



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103402419 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201180058778. 2

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

(22) 申请日 2011. 12. 08

代理人 经志强 王莹

(30) 优先权数据

61/420, 937 2010. 12. 08 US

61/491, 383 2011. 05. 31 US

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 5/06(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 06. 06

审查员 许流芳

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2011/000930 2011. 12. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/077107 EN 2012. 06. 14

(73) 专利权人 基文影像公司

地址 以色列约克尼姆

专利权人 马格尼技术公司

(72) 发明人 赛民·凯特 斯维卡·吉拉德

乔西·斯查卡 拉兹洛·卡斯

布鲁斯·马克思 大卫·约翰逊

肖恩·哈基姆

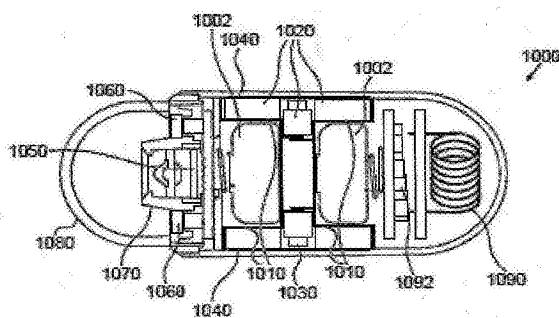
权利要求书2页 说明书16页 附图20页

(54) 发明名称

磁性地可操作的体内设备

(57) 摘要

一种体内设备包括通过外部电磁场操作的磁操纵单元(MSU)。MSU可以包括产生用于导航所述设备的永磁体组件。MSU可以包括容纳永磁体的磁体承载组件(MCA)。MCA可被设计成响应于AC磁场产生涡流,以施加排斥力。体内设备还可以包括捕获和传输图像的多层成像和感测印刷电路板(MISP)。MISP可以包括感测电磁场以确定体内设备的位置/取向/角位置的感测线圈组件(SCA)。表示设备的位置/取向/角位置的数据可被操作系统用于产生操纵磁场,以将体内设备从一个位置或状态操纵至另一个位置或状态。



1. 一种可吞咽体内设备,包括:

可折拢的多层成像和感测印刷电路板,所述多层成像和感测印刷电路板包括,包括成像器的成像区段;和

包括第一印刷电路板部分的电磁场感测区段,所述第一印刷电路板部分包括第一电磁场感测线圈和第二电磁场感测线圈,

其中,所述多层成像和感测印刷电路板的每个层包括所述第一电磁场感测线圈的线圈线匝和所述第二电磁场感测线圈的线圈线匝,并且其中,将所述电磁场感测区段折拢成圆筒将所述第一电磁场感测线圈的一些线圈线匝设置成与所述第一电磁场感测线圈的其他线圈线匝相对,以促进沿第一方向的电磁场的感测,所述第二电磁场感测线圈的一些线圈线匝与所述第二电磁场感测线圈的其他线圈线匝相对,以促进沿不同于第一方向的第二方向的电磁场的感测;

所述体内设备还包括:用于感应涡流的导电管状物体,所述管状物体包括用于减小寄生电流的缝隙。

2. 如权利要求1所述的体内设备,其中,所述多层成像和感测印刷电路板包括:

初级印刷电路板分支,所述初级印刷电路板分支包括所述成像器(812);

分别在第一交点和在第二交点相交所述初级印刷电路板的第一次级印刷电路板分支和第二次级印刷电路板分支;以及

在第三印刷电路板交点相交所述第二次级印刷电路板分支的第三印刷电路板分支,所述第三印刷电路板分支包括所述电磁场感测区段,其中,所述电磁场感测区段还包括第二印刷电路板部分,所述第二印刷电路板部分包括第三电磁场感测线圈,该第三电磁场感测线圈促进沿不同于所述第一方向和第二方向的第三方向的电磁场的感测。

3. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述第一次级印刷电路板分支包括发光二极管管环(854)。

4. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述第一次级印刷电路板分支包括第一电池触点(834),所述第二次级印刷电路板分支包括第二电池触点(872)。

5. 如权利要求2所述的体内设备,其中,每个印刷电路板交点是与相交的印刷电路板分支共用的印刷电路板部分。

6. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述多层成像和感测印刷电路板的部分包括四个印刷电路板层。

7. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述电磁场感测区段的所述第一印刷电路板部分包括用于分别感测沿X-方向和Y-方向的电磁场分量的X-Y感测线圈,其中,所述电磁场感测区段的所述第二印刷电路板部分包括用于感测沿Z-方向的电磁场的Z感测线圈。

8. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述初级印刷电路板分支和所述第一次级印刷电路板分支以及所述第二次级印刷电路板分支是可折拢的,以便在折拢之后,所述初级印刷电路板分支的一些部分和所述第一次级印刷电路板分支以及所述第二次级印刷电路板分支的部分以平行方式叠置,其他部分连接叠置的平行部分。

9. 如权利要求2所述的体内设备,其中,所述第三印刷电路板分支是完全柔性的。

10. 如权利要求1所述的体内设备,其中,所述多层成像和感测印刷电路板包括刚性部分和柔性部分。

11. 如权利要求1所述的体内设备,其中,所述多层成像和感测印刷电路板是完全柔性的。

12. 如权利要求1所述的体内设备,其中,所述多层成像和感测印刷电路板包括:

