

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-261852

(P2008-261852A)

(43) 公開日 平成20年10月30日(2008.10.30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
G 0 1 L 19/06 (2006.01)	G 0 1 L 19/06 A	2 F 0 5 5
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-96228 (P2008-96228)	(71) 出願人	598053695
(22) 出願日	平成20年4月2日(2008.4.2)		インベンド メディカル ゲゼルシャフト
(31) 優先権主張番号	102007000200.0		ミット ベシュレンクテル ハフツング
(32) 優先日	平成19年4月3日(2007.4.3)		ドイツ連邦共和国、6 9 4 6 9 ヴァイン
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		ハイム ヴェベルシュトラッセ 1 7
		(74) 代理人	100075812
			弁理士 吉武 賢次
		(74) 代理人	100091982
			弁理士 永井 浩之
		(74) 代理人	100096895
			弁理士 岡田 淳平
		(74) 代理人	100117787
			弁理士 勝沼 宏仁
		(74) 代理人	100127465
			弁理士 堀田 幸裕

最終頁に続く

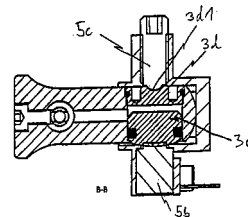
(54) 【発明の名称】 圧力ゲージ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡デバイスが使い捨て構造であることを考慮した、簡単な圧力ゲージを妥当な価格で提供する。

【解決手段】圧力ゲージは、組み立て及び分解を手作業で行うようになされた二つの別個の構成要素からなる。一方の構成要素は、圧力を受けこの圧力に応じて可動部分 3 c、6 c を移動させる圧力 - 動作変換エレメント 3、6 である。他方の構成要素は、可動部分 3 c、6 c の移動により生じた力を計測するための力計測エレメント 5 である。圧力 - 動作変換エレメント 3、6 は、使い捨て可能な構成要素として形成されており、これに対し、力計測エレメント 5 は再使用されるようになっている。

【選択図】 図 9 e



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧力ゲージにおいて、
流体圧力を受けてこの流体圧力の変化に応じて移動する移動自在な部分を有する圧力 - 動作変換エレメントと、
前記移動自在の部分の移動によって及ぼされた力を計測するための力計測エレメントと、
を備え、
前記圧力 - 動作変換エレメントおよび前記力計測エレメントは、好ましくは、組み合わせ可能であり、流体を遮断するようにして分離され、且つ、機械的に連結され得る別々の構成要素として、形成されている、圧力ゲージ。

10

【請求項 2】

前記圧力 - 動作変換エレメントは、気密ユニットまたは流体密ユニットとして形成されている、請求項 1 に記載の圧力ゲージ。

【請求項 3】

前記圧力 - 動作変換エレメントは、加圧されたガスまたは流体が通って流れる容器の一部、あるいは、加圧されたガスまたは流体が通って流れるチューブの一部を受け入れるための受け部を有し、前記加圧されたガスまたは流体の圧力が前記圧力ゲージで計測されるようになっている、請求項 1 または 2 に記載の圧力ゲージ。

【請求項 4】

前記受け部は、流体が入った使い捨て可能な流体バッグに連結されたチューブのチューブ部分を受け入れる、請求項 3 に記載の圧力ゲージ。

20

【請求項 5】

前記移動自在の部分は、ピストンまたは膜である、請求項 1 乃至 4 のうちのいずれか一項に記載の圧力ゲージ。

【請求項 6】

前記力計測エレメントは、計測される力を電気信号に変換するための力計測センサを有する、請求項 1 乃至 5 のうちのいずれか一項に記載の圧力ゲージ。

【請求項 7】

組み立て状態において、前記圧力 - 動作変換エレメントを前記力計測エレメントに対して所定の位置に配置するための位置決め手段が、設けられている、請求項 1 乃至 6 のうちのいずれか一項に記載の圧力ゲージ。

30

【請求項 8】

組み立て状態において、前記圧力 - 動作変換エレメントを前記力計測エレメントに対して固定するための係止機構が、前記力計測エレメントあるいは前記圧力 - 動作変換エレメントに設けられている、請求項 1 乃至 7 のうちのいずれか一項に記載の圧力ゲージ。

【請求項 9】

前記力計測エレメントは、オリフィスを有したハウジングを含み、
前記ハウジングの内部空間には、力計測センサと、前記圧力 - 動作変換エレメントを所定の位置に配置するための位置決め手段とが、前記力計測センサに対し、互いに対向するようにして配置され、
前記圧力ゲージの作動状態において、前記圧力 - 動作変換エレメントが、前記オリフィスを介して前記ハウジング内に挿入され、前記力計測センサと前記位置決め手段との間に固定される、請求項 1 乃至 8 のうちのいずれか一項に記載の圧力ゲージ。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は圧力ゲージに関し、詳細には流体圧力を計測するための圧力ゲージに関する。

