

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4861463号
(P4861463)

(45) 発行日 平成24年1月25日 (2012. 1. 25)

(24) 登録日 平成23年11月11日 (2011. 11. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2009-235357 (P2009-235357)	(73) 特許権者	506203914
(22) 出願日	平成21年10月9日 (2009. 10. 9)		ギブン イメージング リミテッド
(62) 分割の表示	特願2002-591779 (P2002-591779) の分割		G I V E N I M A G I N G L T D .
原出願日	平成14年5月20日 (2002. 5. 20)		イスラエル国 2 0 6 9 2 ヨクニーム
(65) 公開番号	特開2010-5442 (P2010-5442A)		イリート ニュー インダストリアル パ
(43) 公開日	平成22年1月14日 (2010. 1. 14)	(74) 代理人	100068755
審査請求日	平成21年10月9日 (2009. 10. 9)		弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	143259	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成13年5月20日 (2001. 5. 20)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	イスラエル (IL)	(74) 代理人	100142907
(31) 優先権主張番号	60/297, 761		弁理士 本田 淳
(32) 優先日	平成13年6月14日 (2001. 6. 14)	(74) 代理人	100149641
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 池上 美穂
早期審査対象出願		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 生体内画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の大腸を照らすことで画像化するための生体内画像化装置であって、前記生体内画像化装置は、

センサシステム (2 2 , 3 2) と；

前記センサシステム (2 2 , 3 2) に取付けられる浮揚体 (2 4 , 3 4)であって、前記浮揚体 (2 4 , 3 4) は、前記大腸で前記生体内画像化装置が移動するように、前記大腸の液体の中で前記生体内画像化装置を浮揚させるべく、約 1 . 0 の比重を有することと

；

前記大腸を照らすために前記センサシステム (2 2 , 3 2)に收容される照明源 (2 3 10) と；

前記大腸を画像化するために前記センサシステム (2 2 , 3 2)に收容される画像センサ (2 6) と

を有することを特徴とする、生体内画像化装置。

【請求項 2】

前記生体内画像化装置は更に、生体内センサを有する、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

【請求項 3】

前記生体内センサは、p H メータ、温度センサ、圧力センサ、剪断応力センサ、電気伝導率センサ、またはこれらの組合せを含む群から選択される、

請求項 2 記載の生体内画像化装置。

【請求項 4】

前記生体内画像化装置は更に、生体外部の受信システムに画像データを伝送するための送信機（25）を有する、

請求項 2 記載の生体内画像化装置。

【請求項 5】

前記生体内画像化装置は更に、送信機（25）を有する、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

【請求項 6】

患者の大腸を照らすことで画像化するための生体内画像化装置であって、前記生体内画像化装置は、

センサシステム（22）と；

前記大腸で前記生体内画像化装置が移動するように、前記大腸の液体の中で前記生体内画像化装置を浮揚させるべく、約 1.0 の比重を有する膨張可能な浮揚体（24'）と；

前記大腸を照らすために前記センサシステム（22）に収容される照明源（23）と；

前記大腸を画像化するために前記センサシステム（22）に収容される画像センサ（26）と

を有することを特徴とする、生体内画像化装置。

【請求項 7】

前記浮揚体（24'）は、気体を放出する顆粒を有する、

請求項 6 記載の生体内画像化装置。

【請求項 8】

前記浮揚体（24'）は、前記顆粒を有する第 1 室と、液体を有する第 2 室とを有し、

前記第 2 室の液体が前記第 1 室の顆粒に混ぜ合わされると、前記顆粒は前記気体を放出する、

請求項 7 記載の生体内画像化装置。

【請求項 9】

前記生体内画像化装置は、前記大腸に挿入された状態で使用される、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

発明の分野

この発明は、生体内センシングの分野に関する。特に、この発明は、液体によって運ぶことのできる浮揚可能な生体内センシング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