初级印刷电路板区段(1520),所述初级印刷电路板区段包括第一印刷电路板区段(1330)、第二印刷电路板区段(1370)和插入在所述第一印刷电路板区段(1330)与所述第二印刷电路板区段(1370)之间的一个或更多个印刷电路板区段(1340-1360),所述第一印刷电路板区段、第二印刷电路板区段和所述一个或更多个印刷电路板区段经由柔性印刷电路板区段互连;

其中,所述电磁场感测区段还包括第二印刷电路板部分(1372),所述第二印刷电路板部分(1372)包括促进感测沿第三方向的电磁场的第三电磁场感测线圈,以及其中,所述电磁场感测区段的所述第一印刷电路板部分(1374)和所述第二印刷电路板部分(1372)连接至所述第二印刷电路板区段(1370)。

13. 如权利要求1所述的体内设备,该设备还包括:

由外部电磁场操作的磁操纵单元,所述磁操纵单元包括,

永磁体组件,所述永磁体组件用于与所述电磁场相互作用以产生用于使所述体内设备运动和旋转的推进力和旋转力,所述永磁体组件包括至少一个永磁体,以及

容纳所述至少一个永磁体的磁体承载组件,所述磁体承载组件能够与电磁场相互作用以产生涡流,从而产生排斥力。

14. 如权利要求13所述的体内设备,其中,所述永磁体组件和感测线圈组件在结构上部分或者完全地同心重叠。

15. 如权利要求13所述的体内设备,其中,所述永磁体组件和感测线圈组件在结构上不同心重叠。

磁性地可操作的体内设备

[0001] 在先申请资料

[0002] 本申请要求2010年12月8日提交的名称为“MAGNETICALLY MANEUVERABLE IN-VIVO DEVICE”在前美国临时申请序列号61/420,937和2011年5月31日提交的名称为“MAGNETICALLY MANEUVERABLE IN-VIVO DEVICE”的美国临时申请序列号61/491,383的权益,上述专利申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本发明大致涉及一种体内设备,更具体地涉及一种用于可操作体内设备的磁体和感测线圈组件。

背景技术

[0004] 体内测量系统在本领域是已知的。横穿胃肠(“GI”)系统的一些体内设备/系统可以包括成像传感器或成像器,用于对GI系统的内部进行成像(比如,捕获其图像)。体内设备可以包括一个或更多个成像器。其他体内设备可以替代地或另外地包括药物容器和用于在GI系统中施用药物的装置。其他体内设备可以包括用于在体内实施外科手术的装置。

[0005] 自动体内设备是通过由消化系统施加的蠕动力推进穿过GI系统而横穿GI系统的设备。自动体内设备还可以以间歇方式在肠道中断续性地运动。通过利用蠕动力使设备在体内运动具有缺点。例如,体内设备可能对于未知的时间段卡在GI系统中的某处;该设备可以沿一个方向捕获图像,但可能在临床上更关注的邻近区域没有充分地成像或根本未成像。

[0006] 另外,由于肠道(若干米)的长度,体内设备需要花费数个小时以横穿整个GI系统。为了使患者的不适减到最小以及为了使她/他能够在此期间具有尽可能正常的生活,要求患者穿戴数据记录器用于记录捕获在体内的图像,以便在后续阶段对其进行分析(比如,在体内设备最后被推出GI之后)。当医生检查图像或其选集时,她/他不能确定GI系统的全部临床上关注或预期的区域被成像。一般地,体内设备在GI系统中停留的时间越短越好(比如,以减少患者的不适)。

[0007] 由于GI系统的在解剖学上的不同类特性——其具有在解剖学上的不同部分,比如小的肠和结肠——和/或由于其各个部分对疾病的不同敏感性,通过体内设备无差别地处理大量图像和帧经常是不必要的。这部分地是由于肠道的相对较不敏感区域被过度地成像。另一方面,肠道的更敏感区域可能被少量地成像。从肠道的敏感区域捕获的图像的数量可能小于临床需求。通常希望检查GI区域的仅一个特定部分,例如,小肠(“SB”)、结肠、胃区或食道。

[0008] 虽然使体内设备运动穿过GI是有利的,但是存在与GI区域中的自动体内设备相关的一些缺点。具有对这种如下运动的完全控制将是有利的,该运动包括将体内设备操作至所需位置和/或取向和/或角位置或GI系统中的状态,并且只要需要或要求就保持该位置/取向/角位置或状态。

发明内容

[0009] 因此,能够提供一种例如在GI系统中被可控制地操作至预定位置和取向的体内设备是有益的。

[0010] 体内设备包括通过外部产生的电磁场促进体内设备的操作的磁操纵单元(“MSU”)。MSU可以包括永磁体组件(“PMA”),永磁体组件用于与磁场相互作用以由此产生用于操纵和旋转体内设备的推进磁力和/或排斥磁力和/或旋转力。PMA可以包括一个永磁体或一组永磁体。永磁体可以是环形,或者其可以是环形或环状形状。MSU还可以包括设计成保持、容纳、承载或支承永磁体的磁体承载组件(“MCA”)。MCA还可以设计成使得电磁场可以在MCA上感应足以产生所需排斥力的涡流。即,MCA可被设计成产生由所施加的电磁场引起的涡流。