【背景技術】**【0002】**

50

内視鏡デバイスおよび医療用内視鏡を体腔に導入するためのデバイスが、例えば、ドイツ国特許第 D E 3 9 2 5 4 8 4 A 1 号に記載されている。この文献に記載されたデバイスは、内視鏡が、もはや、検査されるべき体内に押し込まれるのではなく、それ自体で体内を移動することを可能にした。この目的のため、内視鏡には、挿入を容易に且つ手早く行うことができるようにする固有の駆動装置が設けられている。

【 0 0 0 3 】

このように、固有の駆動装置は、外翻チューブ (everting tube) と呼ばれ、例えばその中に挿入した内視鏡シャフトとともに使用される。内視鏡の推進時に様々な相対的移動が生じる。一方では、互いに摺動接触した、内視鏡のシャフトと外翻チューブとの間で相対的移動が生じる。他方では、外翻チューブの作動時に内側部分と外側部分との間で相対的移動が生じる。

10

【 0 0 0 4 】

それぞれのエレメント間の動摩擦および静摩擦を低減するため、外部から供給された潤滑剤を使用することが、例えば欧州特許第 E P - A - 0 8 7 3 7 6 1 号に記載されている。両方の場合において、流体バッグ内に貯えられるようになった潤滑剤は、一方では、内視鏡のシャフトと外翻チューブとの間に、並びに、他方では、互いに重ねて配置されるようになった外翻チューブの二つの部分間に供給される。内視鏡のシャフトと外翻チューブとの間の潤滑点に供給された潤滑剤の圧力をチェックするため、液圧流体バッグと、内視鏡のシャフトおよび外翻チューブの間の潤滑点と、の間に配置された圧力ゲージによって圧力を検出しなければならない。

20

【 0 0 0 5 】

内視鏡デバイスが使い捨てデバイスとして形成された場合には、検査した患者の体液と接触した、外翻チューブを含む内視鏡のシャフト、流体バッグ、および、圧力ゲージ等の内視鏡デバイスの全てのエレメントを使用後に廃棄する。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

したがって、本発明の目的は、内視鏡デバイスが使い捨て構造であることを考慮した、簡単な圧力ゲージを妥当な価格で提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

30

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、請求項 1 に記載の特徴を持つ圧力ゲージによって達成される。

【 0 0 0 8 】

本発明のこの他の有利な特徴は、従属項に記載してある。

【 0 0 0 9 】

したがって、本発明の要旨は、互いに組み合わせられるようになされており且つ破壊を生じることなく分離されるようになされた二つの別体の構成要素によって圧力ゲージを形成することである。一方の構成要素は、圧力を受け取ってこの圧力に応じて移動する移動自在の部分 (可動部分) を持つ低価格で製造することができる圧力 - 動作変換エレメントであり、他方の構成要素は、移動自在の部分の移動によって及ぼされた力を計測するための力計測エレメントである。これらの構成要素は、機能的に連結された場合、圧力 - 動作変換エレメントだけが圧力媒体とともに隔離された状態 (孤立した状態、分離した状態) となるように形成される。したがって、低価格で製造することができる圧力 - 動作変換エレメントは、一回使用した後に廃棄され得り、これに対し、概して比較的高価な力計測エレメントを再使用することができる。圧力ゲージを、このように、構造およびエレメントに関し、安価で使い捨ての構成要素と再使用可能な構成要素とに分けることにより、圧力ゲージ全体を使い捨てにするとか、非常に時間がかかる取り外し及び洗浄を行うといった画一的な解決策を必要とせず、安価に製造することができる構成要素だけを使い捨てにすると同時に他の構成要素を再使用することができるようにする。

40

【 0 0 1 0 】

50

本発明による圧力ゲージを、使い捨て内視鏡デバイスに適用した場合、使い捨て内視鏡デバイスにおいて、内視鏡シャフト、外翻チューブ、および、チューブによって内視鏡に流体連結されており、且つ、内視鏡シャフトと外翻チューブとの間および外翻チューブの内部を潤滑するための潤滑剤を収容する流体バッグ／容器を、一回使用した後に廃棄することができ、使い捨てであるように形成された圧力 - 動作変換エレメントを力計測エレメントから取り外して、使用後に廃棄することができる。他方、力計測エレメントは再使用することができる。このようにして、好ましい価格の使い捨て内視鏡デバイスを実現することができる。

【 0 0 1 1 】

好ましくは、圧力 - 動作変換エレメントは、特に内視鏡の用途で必要とされるようにガスや流体が環境中に排出されないようにするため、気密ユニットまたは流体密ユニットとして形成される。

【 0 0 1 2 】

この圧力 - 動作変換エレメントは、好ましくは、容器またはチューブの内部を流れる流体またはガスの圧力を検出するために、容器またはチューブの一部を受け入れるための受け部（受け入れ部分）を有する。