生体内センサは、さまざまな身体系の診断において用いられる非侵襲性器具である。たとえば、経口摂取可能な装置が、胃腸（GI）管における温度、pH または圧力などの生体内の状態を検知するために用いられ得る。経口摂取可能な画像化装置は、胃腸管を画像化するために用いることができる。たとえば、画像センサなどのセンサを含むカプセルが摂取され得、小腸を画像化しつつ、そうでない場合は検知しつつ、蠕動によって小腸の中を受動的に移動し得る。しかしながら、大腸などのより大きな体内腔を通る物体の受動的な移動は、より遅く、かつ予測できない可能性がある。大腸または結腸は、その主な機能が便から大半の水分を除去し、便を溜めることであり、小さな袋状の膨出である盲腸から始まり、上行結腸に続き、右鼠径部における虫垂から肝臓における湾曲部、横行結腸、肝臓から脾臓、下行結腸、脾臓から左鼠径部、次いで S 状（S 字形の）結腸から正中線および肛門へと戻る。結腸は 3 つの縦走筋の帯を有し、それらの活動が、結腸の中を通る移動を助ける。

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

結腸筋の自然な活動に依存せずに、結腸の中を通して物体を移動させることがしばしば有利である。たとえば、結腸における特定の部位への薬剤の送達時間依存性である可能性があり、結腸における自然な移動に依拠することができない。同様に、結腸を画像化するための装置は、結腸を効率的に観察するために結腸の中を能動的に移動することにより恩恵を受け得る。

結腸の中を通して物体、特に画像化装置を移動させる現在の方法には、高価な、かつ患者に使用するには不都合な内視鏡、典型的には結腸鏡の使用が含まれるが、盲腸および右結腸などの結腸の末端部に常に到達可能となるわけではない。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

発明の概要

この発明の一実施例は、液体によって運ぶことのできる実質的に浮揚可能なセンシング装置を提供する。この発明の一実施例に従ったセンシング装置は、大量の液体を含有するかまたは含有可能である内腔を、画像化などにより検知するのに有用である。このような内腔の一例には大腸がある。この発明の本質的に浮揚可能なセンシング装置は、液体によって運ばれるので、大量の液体とともに内腔の中を移動させることができる。

この発明の一実施例に従って、生体内センシング装置は、約1.0の比重(SG)、またはこの装置を本質的に浮揚させることを可能にする体積対重量比を有する。

20

【0005】

一実施例では、生体内センシング装置は、センサシステムおよび浮揚体を含む。センサシステムの1つ以上の要素を随意に収容することのできる浮揚体は、ほぼ浮揚する程度である約1.0の比重、または体内腔液で本質的に浮揚させることを可能にする体積対重量比を有し得る。この発明の別の実施例では、浮揚体は、センサシステムに取付けられたブイであり、センサシステムが体内腔液で本質的に浮揚するよう維持する。

【0006】

センサシステムは、pH、温度、伝導性、剪断応力、圧力などの生体内環境パラメータを検知するのに好適ないずれのセンサをも含み得る。センサシステムは、当該技術において公知の生体内センシングに必要なすべての要素を含み得る。一実施例では、センサは画像センサである。

30

【0007】

この発明のさらに他の実施例に従って、胃または大腸などの体内腔を検知するための方法が提供される。典型的には、この方法は、体内腔の中を通して生体内センサを移動させるステップを含む。この方法は、この発明の一実施例に従って、本質的に浮揚性のあるセンサシステムを与えるステップと、体内腔を検知するステップとを含む。好ましくは、体内腔は大量の液体を含有する。この発明の一実施例では、この方法は、患者の大腸を検知するのに用いられ、たとえば標準的な緩下剤および準備溶液を用いることにより大腸からその内容物を除去するステップと、大腸を液体で満たすステップとを含み得る。

40

【0008】

この発明のさらに別の実施例に従って、造影剤などの高浸透圧組成物を利用して、結腸の中を通る物体の移動を助ける。

この発明は、添付の図面に関連して、以下の詳細な説明からより十分に理解および認識される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】この発明の一実施例に従った浮揚可能なセンシング装置の概略図である。

【図2A】この発明の別の実施例に従った浮揚可能なセンシング装置の概略図である。

【図2B】この発明の一実施例に従った、パッケージングされたブイを備えた浮揚可能な

50

センシング装置の概略図である。

【図 3 A】この発明のさらに他の実施例に従った浮揚可能なセンシング装置の概略図である。

【図 3 B】この発明のさらに他の実施例に従った浮揚可能なセンシング装置の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