[0011] 体内设备还可以包括多层成像和感测印刷电路板(“MISP”)。MISP可以包括用于捕获例如GI系统的图像以及用于将图像传输至外部数据记录器的电路。MISP还可以包括感测线圈组件(“SCA”),感测线圈组件用于感测电磁场以便促进感测或确定体内设备的当前位置和/或当前取向和/或角位置或状态。可以是MSU的一部分的SCA可以包括一个或多个(例如,两个、三个等等)电磁场传感器(例如,感测线圈),电磁场传感器可以布置在例如一个或多个印刷电路板(PCB)上。SCA可以包括磁场感测(“MFS”)区段,可以在磁场感测区段中植入或形成电磁场感测线圈中的一些;其他一个或多个电磁场感测线圈可以包括或形成在可以在结构上与MFS区段分离的其他PCB区段中。

[0012] 传输图像的发送器或可以安装在例如MISP或SCA上或作为MISP或SCA的一部分的独立的发送器可以向外部系统(例如,至外部操作系统)传输表示体内设备的位置和/或取向和/或角位置的数据,以便使得外部系统能够产生操纵磁场以使体内设备从当前位置/取向/角位置运动至目标(例如,下一个所需或需要的)位置/取向/角位置,或按照要求将体内设备保持在确定或给定的和/或取向和/或角位置中。

[0013] 在一些实施例中,当折拢成圆筒形形状时,在MFS区段和PMA之间会存在完全或一定程度的结构上的和圆筒形/环形重叠。例如,MFS区段和PMA可以完全(100%)重叠、或部分地(小于100%,例如,60%、30%等等)重叠。在另一个实施例中,在MFS区段与PMA之间可能没有重叠(0%重叠)。

附图说明

[0014] 在附图中示出各个示例性实施例,其中这些示例非旨在限制。可以理解,为了说明的简单和清楚起见,以下参考的附图中所示的元件并不一定按比例绘制。此外,在适当地考虑的情况下,附图标记可以在附图之间重复使用以表示相同、相应或相似的元件。在附图中:

[0015] 图1是根据示例性实施例的体内设备操作系统的框图;

[0016] 图2是根据示例性实施例的体内设备的框图;

[0017] 图3A示出根据示例性实施例的展开的多层成像和感测印刷电路板(MISP);

[0018] 图3B示出图3A的MISP的另一侧;

[0019] 图3C示出根据示例性实施例的具有柱形地折拢的图3A和图3B的MISP的局部体内

设备；

[0020] 图3D示出根据示例性实施例的具有光学头的图3C的体内设备；

[0021] 图4A是根据示例性实施例的平坦感测线圈的横截面视图；

[0022] 图4B是根据另一个示例性实施例的平坦感测线圈的横截面视图；

[0023] 图5示出根据示例性实施例的多层感测线圈PCB中的五层；

[0024] 图6A示出根据另一个示例性实施例的用于感测用来推进和/或旋转体内设备的力的三个环形永磁体；

[0025] 图6B示出根据另一个示例性实施例的用于感测用来排斥体内设备的力的两个涡流板；

[0026] 图7A示出根据示例性实施例的用于感应涡流的中空导电筒状结构；

[0027] 图7B示出根据示例性实施例的涡流环形盘；

[0028] 图7C示出根据示例性实施例的涡流盘；

[0029] 图7D示出根据示例性实施例的磁体承载组件(MCA)；

[0030] 图7E示出图7D的MCA的横截面视图；

[0031] 图7F示出三个永磁体安装其上的图7D的MCA；

[0032] 图7G示出根据另一个示例性实施例的MCA；

[0033] 图7H示出根据又一个示例性实施例的MCA；

[0034] 图8示出根据示例性实施例的多层成像和感测PCB(MISP)；

[0035] 图9A示出根据示例性实施例的内弯或聚集的图8的MISP；

[0036] 图9B示出根据示例性实施例的处于折拢/内弯状态的图8的MISP以及另外的磁体组件；

[0037] 图10A示出根据示例性实施例的具有磁操纵单元(MSU)的体内设备的横截面视图；

[0038] 图10B示出根据示例性实施例的其中SCA包裹PMA的图10A的体内设备的总体图；

[0039] 图11示出根据示例性实施例的用于操作体内设备的示例磁场产生系统；

[0040] 图12示出根据示例性实施例的通过操作磁场产生系统产生的磁场的示例矢量表示；

[0041] 图13A和13B示出根据示例性实施例的其中SCA和PMA的MFS区段不重叠的体内设备的不同的横截面视图；

[0042] 图14示出根据示例性实施例的图13A-13B的体内设备的总体图；以及

[0043] 图15A和15B示出根据示例性实施例的图13A、13B和14的体内设备的展开的多层成像和感测PCB(MISP)的两个透视图。

具体实施方式

[0044] 以下说明提供示例性实施例的各种细节。但是，本说明书并非旨在限制权利要求的范围，而是解释本发明和实践本发明的方式的各种原理。

[0045] 一般地，当自动体内设备横过GI系统时，体内设备移动通过GI系统的特定区段得越快，则单位时间需要更多的图片从体内设备传输，以便维持获取连续图片的GI位置之间的合理的距离。即，如果体内设备静止，则能够在无丢失临床信息风险的情况下相对低地设置图片捕获率或图像帧产生和/或传输率，如果体内设备沿着GI系统移动，图片/帧产生/传