【 0 0 1 3 】

本発明の好ましい実施の形態では、受け部は、流体を収容するための使い捨て流体バッグに連結されたチューブ（筒状部材）のチューブ部分を受け入れる。好ましくは、チューブと受け部との間に流体密連結部を形成するため、チューブ部分自体を使用する。

【 0 0 1 4 】

好ましくは、圧力 - 動作変換エレメントの移動自在の部分は、ピストンまたは膜である。しかしながら、作用している圧力の変化時に移動する、ヒンジによって支持されたレバー等の任意の他のエレメントであってもよい。移動自在の部分の移動は、並進移動に限定されないが、例えば並進、回転、あるいは、並進および回転の組み合わせ等の任意の移動であってもよい。

【 0 0 1 5 】

好ましくは、力計測エレメントは、計測した力を電気信号に変換する、圧電素子等の力計測センサである。しかしながら、力計測エレメントは、圧力 - 動作変換エレメントに加わった圧力を、力計測エレメントが計測した力から推定することができる限り、別の原理にしたがって、例えば純粋に機械的に作動するようにしてもよい。

【 0 0 1 6 】

有利には、力計測エレメントまたは圧力 - 動作変換エレメントには、組み立てた状態で、圧力 - 動作変換エレメントを力計測エレメントに対して予め設定された位置に配置するための位置決め手段（配置手段）が設けられる。

【 0 0 1 7 】

更に、力計測エレメントまたは圧力 - 動作変換エレメントには、有利には、圧力 - 動作変換エレメントを、組み立てた状態で、力計測エレメントに対して固定するための係止機構が設けられていてもよい。

【 0 0 1 8 】

以下、添付図面を参照して本発明の好ましい一実施の形態を特に詳細に説明する。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

図 1 a、図 1 b および図 1 c は、オイル、水、油水中乳濁液等の内視鏡デバイス用潤滑剤を入れておくのに使用される液圧流体バッグ 1 を示している。流体バッグ 1 は、二つの連結チューブ 2 a、2 b、詳細にはシリコンチューブを含み、これらのチューブを介して潤滑剤（好ましくは液体）または流体を内視鏡に供給する。詳細には、例えば遠心ポンプによって、流体を流体バッグ 1 から潤滑点に導く。遠心ポンプには、連結チューブ 2 a、2 b が挿入されており、これにより連結チューブ 2 a、2 b 内の流体を移動させるようになっている。例えば連結チューブ 2 b を介して、潤滑剤が、外翻チューブの内面間の潤

10

20

30

40

50

滑点に、すなわち、内視鏡の外翻チューブ内に供給されるのに対し、連結チューブ 2 a を介して、潤滑剤が、内視鏡のシャフトとこの内視鏡のシャフトに当接した外翻チューブの外表面との間の潤滑点に供給される。

【 0 0 2 0 】

チューブ 2 a を通って潤滑点に供給される潤滑剤の圧力を計測するため、圧力 - 動作変換エレメント 3 がチューブ 2 a に取り付けられる。このエレメントは、以下に説明する力計測エレメント 5 とともに本発明の圧力ゲージを形成する。

【 0 0 2 1 】

第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 3 を図 2 に分解図で示し、図 3 に斜視図で示している。第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 3 は、本質的には、細長い穴および互いに対して垂直に配置されており且つ細長い穴によって互いに連結された二つの横穴を持つ細長いハウジング 3 a と、閉鎖部材 3 b と、ピストン 3 c と、プラグ 3 d と、二つのシールリング 3 e と、を含んでいる。ハウジング 3 a、閉鎖部材 3 b、ピストン 3 c およびプラグ 3 d は、好ましくは、プラスチックから射出成形法によって製造され得る。

【 0 0 2 2 】

図 2、および、図 4 c の B - B 線に沿った圧力 - 動作変換エレメント 3 の断面図である図 4 e に示すように、細長い穴はハウジングの上面から上横穴を通過して延び、下横穴に開放されている。細長い穴がハウジングの上面に形成した開口部は、閉鎖部材 3 b によって流体密をなして閉鎖（流体を密閉するようにして閉鎖）される。閉鎖部材 3 b は、この実施の形態では、ねじとして形成されている。

【 0 0 2 3 】

図 3 および図 4 b に関し、下横穴の一方の側部は、ハウジング 3 a に嵌着した又はねじ込んだプラグ 3 d によって閉鎖されており、流体密シール（流体を密閉するシール）を行うため、シール 3 e がハウジング 3 a とプラグ 3 d との間に設けられる。下横穴の他方の側部には、移動自在のエレメント（可動エレメント）3 c が流体密をなして（流体を密閉するようにして）嵌着されている。このようにして、圧力チャンバ R が、図 4 e に示すように、下横穴内のプラグ 3 d と移動自在のエレメント 3 c との間に形成される。この実施の形態では、移動自在のエレメント 3 c は、シール 3 e によって取り囲まれたピストンとして形成されており、このピストンは、下横穴内に、軸線方向にシフト可能に構成されている。圧力チャンバ R に面するピストンの前端は、圧力受け入れ面である。圧力チャンバ R から遠ざかる方向に向いたピストンの前端は、ハウジングの外側（外面）から膨み出ている。