発明の詳細な説明

この発明の一実施例に従って、センシング装置が図 1 に概略的に示される。センシング装置 1 0 は独立したカプセル型の装置であり、このため、小腸の中を容易に移動させることができる。しかしながら、この発明の別の実施例に従った独立したセンシング装置は、胃腸管、生殖器系、血管などの体内腔への挿入および体内腔の中を通る移動に好適ないずれの形状または設計をも有し得ることが理解されるべきである。

【 0 0 1 1 】

装置 1 0 は、センサシステム 1 2 および浮揚体 1 4 を含む。一実施例では、この浮揚体 1 4 は、本質的にはセンサシステム 1 2 の一部である。センサシステム 1 2 は、当該技術において公知の pH センシングシステム、当該技術において公知の画像センサ、または他の公知の生体内センシングシステム、たとえば、生体内温度測定システム、圧力センサ、剪断応力センサ、電気伝導率のセンサおよび他の公知の生体内センサであり得る。他の実施例では、センサの組合せを用いてもよい。この発明の一実施例では、センサシステム 1 2 は、たとえば、少なくとも 1 つの画像センサ（たとえば画像センサ 1 6）と、1 つ以上の照明源（図示せず）と、外部の受信システム（図示せず）に画像信号を送信するための 1 つ以上の送信機とを含む画像化装置であり得る。この発明で利用することのできる生体内画像化システムは、たとえば、添付の図 2 A に関連して、または WO 0 1 / 6 5 9 9 5 もしくは米国特許第 5 , 6 0 4 , 5 3 1 号に記載される。別の実施例では、センサシステム 1 2 は温度測定システムを含む。この発明の一実施例に従った温度測定システムは、積算ユニット（図示せず）と通信する画像センシングモジュールを備えた画像センサ 1 6 を含み得、画像センサ画像センシングモジュールの暗電流を検出し、そして画像センサの温度を算出するようにし得る。積算ユニットは、さらに、この積算ユニットからのデータに基づき、この積算ユニットと通信する別個のユニットにより、環境の温度または算出される環境の温度を算出する。この発明の一実施例に従って利用し得る温度測定システムは、たとえば、WO 0 1 / 1 0 2 9 1 に記載される。

【 0 0 1 2 】

典型的には、センサシステム 1 2 は電池 1 8 によって電力が供給されるが、他の実施例も可能であり、たとえば、センサシステムは、外部の電磁界により誘導されて電力が供給されてもよい。

【 0 0 1 3 】

浮揚体 1 4 は、体積対重量比または比重を装置 1 0 に与えて、液体が満ちた内腔においてこの装置 1 0 を浮揚させることを可能にする。

S G（比重）は、（最大体積に達した際に）装置 1 0 によって押し退けられる量における重量 [gr.] / 水分の重量であるか、または密封された物体に対しては、S G は重量 [g r.] / 体積 [立方 cm] である。典型的には、浮揚体 1 4 は、体内腔液よりも軽い、気体の CO₂、O₂または空気などの物質で満たすことができる。

【 0 0 1 4 】

図 2 A に概略的に示されるこの発明の別の実施例では、センサシステムは画像センサシステム 2 2 であり、浮揚体は膨張可能なブイ 2 4 である。このブイ 2 4 は、パッケージングされている間は浮揚性がなくなるようにパッケージングされ得る。しかしながら、そのパッケージングからブイを開放することにより、センサシステムに浮力が与えられる。所望の位置または時点でブイをそのパッケージングから開放し得るので、センサシステム 2 2 は特定の要件に従って浮力を得ることができる。たとえば、この発明の一実施例に従っ

た浮揚可能なセンシング装置は、そのブイがパッケージングされたまま、撮取され得、蠕動によって小腸の中を通過して移動され得る。装置が大腸に入ると、ブイはそのパッケージングから開放され、次いで装置は、大腸における大量の液体中で浮揚し得、この大量の液体によって大腸のすべての領域に運ばれ得る。こうして、装置は大腸の中を通過して移動し、内腔を効果的に検知する。そのパッケージングからブイを開放する機構は、外部からの制御または自動制御が可能であり、これについては後にさらに記載される。