输率应该更高以便在单位长度获取大约相同数量的图片。因此,一些体内成像系统利用运动估算器用于评估体内设备的运动,以便使得成像系统能够推断所需的图像捕获率。例如,为了不浪费专用运动感测设备(例如,加速度计)和需要操作其的电路上的体内设备中的物理空间,由体内设备捕获的图像用于提供运动指示。但是,对于GI系统中的体内设备的位置、取向和角位置实施完全控制使得上述和类似帧频变化方案没有必要,通常来说这种控制具有许多优点。由“体内设备的取向”指的是体内设备的纵向轴线的空间方向,将体内设备的角位置或状态从一个角位置或状态改变到另一个可以通过使体内设备围绕体内设备的纵向轴线或围绕其任何其他轴线旋转而获得。

[0046] 图1是用于在体内磁性地操作成像设备例如用于在GI系统中操作体内成像器的系统的框图。该系统可以包括用于在体内捕获图像(即,获取图片)和用于传输图像/图片的可操作的体内成像设备110;用于接收和处理从体内设备110传输的图像、(可选择地)用于向成像设备110传递指令(比如,改变操作模式;比如,改变图像捕获率)以及用于向工作站传递图像的数据记录器和天线组件120;用于接收来自数据记录器120的图像——以及可选择地,例如与图像相关的元数据,以及用于向操作者或医师显示选定图像或由这些图像汇编的视频剪辑的使用者工作站130。体内成像设备110可以包括磁操纵单元(MSU),未在图1示出,磁操纵单元能够感测三种类型的磁场:用于在成像设备110中磁性地感测位置和/或取向和/或角位置信号的一种类型的磁场、用于磁性地感测用于操作成像设备110的操作力的另一种类型的磁场以及用于向体内设备中的能量拾取/获取元件/电路外部地传递电能的第三种磁场。成像设备110的导向可以基于位置/取向/角位置信号来控制。

[0047] 该系统还可以包括磁性操作单元(MMU),该磁性操作单元用于产生感测成像设备110中的位置/取向/角位置信号的磁场、用于对从成像设备110传输的相应的位置/取向/角位置数据进行译码以及用于产生将成像设备110操纵至预定位置/取向/角位置的磁场、以及如果要求或需要用于产生感测成像设备110中的电能的磁场。

[0048] MMU140可以包括用于将体内设备110的预定的(比如,下一个)位置和/或取向和/或角位置转换成磁操纵力以将体内设备110定位在下一个所需的位置和/或取向和/或角位置中的设备移位模块(“DDM”)。MMU140还可以包括用于产生形成三种类型磁场(一种用于磁性地感测位置和/或取向和/或角位置信号、另一种用于产生操纵/旋转力以及第三种用于传输能量)所需的电信号162的AC/DC功率放大器160。MMU140还可以包括用于由电信号162产生所需磁场的AC线圈和DC线圈170。MMU140可以包括产生输出信号(比如,电流或电压)的基准电磁传感器180,输出信号表示或体现参考坐标系统,相对于该参考坐标系统,体内设备110相对于其的定位和/或取向可被感测、确定或改变。

[0049] 设备移位模数(DDM)150可以包括用于对来自体内成像装置110的磁操纵单元(MSU)的位置信号和取向信号以及来自基准传感器180的信号进行译码的传感器译码器152。DDM150还可以包括用于向AC/DC功率放大器160输出调节信号以产生校正体内设备110的位置中的‘误差’和/或取向中的误差的磁场的位置/方向调节器154。由“体内设备110的位置中的误差”表示体内设备110的当前感测位置与体内设备的下一个位置的差。由“体内设备110的取向中的误差”表示体内设备110的当前感测取向与体内设备的下一个取向的差。代表或关于体内设备100的当前感测位置和/或取向的数据示出在124,并且其可以从例如数据记录器120提供给DDM150。代表或关于体内设备的下一个位置和/或下一个取向的数

据132可以例如从连接至使用者工作站130或作为使用者工作站130的一部分的使用者可操作的操纵杆提供给DDM150。

[0050] 在体内成像装置110被吞下或者被咽下之后,其可以开始捕获GI系统的图像、产生用于每个捕获图像的图像帧以及将图像帧传输112至数据记录器120。为了使磁性操作单元(MMU)140引导和控制GI系统中的体内设备110,必须实时地获知设备的位置和取向。为了获知上述信息,工作站150向AC/DC功率放大器160输出指令158,以触发/操作产生电磁场172的线圈170以在设备110中(以及可选择地还在基准传感器180中)感测电磁信号,上述电磁信号指示或促进体内设备110的当前位置的感测。体内成像装置110的磁操纵单元(MSU)可以利用机载感测线圈组件以感测电磁场172,并且可以向MMU140(例如,通过数据记录器120)返回反馈信号或反馈数据,如下所述。体内设备110的机载感测线圈组件(SCA)可以包括用于感测电磁场172的三个互相垂直或正交的电磁感测线圈。体内设备110尤其构造成向数据记录器120传输112数据,数据在此指的是代表感测线圈组件的输出信号(例如,传感器的读数)的“位置数据”、“取向数据”或“角位置数据”。换句话说,由SCA输出的可以指示体内设备的位置和/或取向和/或角位置的信号可以通过相应的数据数字地表示。在一个实施例中,体内设备110可以传输图像帧,且位置/取向/角位置数据植入其中或选定的图像帧中。在另一个实施例中,体内设备110可以例如通过利用独立的或专用的发送器和/或独立的通信信道来传输独立于图像帧的位置/取向/角位置数据。