【 0 0 2 4 】

図 2、図 3 および図 4 a 乃至図 4 e に示すように、上横穴は、ハウジング 3 a の受け部（受け入れ部分）を形成する。図 4 d および図 4 e に示すように連結チューブ 2 a の一部を上横穴に挿入 / 嵌着する。連結チューブ 2 a を、ハウジング 3 a と流体密な連結部分を形成するようにして上横穴に嵌着する。この密閉状態を信頼性を以て維持し、連結チューブの外面が横穴の内面から部分的に外れることがないようにするため、支持スリーブ 4 が連結チューブ 2 a の内側に配置されている。支持スリーブ 4 は、連結チューブ 2 a を、上横穴の内面に対して支持し且つここに押し付ける。支持スリーブ 4 は、有利には、設置位置で、連結チューブ 2 a に半径方向外方に作用する力を加えるため、可撓性プラスチックで形成されている。図 4 d に示すように、支持スリーブ 4 の端部には、有利には、突出部が設けられているか、或いは、外方に拡張されており、そのため、連結チューブは、ハウジング 3 a に関して所定の位置に固定される。追加として又は別の態様として、連結チューブ 2 a および支持スリーブ 4 は、閉鎖部材 3 b によって、例えば連結チューブ 2 の外面に押し付けられた設置位置の閉鎖部材 3 b によってハウジング 3 a に関して固定されていてもよい。

【 0 0 2 5 】

図 4 d および図 4 e に示すように、連結チューブ 2 a および支持スリーブ 4 には、ハウ

10

20

30

40

50

ジング 3 a の細長い穴内に延びる半径方向オリフィスが形成されている。かくして、連結チューブ 2 a の内側と圧力チャンバ R との間が、オリフィスおよび細長いハウジングを介して連結される。

【0026】

上文中に説明した連結は、有利には、連結チューブ 2 a を支持スリーブ 4 とともに上横穴に挿入した後、ハウジングの上側から穿孔を行うことによって、支持スリーブ 4 および連結チューブ 2 a に、並びに、細長いハウジングにオリフィスを同時に形成することによって実現される。このようにして、支持スリーブ 4 および連結チューブ 2 a のオリフィスを細長いハウジングと確実に整合させ、連結チューブ 2 a の内側を圧力チャンバ R に確実に連結する（連通させる）。

【0027】

上文中に説明した圧力 - 動作変換エレメント 3 は、本発明による圧力ゲージを形成するため、力計測エレメント 5 と協働する。図 5 に示すように、力計測エレメント 5 は、本質的には、ハウジング 5 a と、力計測センサ 5 b と、位置決め手段（配置手段）5 c と、を含んでいる。ハウジングは、突出部分を備えた本質的に矩形形状を有する。図 5 に示すように、ハウジングの前面には、圧力 - 動作変換エレメント 3 の下領域と対応するオリフィス 5 a 1 が設けられている。貫通穴 5 a 2 が突出部分の側面に形成されており、オリフィス 5 a 1 で終端する。位置決め手段 5 c は、貫通穴 5 a 2 内に配置されている。この実施の形態では、位置決め手段 5 c は、ばね力によってオリフィス 5 a 1 の内部に所定程度押圧されたばね負荷ピン（ばね付勢ピン）を含む。更に、突出部分とは反対側のハウジング 5 a の側部には、別のオリフィス 5 a 3 が形成されており、このオリフィスは、オリフィス 5 a 1 で終端する。図 7 e に示すように、力計測センサ 5 b の力検出面 5 b 1 がオリフィス 5 a 1 の内側に、自由に且つ位置決め手段 5 c と向き合って配置されるよう、力計測センサ 5 b をオリフィス 5 a 3 に挿入する。この実施の形態では、力計測センサ 5 b は、その力検出面 5 b 1 に作用する力を電気信号に変換するセンサである。図 5 に示すように、電気信号は、その後、CPU によって、あるいは、同様のデバイスによって評価され得る。しかしながら、別の態様では、機械式力計測センサを使用してもよい。

【0028】

図 8 b、図 9 a 乃至図 9 f は、組み立てた状態の本発明の圧力ゲージの様々な図である。図 9 e の断面図は、組み立てた状態において、圧力 - 動作変換エレメント 3 を力計測センサ 5 b の方向に押圧するため、ばね負荷されたピン（ばねによって付勢されたピン）5 c の球状の端部が、プラグ 3 d に形成されピンの端部の球状形態と対応する形状の凹所 3 d 1 に押し付けられていることを示している。これにより圧力 - 動作変換エレメント 3 は、力計測エレメント 5 のオリフィス 5 a 1 内で所定の位置に配置されるようになる。さらに詳細には、この位置では、ピストンの球状の外面が力計測センサ 5 b の力検出面 5 b 1 に当接するようになっている。好ましくは、圧力 - 動作変換エレメント 3 は、ピストンが移動した場合でも、そのハウジング 3 a が力計測エレメント 5 のハウジング 5 a に対して移動しないように、位置決め手段 5 c によって固定される。さらに、ばね負荷されたピンは、好ましくは、圧力動作エレメント 3 を力計測エレメント 5 に手作業で挿入し、これを再び引き抜く上で全く問題がないように設計される。

