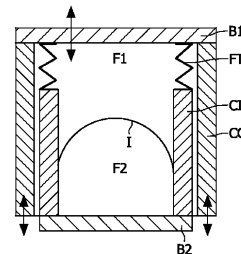


FIG. 5

【 図 6 】

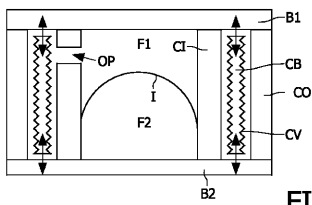


FIG. 6

【 図 7 】

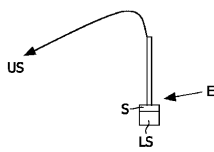


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2009/050098

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G02B3/14 G02B7/00

ADD. G02B23/24

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)
G02B

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 practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 736 802 A (VARIOPTIC [FR]) 27 December 2006 (2006-12-27) abstract paragraph [0010] - paragraph [0018] figures 2-13	1-16, 18, 19, 23-29
Y		17, 20-22
X	JP 2002 162506 A (CANON KK) 7 June 2002 (2002-06-07) abstract; figures	1-16, 18, 19, 23-29
A		17, 20-22
X	US 6 188 526 B1 (SASAYA TAKANARI [JP] ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) abstract column 2, line 10 - line 35 figures	1-16, 18, 19, 23-29
A		
	----- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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 document 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

7 April 2009

Date of mailing of the international search report

20/04/2009

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

Seibert, Joachim

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2009/050098

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2004/099847 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; VAN AS MARCO A J [NL]; HENDRIKS B) 18 November 2004 (2004-11-18)	1-16, 18, 19, 23-29
A	abstract page 2, line 19 - line 24	17, 20-22
X	WO 2005/093489 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; HENDRIKS BERNARDUS H W [NL]; LIED) 6 October 2005 (2005-10-06)	1-16, 18, 19, 23-29
A	page 12, line 6 - line 10 figures 4a, 4b	17, 20-22
Y	US 3 765 403 A (BRENDEN B) 16 October 1973 (1973-10-16) abstract; figures	17
Y	EP 1 780 575 A (LINOS PHOTONICS GMBH & CO KG [DE]) 2 May 2007 (2007-05-02) the whole document	20-22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2009/050098

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1736802	A	27-12-2006	BR PI0603743 A CN 1885066 A FR 2887638 A1 JP 2007017963 A KR 20060134819 A US 2007002455 A1	14-08-2007 27-12-2006 29-12-2006 25-01-2007 28-12-2006 04-01-2007
JP 2002162506	A	07-06-2002	NONE	
US 6188526	B1	13-02-2001	JP 4078575 B2 JP 2000081503 A	23-04-2008 21-03-2000
WO 2004099847	A	18-11-2004	JP 2006527388 T KR 20060013534 A US 2006285220 A1	30-11-2006 10-02-2006 21-12-2006
WO 2005093489	A	06-10-2005	CN 1934482 A JP 2007530997 T KR 20070003965 A US 2007273943 A1	21-03-2007 01-11-2007 05-01-2007 29-11-2007
US 3765403	A	16-10-1973	NONE	
EP 1780575	A	02-05-2007	DE 102005051714 A1	03-05-2007

フロントページの続き

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

(72)発明者 カイパー ステイン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヘンドリクス 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 アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 デラディ スザホルクス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ラデマケルス アントニウス ジェイ ジェイ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ファン デル フレウテン コルネリウス エイ エヌ エム

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヴェーカムプ ヨハanneス ダブリュ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ビールホフ ヴァルセルス シー ジェイ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

Fターム(参考) 2H040 CA23

4C061 BB01 FF40 JJ01 JJ06

【要約の続き】

次元運動のために配置され、流体密封に相互接続される。別の実施形態において、流体で満たされた空洞が内側容器部分と外側容器部分の間に形成され、この空洞は圧縮性ボディを収容する。レンズ系は、光学及び音響学に基づいた、医療用内視鏡、カテーテル、及び針などの用途に適している。

专利名称(译)	带压力释放系统的液体透镜		
公开(公告)号	JP2011510337A	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2010541877	申请日	2009-01-12
[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		
[标]发明人	スアイフェルヤンエフ カイパーステイン ヘンドリクスベルナルドゥスエイチダブリュ デラディスザホルクス ラデマケルスアントニウスジェイジェイ ファンデルフレウテンコルネリウスエイエヌエム ヴェーカムプヨハネスダブリュ ビールホフヴァルセルスシージェイ		
发明人	スアイフェル ヤン エフ カイパー ステイン ヘンドリクス ベルナルドゥス エイチ ダブリュ デラディ スザホルクス ラデマケルス アントニウス ジェイ ジェイ ファン デル フレウテン コルネリウス エイ エヌ エム ヴェーカムプ ヨハネス ダブリュ ビールホフ ヴァルセルス シー ジェイ		
IPC分类号	G02B1/06 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0019 G02B3/14 G02B7/008 G02B23/2407		
FI分类号	G02B1/06 G02B23/26.C A61B1/00.300.Y		
F-TERM分类号	2H040/CA23 4C061/BB01 4C061/FF40 4C061/JJ01 4C061/JJ06		
优先权	2008150230 2008-01-14 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

流体透镜系统包括容纳流体的容器，该流体布置成折射入射波。压力释放机构与流体接触，以便补偿由于热变化引起的体积变化。压力释放机构位于入射波的路径内。流体容器可以通过管子连接到流体作为储存器，该储存器布置在容器内部或外部，例如超出图像传感器。或者，容易压缩的本体，例如封闭气体的小型封闭金属波纹管，位于流体内部，以通过压缩吸收体积变化。容器可以具有内部容器部分，该内部容器部分装配在外部容器部分内，其中压力释放机构定位在外部容器部分内。包括可压缩主体的流体填充腔可以形成在内容器部分和外容器部分之间。

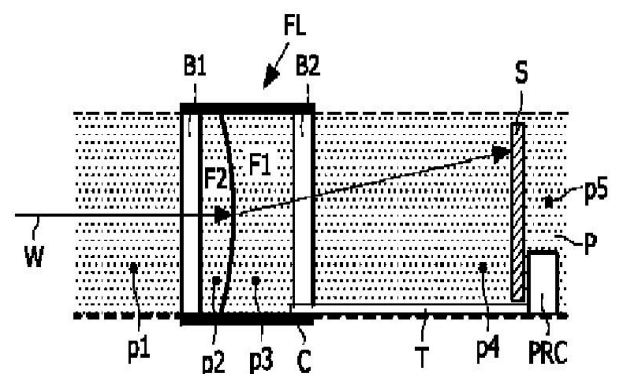


FIG. 1