[0051] 数据记录器120可以将位置/取向/角位置数据中继至工作站150的传感器译码器152。也感测电磁场172的基准传感器180可以附接到患者上和/或附接到患者躺在上面的由产生电磁场172的线圈170环绕的床上。基准传感器180的输出也可被传输至工作站150,位置/方向调节器154可以由来自体内设备的位置/取向/角位置数据来推断体内设备110例如相对于基准坐标系的位置/取向/角位置,基准坐标系可以由基准传感器180的输出信号表示或体现在基准传感器180的输出信号中。位置/方向调节器154还可以利用来自使用者工作站130(例如,数据132)、来自体内设备的数据,以计算校正信号以及输出相应的指令至AC/DC功率放大器来改变电磁场172,使得体内设备110将被操纵/操作至期望的位置和/或取向。工作站150可以向使用者工作站130传输各种类型的数据142用于显示等等,例如位置数据、取向数据、体内成像设备作用或施加在GI系统的组织壁上的力等等。使用者工作站130可以将数据记录器120接收的图像与各种类型的数据142相关联。

[0052] 图2示意性地示出根据一个实施例的示例体内成像系统。体内成像系统可以包括体内成像设备110、外部数据记录器120、工作站130(例如,个人电脑)和显示器202。体内成像设备110可能是例如捕获图像并且将相应的图像帧传输至外部接收装置比如数据记录器120的可吞咽设备。图像帧可以以实时方式或在处理之后表示,其被组合成用于例如利用显示器202向使用者显示的图像流或视频电影。

[0053] 体内成像设备可以具有一个或更多个成像器。举例来说,成像设备110包括一个成像器;例如成像器212(可以使用除一个或两个之外的成像器的数量,同时对本文中所述的方法适当地修改)。体内成像设备110还包括光/照明源214、帧发生器220、控制器230、存储单元240、收发器250和用于为上述部件供电的电源203。电源203可以包括电荷存储设备(例如,一个或更多个电池),电荷存储设备具有电路,该电路联合地促进电力从外部装置通过电磁感应向体内设备传输。控制器230尤其可控制地操作照明源214以照明由体内设备110

穿过的区域,并且协调或安排成像器212的图像捕获定时。成像设备110还可以包括感测线圈组件(SCA)210。控制器230可以协调或安排感测线圈组件210的输出的读取以及将捕获图像和相关图像帧临时存储在存储单元240中。控制器230还可以执行各种计算并且将计算结果存储在存储单元240中。

[0054] 在体内成像设备110被吞下时或之后不久,或者在一些预定延迟(例如,2分钟)之后,成像器212开始捕获GI系统的区域的图像。由于自然光不进入肠道,因此成像器212不需要光闸,这与‘常规’(即,不可吞服)成像器正好相反。因此,光闸的作用通过肠道内部的黑暗以及通过间歇地照亮成像器212的FOV来实施。一般地,成像器212的曝光时间是2-3毫秒。成像器212包括图像传感器,图像传感器可以是或包括光传感器元素(例如,像素)的阵列,比如256x256、320x320、1兆像素或任何其他适当的阵列。成像器212通过利用对应于所使用像素的像素格式输出图像数据213。为了方便起见,像素通常排列成规则的二维网格/阵列。通过利用这种排列,许多共用操作可以通过向每个像素独立地均匀施加相同的操作而实施。每个图像数据表示捕获图像以及可选择地表示其另外的选定部分。

[0055] 帧发生器220接收图像数据213并且利用图像数据来产生用于相关的捕获图像的图像帧(简称“帧”)。帧一般包括包含关于帧自身的信息和/或元数据(例如,识别帧的信息、帧的序号、帧的时间、帧的逐比特长度等等)的头部字段。帧还可以包括图像数据的未压缩版本和/或其压缩版本以及十进制图像。头部还可以包括附加信息,例如感测线圈组件210的读数或集成在设备110内的任何附加传感器的读数。控制器230可以操作照明源214以照亮,例如每秒四次,以便能够每秒捕获四个图像,并操作收发器250以同时以相同的速率传输相应的帧。控制器230可以操作照明源214以每秒捕获更多图像,例如每秒十七个图像或每秒超过十七个图像,以及操作收发器250以同时以相同速率传输相应的帧。控制器230可以直接地或通过另一个控制器(例如,从属控制器)操作感测线圈组件210,并且将相应的感测数据(例如,感测线圈读数)写入相应的帧内;例如,写入在每次感测磁场之后被立即传输的帧内。在帧发生器220产生用于当前捕获图像的帧并且将定位数据写入帧内之后,控制器230通过利用收发器250将帧无线地传达至数据记录器120。数据记录器120可以是磁性操作单元(MMU)140的一部分或者是定位成足够靠近人以便促进通过数据记录器120对传输帧进行接收和处理的独立单元。