【0029】

追加として又は別の態様として、組み立てた状態において、圧力 - 動作変換エレメント 3 および力計測エレメント 5 が分離しないようにするための係止機構が圧力 - 動作変換エレメント 3 または力計測エレメント 5 に設けられていてもよい。このような係止機構は、例えば、力計測エレメント 5 に取り付けられたピンであってもよく、係止状態（係止位置）、すなわち、圧力ゲージが組み立てられた状態にある場合、前記ピンが、圧力 - 動作変換エレメント 3 に形成された凹所に係合した位置に移動されるようになっている。そのため、係止位置では、圧力 - 動作変換エレメント 3 は、もはや、力計測エレメント 5 から手では引き出されないようになっている。

【0030】

10

20

30

40

50

以下、本発明による圧力ゲージの使用または作動を、使い捨て内視鏡デバイスを参照して説明する。

【0031】

圧力ゲージの作動開始前に、図1a乃至図1d、図2、図3、図4a乃至図4eを参照して上文中に説明したように、圧力-動作変換エレメント3が、流体バッグ2の連結チューブ2aに連結されるか、或いは、流体バッグ2の連結チューブ2aに予め取り付けられている。

【0032】

連結チューブ2aは、潤滑剤を、流体バッグ2から、内視鏡のシャフトと、このシャフトに当接した外翻チューブの外面と、の間の潤滑点まで送出するため、内視鏡に連結される。この目的のため、連結チューブを遠心ポンプ等に連結する。遠心ポンプ等は、連結チューブ内の流体を、連結チューブ2aに及ぼされた外部からのインパクトによる所定圧力で、潤滑点に供給する。

【0033】

供給された潤滑剤の圧力を計測するため、連結チューブ2a内の流体に遠心ポンプによって圧力を加える前に、連結チューブ2aに連結された圧力-動作変換エレメント3を、力計測エレメント5のオリフィス5a1に挿入し、図8b、図9a乃至図9fに示す組み立て状態にする。このようにして、かくして、本発明の圧力ゲージを作動状態にする。この状態では、ばね負荷されたピン5cの球状端部は、プラグ3dの凹所3d1と係合しており、圧力-動作変換エレメント3を、オリフィス5a1の内部で、力計測センサ5bの方向に押圧する。この結果、ピストン3cの球状の外側が力計測センサ5bの力受け入れ面5b1に当接する。

【0034】

連結チューブ2aの内側は、連結チューブ2aおよび支持スリーブ4のオリフィス、上横穴および細長い穴を介して圧力チャンバRに流体連結（流体連通）されている。かくして、連結チューブ2aまたは流体容器1内の流体と同じ圧力の流体が圧力チャンバR内にある。遠心ポンプによる加圧が未だ行われていないため、この状態を、「休止圧力（pressure at rest）」状態と呼ぶ。圧力チャンバR内の休止圧力状態の流体により、ピストン3cは、力計測センサ5bの方向に所定の力で押圧され、この結果、力計測センサ5bは、圧力受け入れ面5b1を介した休止圧力と対応する力を示すようになる。ここで、力計測センサはこの力に準じてキャリブレーションされる、すなわち、0に調整される。

【0035】

次いで、遠心ポンプを作動させることによって、連結チューブ内の流体に圧力を加える。これにより、連結チューブ2aおよび圧力チャンバR内の流体の圧力を変化させる。この圧力変化により、ピストン3cの圧力受け入れ面に作用する力が変化し、これによりピストン3cが力計測センサ5bの方向に移動する。ピストン3cの移動により、力計測センサ5bの力検出面5b1に作用する力が増大する。力計測センサ5bに作用する力を検出し、電気信号の形態で、評価ユニット、例えばCPUに伝達する。CPUは、力計測センサ5bによって計測された力から、連結チューブ2a内の流体の圧力を推定する、或いは、この力から流体の圧力を演繹する。このようにして、CPUは、検出値に基づいて遠心ポンプを制御することによって、流体の圧力を所望値に合わせるように調節する。

【0036】

使い捨て内視鏡である内視鏡デバイスによって検査結果を得た後、圧力-動作変換エレメント3をオリフィスから引っ張って外すことによって力計測エレメント5から分離する。この場合、少なくとも力計測エレメント5、好ましくは、圧力-動作変換エレメント3もまた損傷しない。次いで、圧力-動作変換エレメント3は、内視鏡のシャフトとともに廃棄されるようになっている。内視鏡のシャフトには、外翻チューブ、流体バッグ1、および、検査を受ける患者の体液によって汚染される可能性がある、流体バッグから潤滑点までの全ての連結ラインが含まれる。これに対し、圧力-動作変換エレメント3が流体密であるため、力計測エレメント5は潤滑剤や体液と接触することがなく、再使用されるよ