【0015】

画像センサシステム22は、たとえば電荷結合素子(CCD)または相補型金属酸化膜半導体(CMOS)画像センサである画像センサ26と、照明源23と、体内腔がそこを
10
通じて照らされかつ画像化される光学窓21ならびに平行光に対するレンズおよび/または鏡(図示せず)を含む光学系と、外部の受信システム(図示せず)に画像信号を送送するための送信機25と、画像センサシステム22の要素に電力を供給するための電池27とを含む。

【0016】

膨張可能なブイ24は、空気を含む典型的な弾性の区画であり、画像センサシステム22に取付けられる。この膨張可能なブイ24が画像センサシステム22に浮力を与えるので、この画像センサシステム22は、体内腔を満たす液体内で実質的に浮揚することができ、したがって体内腔の中を移動することができ、体内腔の実質的にすべての部分の画像
20
が得られる。

【0017】

図2Bに概略的に示されるこの発明の別の実施例では、上述の画像センサシステム22は膨張可能なブイ24を含む。この膨張可能なブイ24は、巻かれ、小さな寸法にパッケージングされる。そのパッケージングされた形状では、膨張可能なブイ24は、典型的には、画像センサシステム22に浮力を与えない。膨張可能なブイ24は、手動または自動の制御機構により、生体内における所望の位置で、そのパッケージングから開放され得る。たとえば、膨張可能なブイ24は、気体を放出する、結晶性の重炭酸ナトリウムなどの顆粒、米国、ニューヨーク州のEZEMによるE-Z Gas IIの発泡性の顆粒、または酸素を放出する類似の顆粒を含み得る。典型的には、これらの顆粒は、液体に触れると(CO₂または酸素などの)気体を放出する。この発明の一実施例では、膨張
30
可能なブイ24は2つの区画(図示せず)を含み、一方の区画は気体を放出する顆粒(たとえば、100mgの顆粒)を含み、他方の区画は微量の液体(たとえば、0.1ccの水または食塩水)を含む。これら区画は、膨張可能なブイ24がパッケージングされた形状である間は分けられたままである。パッケージングが開かれると、2つの区画が一体化され、微量の液体が、気体を放出する顆粒に触れる。現在パッケージから出されているブイに気体が放出されて、ブイを膨張させ、浮力を高める。

【0018】

パッケージングは、当該技術において公知である温度または電位勾配などの制御可能な条件に従って構成を変更し得るバイモルフ材料機構などの手動の制御機構によって達成され得る。代替的には、このパッケージング機構は、時間依存性であり得るか、またはpHもしくは酵素活性などの生体内の状態に依存し得る。たとえば、画像センサシステム22
40
および膨張可能なブイ24を包み込み、この膨張可能なブイ24をパッケージングされた形状で保持するゼラチンカプセルなどの炭化水素によって、パッケージングを行なうことができる。一実施例に従って、ゼラチンカプセルは、胃に存在する液体内でゆっくりと溶解し、これにより、膨張可能なブイを開放する。カプセルUS A (Capsugel USA)によって提供されるゼラチンカプセルなどのゼラチンカプセルは、徐放性の機序の分野において公知であるように、GI管に沿った特定の位置で溶解するように作ることができる。したがって、画像センサシステム22および膨張可能なブイ24を含む装置は、患者のGI管の或る部分を通して移動する間は炭化水素のカプセルに包み込まれ、GI管の他の部分ではカプセルに包まれないようにすることが可能である。カプセルに包まれていないとき、膨張可能なブイ24が膨張し、装置は、GI管液中で本質的に浮揚可能とな
50

る。別の実施例では、当該技術において公知の分解性縫合糸によってパッケージングを行うことができ、このため、膨張可能なブイ 2 4 のパッケージングは、この縫合糸が分解すると開放される。

【 0 0 1 9 】

この発明の別の実施例が図 3 A および図 3 B に概略的に示され、たとえば上述の画像化センサシステムまたは他のセンシングシステムなどのセンサシステム 3 2 は、ブイ 3 4 に取付けられ、このブイ 3 4 は、典型的には、たとえばイソプラスト (isoplast) などのプラスチックでできた軽い容器であり、体内腔液よりも軽い物質で満たされる。この発明の或る実施例では、ブイ 3 4 は、追加の電池 3 1 などの付属の構成要素または材料を含んでもよい。