[0056] 数据记录器120可以包括收发器244、帧分析器270和用于管理收发器244和帧分析器270的处理器290。数据记录器120可以包括用于与MMU140的调节器154和处理/显示系统两者通信的另外的部件(例如,USB接口、安全数字(“SD”)卡片驱动器/接口、控制器等等)、元件或单元,MMU140的调节器154和处理/显示系统构造成处理由体内设备110捕获的图像、感测的定位信息以及相关数据。在一个实施例中,收发器244接收对应于特定的捕获图像的帧,帧分析器270分析该帧以提取包含其中的各种数据要素(例如,图像数据、关于或表示特定的捕获图像的十进制图像等等)。在另一个实施例中,本文中指代“定位帧”的一些帧可以专用于承载或传递定位数据,指的是这些帧可以包括定位数据以及可选择地与定位数据相关的元数据,而非图像数据。利用除可以包括图像数据和定位数据两者的图像帧之外的定位帧使得能够以高于图像捕获速率的速率读取定位数据(例如,感测线圈组件210的输出)。例如,n个(n=1、2、3…)定位帧可以在两个连续的图像帧之间传输(例如,通过插入),在该情况中,通过“图像帧”意思是包括图像数据和定位数据的帧。

[0057] 图2的体内成像系统可以包括工作站130。工作站130可以包括显示器或者在功能上连接至一个或更多个外部显示器,例如连接至显示器202。工作站130可以接收来自数据记录器120的帧(例如,图像帧、定位帧),并且将其实时地呈现,例如作为实时影像,或者产生也包含位置和取向信息的视频信息流,位置和取向信息也可以显示在例如显示器202上。工作站130可以包括用于存储从数据记录器120传输的帧的存储器比如存储器204以及用于处理所存储的帧的处理器比如处理器205。体内成像设备110还可以包括磁操纵单元(MSU)272。MSU272可以包括感测线圈组件(SCA)210和永磁体组件(PMA)211。体内成像设备110还可以包括用于打开和关闭成像设备110的“开/关”切换系统215。

[0058] 在一些实施例中,表示感测线圈组件210的输出的数据可以通过利用图像帧以及可选择地通过还利用专用帧传输至数据记录器120。表示感测线圈组件(SCA)210的输出的数据在此(也)指的是“定位数据”或“感测数据”。在其他实施例中,体内设备110可以利用专用窄带宽遥测信道以向数据记录器120传输定位数据。遥测信道的位速率可以是几百千比特/秒(KBPS)(例如,在50KBPS与500KBPS之间)。为了促进专用窄带宽遥测信道,体内设备110的收发器250可以包括图2中未示出的另外的发送器,数据记录器120的收发器144可以包括图2中未示出的另外的接收器。在一些实施例中,体内设备110可以包括用于测量体内设备在其中运动的方向以及体内设备的取向的两个3维加速计。

[0059] 图3A至3B描述了根据示例性实施例的类似于体内成像设备110的体内设备的类似十字形的多层成像和感测印刷电路板(MISP)300。MISP300可以刚性挠曲的,这意味着MISP300的部分/局部/区段可以是刚性的,而MISP300的其他部分、局部或区域可以足够柔性以允许其折拢成圆筒状结构。MISP300可以是完全挠曲的,这意味着其所有部分/局部/区段是柔性的。举例来说,MISP300示出为包括彼此成“十字形”或相交的两个PCB区段:区段340和区段350。可能是刚性挠曲的PCB区段340可被视为“成像部分”,因为其包括成像电路306。可以是完全柔性的PCB区段350可被视为磁场感测(MFS)区段,因为其包括用于感测电磁场的一组电磁感测线圈,可以通过上述一组电磁感测线圈确定或估算体内成像设备的当前位置和/或当前取向和/或当前角位置。MFS350可以是MISP300的感测线圈组件(SCA)的一部分。SCA可以包括一个或更多个另外的PCB部分(比如,PCB区段302),另外的PCB区段可以包括另外的电磁场感测线圈(比如,感测线圈330)。

[0060] MISP300可以包括1-层部分或区段,尽管其总地被称为“多层”PCB。PCB区段340可以包括三个刚性区段,标示为302、304和306,其可以是多层的,以及两个柔性区段,标示为394和396,其也可以是多层的。柔性区段394可以连接刚性区段/部分304和306,并且部分地夹在这些区段/部分的层之间。区段396可以连接刚性区段302和304,并且部分地夹在这些区段的层之间。