10

20

30

40

50

うになっている。

【 0 0 3 7 】

図 1 0、図 1 1 a 乃至図 1 1 f は、本発明による圧力 - 動作変換エレメントの第 2 の実施の形態を示している。第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 6 は、第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 3 と同様の構造を含んでおり、以下、この第 1 の実施の形態との相違点のみを説明する。

【 0 0 3 8 】

第 1 の実施の形態の圧力 - 動作変換エレメント 3 とは対照的に、第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 6 は、ピストン 3 c およびプラグ 3 d の代りに膜 6 c および蓋 6 d を有する。膜 6 c は、好ましくは、ゴム材料で形成されており、図 1 1 e および図 1 1 f に示すように、ハウジング 6 a の下横穴に流体密をなして嵌着されているか、或いは、好ましくは、所定位置に接着されている。膜 6 c は、ピストン 3 c と同じ機能を有する。すなわち、圧力チャンバ R 内の圧力が上昇したときに外方に膨出し、かくして力を力計測センサ 5 b に及ぼすようになっている。

【 0 0 3 9 】

第 1 の実施の形態の圧力 - 動作変換エレメント 3 のハウジング 3 a にねじ込んだ、シールを備えたプラグ 3 d とは対照的に、蓋 6 d は流体密をなして接着されている。

【 0 0 4 0 】

第 2 の実施の形態の圧力 - 動作変換エレメント 6 は、第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメント 3 と同様の方法で力計測エレメント 5 と協働する。

【 0 0 4 1 】

本発明を液圧バッグの連結チューブ 2 a のチューブ部分を参照して説明したが、圧力 - 動作変換エレメントは、潤滑剤供給装置の別のエレメントに連結、すなわち、流体連結されていてもよい。これに関し、圧力 - 動作変換エレメントは、さらに、二つの潤滑剤供給チューブ等の潤滑剤供給装置のエレメントに連結された連結チューブ部品に連結、すなわち、流体連結されていてもよい。

【 0 0 4 2 】

圧力ゲージは、組み立て及び分解を手作業で行うようになされた二つの別個の構成要素からなる。一方の構成要素は、圧力を受けこの圧力に応じて可動部分 (3 c、6 c) を移動させる圧力 - 動作変換エレメント (3、6) である。他方の構成要素は、可動部分 (3 c、6 c) の移動により生じた力を計測するための力計測エレメント (5) である。圧力 - 動作変換エレメント (3、6) は、使い捨て可能な構成要素として形成されており、これに対し、力計測エレメント (5) は再使用されるようになっている。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 3 】

【 図 1 a 】図 1 a は流体バッグの斜視図であり、図示された流体バッグは連結チューブを備え、これらの連結チューブの一つに本発明による圧力 - 動作変換エレメントが設けられている。

【 図 1 b 】図 1 b は、図 1 a に示す流体バッグの側面図である。

【 図 1 c 】図 1 c は、図 1 b の詳細 A の拡大図である。

【 図 1 d 】図 1 d は、図 1 a に示す流体バッグの後側の図である。

【 図 2 】図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの分解図である。

【 図 3 】図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの斜視図である。

【 図 4 a 】図 4 a は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの上面図である。

【 図 4 b 】図 4 b は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの側面図である。

【 図 4 c 】図 4 c は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの別の

側面図である。

【図 4 d】図 4 d は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの図 4 c の A - A 線に沿った断面図である。

【図 4 e】図 4 e は、本発明の第 1 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの図 4 c の B - B 線に沿った断面図である。

【図 5】図 5 は、本発明による力計測エレメントの分解図である。

【図 6 a】図 6 a および図 6 b は、本発明による力計測エレメントの斜視図である。

【図 6 b】図 6 a および図 6 b は、本発明による力計測エレメントの斜視図である。

【図 7 a】図 7 a は、本発明による力計測エレメントの上面図である。

【図 7 b】図 7 b は、本発明による力計測エレメントの側面図である。

10

【図 7 c】図 7 c は、本発明による力計測エレメントの側面図である。

【図 7 d】図 7 d は、本発明による力計測エレメントの上面図である。

【図 7 e】図 7 e は、本発明による力計測エレメントの、図 7 d の A - A 線に沿った断面図である。

【図 8 a】図 8 a は、本発明による圧力ゲージの非組み立て状態での斜視図である。

【図 8 b】図 8 b は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での斜視図である。

【図 9 a】図 9 a は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での後面図である。

【図 9 b】図 9 b は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での上面図である。

【図 9 c】図 9 c は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での側面図である。

20

【図 9 d】図 9 d は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での正面図である。

【図 9 e】図 9 e は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での図 9 c の B - B 線に沿った断面図である。