10

【 0 0 2 0 】

センサシステム 3 2 およびブイ 3 4 は、可撓性のあるスリーブ 3 3 (図 3 A) によって取付けることができ、体内腔液よりも軽い物質で満たされる場合、センサシステム 3 2 の浮力を高めるのにも役立ち得る。代替的には、センサシステム 3 2 およびブイ 3 4 は、ワイヤ 3 5 によって取付けることができる (図 3 B) 。このワイヤ 3 5 は、たとえば、センサシステム 3 2 により追加の電池 3 1 を利用するために電氣的結合が必要とされる場合、センサシステム 3 2 とブイ 3 4 とを結合することができる。

【 0 0 2 1 】

この発明のさらに他の実施例に従って、胃または大腸などの体内腔を検知するための方法が提供される。この発明の一実施例では、上述の装置などの浮揚可能なセンシング装置が生体内に挿入される。このセンシング装置は、センサシステムおよび浮揚体を含み得る。この浮揚体は、生体内に挿入される前に膨張し得るか、または、上述のように患者の体内にある間に特定の位置もしくは時点で膨張し得る。好ましくは、センサシステムおよび浮揚体は、大量の液体を含有する体内腔に配置される。より好ましくは、体内腔を通る液体の流れが存在し、これによってセンサシステムが体内腔の中を運ばれる。こうして、この方法は、一実施例では、患者の大腸を画像化するために、そうでない場合は検知するために用いることができる。一実施例では、たとえば、緩下剤または浣腸剤を投与して排便を促すことにより、最初に患者の大腸からその内容物が除去される。さらに、たとえば、より長期間大腸内に液体を保持する高浸透圧液を飲むことにより、患者の大腸が液体で満たされる。典型的には、液体が溜め込まれた腸によって、および / またはセンサシステムが大腸中にある間に投与される追加の緩下剤によって排便が促され、大腸内で大量の液体の流れが引き起こされる。この引き起こされた流れにより、大腸の中を通るセンサシステムの移動が向上し、これにより、内腔のほとんどの領域を検知することが容易になる。

20

30

【 0 0 2 2 】

この発明の一実施例に従って、G I 管を画像化するための画像化装置は、たとえば、腸によって本質的には吸収されない高浸透圧組成物を利用することにより、大腸の中を移動させることができる。他の実施例に従って、画像化装置以外の物体、たとえば、結腸への薬剤の徐放のための装置は、腸によって本質的には吸収されない高浸透圧組成物を利用することにより、大腸の中を移動させることができる。この発明の一実施例に従った、高浸透圧組成物を利用して大腸の中を移動させる物体は、浮揚可能であっても、または浮揚可能でなくてもよい。

40

【 0 0 2 3 】

上述のセンサシステムなどの無線の生体内画像化装置、または G I 管から物質を収集するかもしくは G I 管へと物質を分配するための区画を含み、W O 0 0 / 2 2 9 7 5 に記載されるような装置は、診断用および / または治療用に用いることができるように、この発明の一実施例に従って、大腸の中を通して移動させることができる。

【 0 0 2 4 】

一実施例では、生体内画像化装置は、結腸鏡を利用することにより G I 管に挿入される。別の実施例では、生体内画像化装置は、患者によって摂取され、自然の蠕動によって押し進められて小腸を通り抜ける。この装置は、盲腸に達すると、典型的には長期間盲腸に

50

留まり得る。この発明の一実施例に従って、腸によって本質的には吸収されない、造影剤などの高浸透圧組成物が患者に投与され得る。高浸透圧組成物は、典型的には、小腸の中を通過して進み盲腸に達する。この組成物は、通常、腸において装置よりも速く進み、進みながら装置を押し進めて結腸の異なる部分を通らせる。この発明の一実施例に従って用い得る高浸透圧組成物の例には、硫酸バリウムまたはガストログラフィンがある。ガストログラフィンの浸透圧は37 では55 . 1 A t mであり、その重量オスモル濃度は2 . 1 5 (o s m / k g H 2 O) である。