[0061] 参照图3A,可以类似于成像设备110的成像器212的成像器360可以安装在刚性区段306上。类似于体内设备110的照明源214的照明源也可以安装在刚性区段306上,如在370处所示。举例来说,安装在刚性区段306上的照明源包括按照圆形等间距地定位在刚性区段306上的四个光源。体内设备的其他电子器件(比如,ASIC、控制器、发送器、晶体振荡器、存储器等等)可以安装在区段304和/或区段302上。电磁场感测线圈330可以安装在PCB刚性区段302上,或者嵌入或结合在PCB刚性区段302内,或者形成在PCB刚性区段302中。电磁场感测线圈330在功能上可被视为MFS区段350的零件或延伸部。MFS区段350和PCB区段302与电

磁场感测线圈330由此形成SCA。一般地,SCA可以包括或其上设置有可以布置在一个或多个PCB区段上的一个或多个电磁场传感器(比如,感测线圈等等),一个或多个PCB区段中的至少一个可以是可折拢的,例如可圆筒形地折拢或者形成圆筒,而SCA的其他PCB区段可以是刚性的或局部地柔性。一个或多个PCB区段中的至少一个可以是可折拢的,以使得电磁场传感器互相垂直。由“部分地柔性”指的是柔性但不是可圆筒形地折拢。区段302、304和306的另一侧也可以保持或容纳另外的元件和/或部件,如图3B中所示。参照图3B,区段302可以保持、包括或容纳天线380以促进体内成像设备与体内成像设备通过其操作的数据记录器之间的射频(RF)通讯。

[0062] 区段304和306可以分别保持、包括或容纳电气弹簧390和392。区段340在图3A和3B中示出为展开状态,但是,作为体内设备组装过程的一部分,其被折拢使得其刚性区段以平行方式层叠,因此刚性区段304和306能够在其间保持一个或多个电池组,且垂直于区段304和306的平面的线与体内成像设备的纵向轴线重合。电气弹簧390和392将一个或多个电池组固定就位,并且将其电气地连接至成像设备的电路。

[0063] 再次转向图3A,可以作为SCA的一部分的磁场感测(MFS)区段350可以包括电磁感测线圈310和电磁感测线圈320。电磁感测线圈310和电磁感测线圈320示出为矩形,但其不必是矩形。两个感测线圈310共同地被称为感测线圈310,因为两个感测线圈310电气地或功能地相互连接,例如如图5所示,因此两个感测线圈310形成一个电气部件(即,一个感测线圈)。同样,两个线圈320共同地被称为感测线圈320,因为两个线圈320可以电气地或功能地相互连接,例如如图5所示,因此两个线圈320可以形成一个感测线圈。

[0064] 附图标记308指示保持、包括或容纳感测线圈310和320的柔性多层PCB绝缘体基底。柔性多层PCB基底308的每个PCB层可以保持、包括或容纳感测线圈310的线圈线匝中的一些和/或感测线圈320的线圈线匝中的一些。图5中示出柔性多层PCB基底的示例层,如下所述。磁场感测(MFS)区段350在图3A和图3B中展开地示出,将其圆筒形地折拢会将感测线圈310的一些线匝设置成靠着感测线圈310的其他线匝,使得它们的法线与相同轴线(比如,X-Y-Z坐标系的‘X’轴)基本重合,以及将感测线圈320的一些线匝靠着感测线圈320的其他线匝,使得它们的法线与另一相同轴线(X-Y-Z坐标系的‘Y’轴)基本重合。图3C示出具有折拢/内弯的多层PCB区段340和圆柱形地折拢的多层MFS区段350的部分组装的体内成像设备。图3D示出光学头362安装在成像器360和光源370的顶部上的图3C的部分组装的体内设备。

[0065] 图4A示出根据示例性实施例的类似于感测线圈330的感测线圈的示例横截面面积。假定图3A的刚性区段302包括保持、包括或容纳构成感测线圈330的电线/导体的四层。还假定:平均线圈面积是 38mm^2 ;导体宽度是 $50\mu\text{m}$,相邻导体之间的间隙也是 $50\mu\text{m}$ 。则总的线圈绕组 N_t 可以通过利用公式[1]计算:

$$[0066] \quad N_t = n \times L = 30 \times 4 = 120 \quad [1]$$

[0067] 其中, n 是每层线圈匝数的数量, L 是多层刚性区段302的层的数量。

[0068] 还假定施加到感测线圈330上的最大磁场 B_{max} 是400高斯,磁场以4KHz正弦波地振荡。

[0069] 在被放入磁场中时感测线圈输出的最高电压可以通过利用公式[2]计算:

$$[0070] \quad V = \frac{d}{dt} B(t) \cdot A_{Effective} (\hat{n} \cdot \hat{B} = 1) \quad [2]$$

[0071] 其中B(t)是施加在感测线圈上的磁场(矢量),单位特斯拉;A是线圈的面积单位平方米[m²];以及 \hat{n} 是线圈方向(是没有物理单位的单位矢量)-即,其为正交于线圈面积的方向。

[0072] 给定感测线圈330的上述规格以及利用公式[2],线圈330将输出的理论最高电压是:

$$[0073] \quad |V_{MAX}| = 0.04[\text{Gauss}] * 2\pi * 4,000[\text{Hz}] * 1 * 38 * 120 * 10^{-6} = 458[\text{V}] \quad [3]$$