【図 9 f】図 9 f は、本発明による圧力ゲージの組み立てた状態での図 9 d の A - A 線に沿った断面図である。

【図 10】図 10 は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの斜視図である。

【図 11 a】図 11 a は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの後面図である。

【図 11 b】図 11 b は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの上面図である。

30

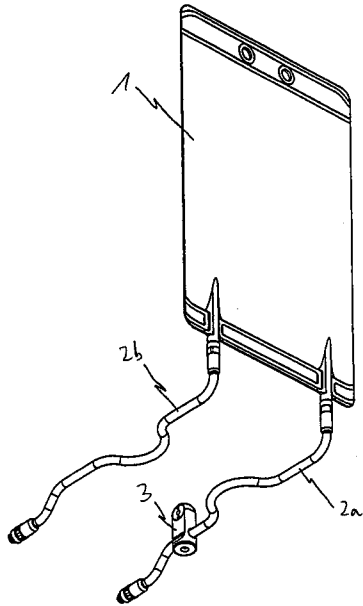
【図 11 c】図 11 c は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの底面図である。

【図 11 d】図 11 d は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの側面図である。

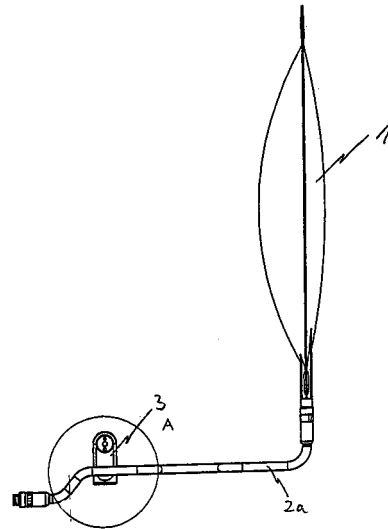
【図 11 e】図 11 e は、本発明の第 2 の実施の形態による圧力 - 動作変換エレメントの図 11 a の A - A 線に沿った断面図である。