【0025】

上述の無線の経口摂取可能な画像化カプセルは、ヘルシンキ委員会のガイドラインをもとに、標準的なやり方で通常の健康なボランティアに与えられた。ボランティアには、処置の前夜および処置の朝に、24時間の流動食および4オンスのフリート・ホスフォソーダ (Fleet phosphasoda) を含む標準的な結腸鏡検査の準備が課された。ボランティアは、カプセルの摂取前後に大量の液体を飲まされた。カプセルの通路はオンラインで監視された。ボランティアは、標準の身体C T検査の場合[5%]と同様に希釈された8オンスのガストログラフィンを、カプセルの摂取後2 . 5時間から始めて15分ごとに、合計2リットルまで与えられた。ボランティアは、カプセルの摂取後4時間で、通常の食事をとることが許された。

10

【0026】

結果：一例では、胃内容排出時間は42分であり、カプセルは4時間16分後に盲腸に達した。カプセルは、摂取後22時間で結腸から排出された。結腸のさまざまな部分の画像が、3時間を超える時間にわたって得られた。第2の例では、胃内容排出が8分後に起こり、カプセルは8時間後に盲腸に達した。結腸のすべての部分の画像が、25時間にわたって得られた。カプセルは10 . 5時間後に排出されたが、依然として作動していた。結果：第1の例における右結腸と第2の例における結腸全体とを通過、新規な技術を用いる機能画像化カプセルの第1の成功した通路が記載される。ガストログラフィンは、C TなどのG I放射線処置における臨床的観察に基づいて使用された。この薬剤は、結腸の中を通過する画像化カプセルの移動に重要な役割を果たし得る。

20

【0027】

ガストログラフィンは、アミドトリゾ酸ナトリウムとアミドトリゾ酸メグルミンとの混合物を10対66の割合で含有する(アミドトリゾ酸またはジアトリゾ酸：3, 5 - ビス - アセトアミド - 2, 4, 6 - トリヨード安息香酸)。1m Lのガストログラフィンは、100, 00mgのアミドトリゾ酸ナトリウム、および660, 00mgのアミドトリゾ酸メグルミン(ジアトリゾ酸ナトリウムおよびジアトリゾ酸メグルミン)を、着香剤および湿潤剤を加えた水溶液中に含有する。ガストログラフィンにおけるコントラストを与える物質は、X線吸収ヨウ素が安定した化学結合で存在するアミドトリゾ酸の塩である。経口投与の後、アミドトリゾ酸が約3%だけ、胃および腸によって吸収される。この部分は主に腎臓によって除去される。

30

【0028】

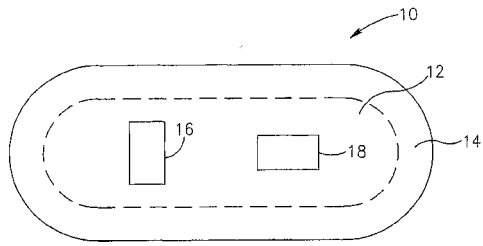
ガストログラフィンは、経口用または浣腸剤として用いることができる。ガストログラフィンは、典型的には、カプセルより速く結腸の中を移動し、透明な液体であるので、結腸を明瞭に観察することが可能となる。ガストログラフィンの別の利点は、X線に対する不透過性であり、これにより、X線透視検査で直接に観察することが可能となり、G I管の中を通過するカプセルの通路を監視することが可能となる。

40

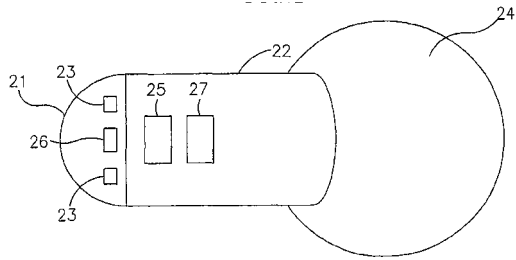
【0029】

この発明が上述に特に図示および記載してきたものに限定されないことを、当業者は理解するだろう。逆に、この発明の範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ規定される。