【図 11 f】図 11 f は、図 11 e の断面 B の拡大図である。

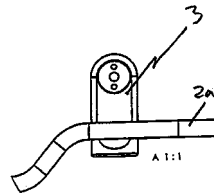
【図 1 a】



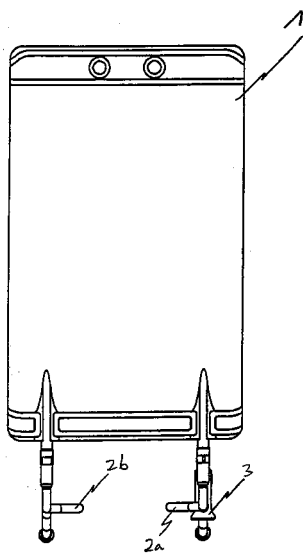
【図 1 b】



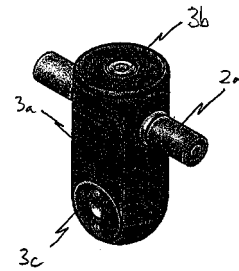
【図 1 c】



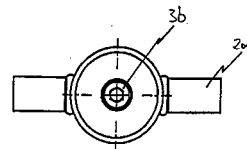
【図 1 d】



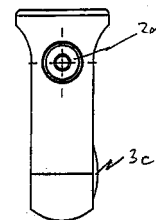
【図 3】



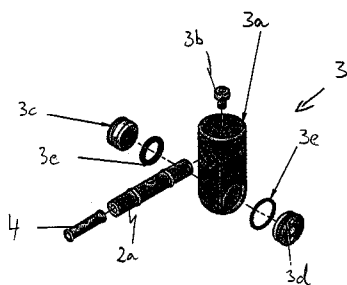
【図 4 a】



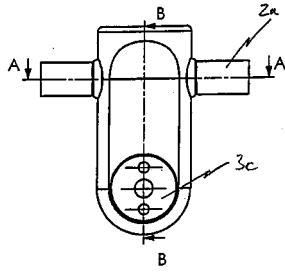
【図 4 b】



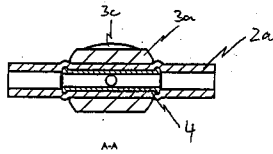
【図 2】



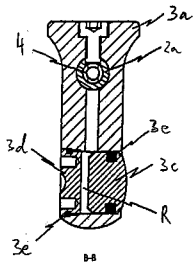
【図 4 c】



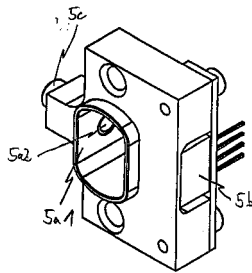
【図 4 d】



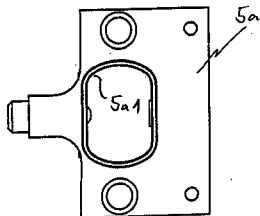
【図 4 e】



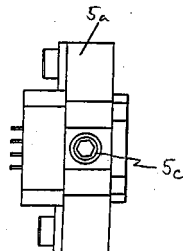
【図 6 b】



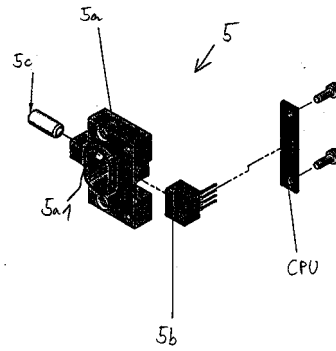
【図 7 a】



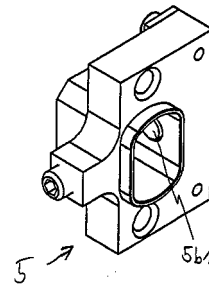
【図 7 b】



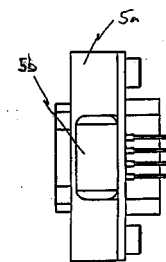
【図 5】



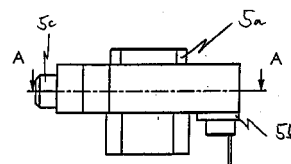
【図 6 a】



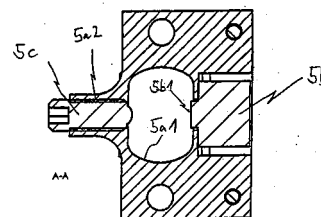
【図 7 c】



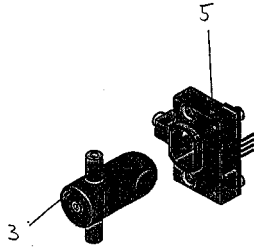
【図 7 d】



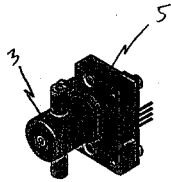
【図 7 e】



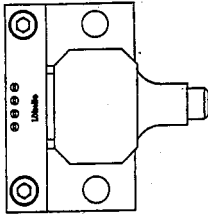
【図 8 a】



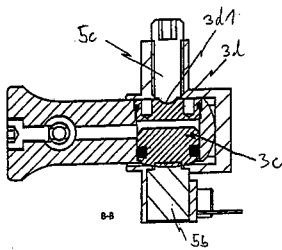
【図 8 b】



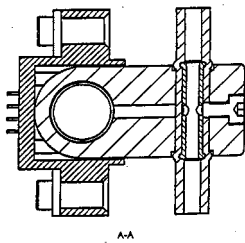
【図 9 a】



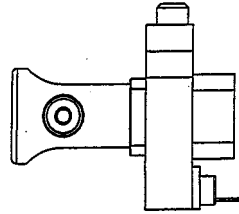
【図 9 e】



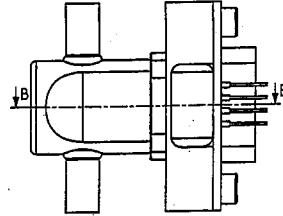
【図 9 f】



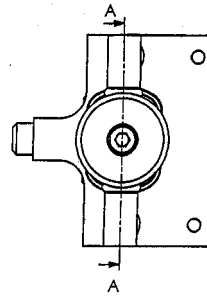
【図 9 b】



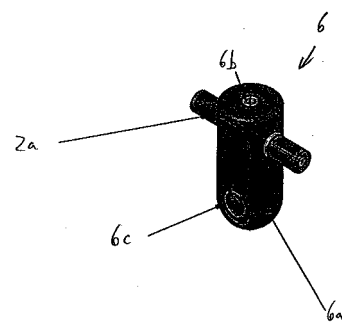
【図 9 c】



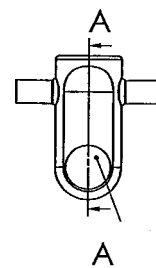
【図 9 d】



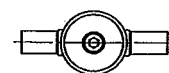
【図 10】



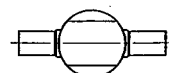
【図 11 a】



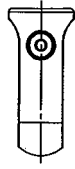
【図 11 b】



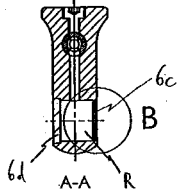
【図 11 c】



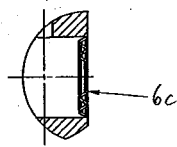
【図 11 d】



【図 11 e】



【図 11 f】



B 2:1

フロントページの続き

(72)発明者 トーマス、フィーバツハ

ドイツ連邦共和国ピシャースホーフエン、カペルランガー、 8

Fターム(参考) 2F055 AA39 BB20 CC02 CC06 DD11 EE40 FF49 GG11 HH07

4C061 GG24 JJ17

【外国語明細書】
2008261852000001.pdf