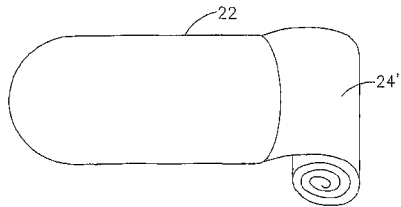
【図 1】



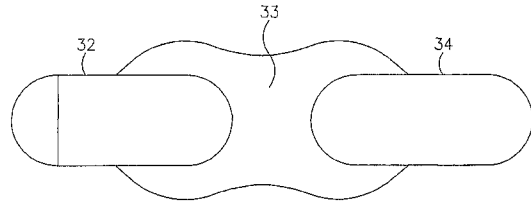
【図 2 A】



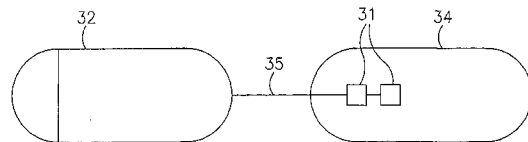
【図 2 B】



【図 3 A】



【図 3 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 リューコウィッツ, シュロモ
イスラエル、3 6 0 3 1 ティボン、ハボニム・ストリート、4 7
- (72)発明者 ガット, ダニエル
イスラエル、3 6 8 6 3 ハイファ、ネシェール、ハアラバ・ストリート、5
- (72)発明者 グルコフスキー, アルカディ
イスラエル、3 6 7 9 0 ネシェール、ハヌリオト・ストリート、2 4 / 5
- (72)発明者 カイト, セミオン
イスラエル、1 4 3 5 0 ティベリアス、モルドト・ティベリアス・ストリート、2 9 0 / 8
- (72)発明者 イダン, ガブリエル・ジェイ
イスラエル、3 4 6 0 2 ハイファ、アインシュタイン・ストリート、4 4・エイ
- (72)発明者 ヤコブ, ハロルド
イスラエル、9 5 4 0 3 エルサレム、ハアドモル・メボヤン・ストリート、2 6
- (72)発明者 スウェイン, クリストファー・ボール
イギリス、エヌ・ダブリュ・3 アイ・ティ・エヌ ロンドン、ウィロー・ロード、4 1

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 国際公開第00/054701(WO, A1)
特開平11-201889(JP, A)
特開平11-101796(JP, A)
特開平07-111985(JP, A)
特開平07-289504(JP, A)
特表平08-503384(JP, A)
特表2002-538888(JP, A)
特開平04-144533(JP, A)
特開2001-112740(JP, A)
特開2000-342527(JP, A)
実開平2-25210(JP, U)
特開平5-23322(JP, A)
特開平11-225996(JP, A)
特開2000-342523(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	体内成像装置		
公开(公告)号	JP4861463B2	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	JP2009235357	申请日	2009-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	基文影像公司		
申请(专利权)人(译)	鉴于影像有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	鉴于影像有限公司		
[标]发明人	リューコウィッツシュロモ ガットダニエル グルコフスキーアルカディ カイトセミオン イダンガブリエルジェイ ヤコブハロルド スウェインクリストファーポール		
发明人	リューコウィッツ,シュロモ ガット,ダニエル グルコフスキー,アルカディ カイト,セミオン イダン,ガブリエル・ジェイ ヤコブ,ハロルド スウェイン,クリストファー・ポール		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/01 A61B1/05 A61B1/31 A61B5/00 A61B5/07 A61M37/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00082 A61B5/036 A61B5/073 A61B5/14539 A61B5/416 A61B2560/0219		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B5/07 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/GA02 4C038/CC05 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	143259 2001-05-20 IL 60/297761 2001-06-14 US		
其他公开文献	JP2010005442A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决当前通过结肠内部移动物体（尤其是图像感测装置）的方法包括使用内窥镜（通常是结肠镜）的问题，这对于患者来说是昂贵且不方便的但是它们并不总是到达结肠的末端部分，例如盲肠，右结肠等。解决方案：体内传感装置的比重约为1或体积重量比使其基本上能够漂浮。在一个实施例中，体内感测装置（10）包括图像传感器系统（12）和浮体（14）。浮体（14）附接到传感器系统（12）或者可选地容纳传感器系统（12）的一个或多个元件（16,18），使传感器系统基本上漂浮在体腔液体中。Ž

【图 2 B】