[0074] 图4B示出根据示例性实施例的类似于感测线圈310、320的感测线圈的示例横截面积。假定图3A的区段350包括保持、包括或容纳构成感测线圈310、320的电线/导体的四层。还假定:平均线圈面积是32mm²(8mmx4mm);导体宽度是50微米(μm),相邻导体之间的间隙也是50μm。线圈310和320中的每一个的总线圈绕组Nt可以通过利用上述公式[1]计算:

$$[0075] \quad N_t = 20 * 4(\text{层}) * 2(\text{相反侧}) = 160 \quad [4]$$

[0076] 还假定施加到感测线圈310、320上的最大磁场Bmax是400高斯,磁场以4KHz正弦波地振荡。

[0077] 给定感测线圈310和320的上述规格,并且利用上述公式[2],线圈310和320中的每一个将输出的理论最高电压是:

$$[0078] \quad |V_{MAX}| = 0.04[\text{Gauss}] * 2\pi * 4,000[\text{Hz}] * 1 * 32 * 160 * 10^{-6} = 5.15[\text{V}] \quad [5]$$

[0079] 由于线圈线匝设置其上的区段350折拢以形成圆筒形结构,校正因数可被用于补偿与线圈线匝的平面的偏差。线圈310和320中的每一个在加上区段350的曲率的因素之后将输出的最高电压是:

$$[0080] \quad |V_{MAX}| = 5.15 * 2 * \sqrt{2} / \pi = 4.6 [\text{V}] \quad [6]$$

[0081] 降低在线圈310和320中感应的电压并因此被考虑的另一个因子是每个线圈线匝由于外部AC磁性而产生的涡流。外部AC磁场的优势在于其感应用于在操作设备的同时排斥和限制体内设备的涡流。但是,相同AC磁场也在线圈的线匝中感应涡流,这是有害的,因为这些电流削弱了在线圈的线匝中感应的电压。因此,需要对方程式3和5进行修改以适用于由涡流引起的衰减。衰减因子从经验上发现位于2至8之间。

[0082] 图5示出根据示例性实施例的示例多层磁场感测(MFS)区段400的各层的分解图。举例来说,MFS区段400包括PCB层402、404、406、408和409。MFS区段400保持、包括或容纳三个电磁感测线圈:线圈#1(示出在410),线圈#2(示出在420)和线圈#3(在430,虽然未示出)。PCB层402、404、406、408和409通过利用微过孔电气地或功能地相互连接,为了清晰,在440处夸张加长地示出。(“过孔”是在印刷电路板的不同的层之间电气地连接的穿过连接)。层409是接地层/共用层。通过利用若干层,电磁感测线圈410和420的总电感并由此灵敏度尤其根据每个层上的线圈线匝的数量和保持、包括或容纳线圈线匝的层的数量而提高。

[0083] 当感测线圈组件(例如,MFS区段400)连接至电压表并且承受磁场时,感测线圈组件的输出端的电压能够精确地确定,并因此确定磁场的强度。通过磁性操作单元(MMU)140在计算的磁场与磁场的已知映射之间的对比可用于计算设备的位置和取向。可替代地,类似于MFS区段400的感测线圈组件可以连接至低阻抗设备,比如可再充电电池或电容器,以

触发或给其充电。感测线圈中感应的电流可被用于为蓄电池或电容器充电,这样以便从外部线圈170‘获得’电力。可替代地,独立线圈可以周向地布置在磁体承载组件(MCA)上或布置在设置在MCA上的永磁体中的一个上,独立线圈用于从外部AC磁场拾取能量。

[0084] 图6A示出用于在外部DC磁场中操纵体内设备500的概念性永磁体体系602。体内设备500可以类似于图2的体内设备110。永磁体体系602可以包括示出在610处的永磁体PM1、示出在620处的永磁体PM2和示出在630处的永磁体PM3。作为铁传导元件的磁体PM1、PM2和PM3可被特别地磁化,使得作为磁性引导设备的体内设备600由外部DC磁场与永磁体PM1、PM2和PM3之间的电磁推进交互作用驱动。

[0085] 外部DC磁场将迫使永磁体PM1、PM2和PM3以及由此迫使体内设备600沿所需方向运动,例如沿‘Z’方向,或者施加转矩以使体内设备600旋转至所需取向,‘Z’方向可以是与体内设备600的纵向轴线640重合的方向。在患者的外部产生的可变的AC和DC磁场(例如,通过磁性操作单元(MMU)140)可以基于由磁性操作系统的操作者所发出的命令,提供使体内设备600在GI系统内运动以及使体内设备600倾斜和旋转所需的磁力和旋转转矩。

[0086] 参照图6B,外部AC磁场系统可以在‘涡流板’650中感应涡流,涡流将产生缓和、抑制或稳定由永磁体PM1、PM2和PM3的操作引起或与上述操作相关联的推进动力的排斥力。

[0087] 图6A中示出的永磁体和图6B中示出的涡流板是说明性的。由于体内设备(例如,体内设备110)具有很小的空间以容纳包括成像器、发送器等等的成像电路、永磁体、涡流板以及感测线圈,体内设备必须缜密地设计,在机械和电两个方面,以便使得体内设备的全部部件机械地共存在体内设备的壳体中并且不彼此干涉地操作,例如在体内设备与影响操作磁场和感应磁场的的数据记录器之间没有RF通讯,反之亦然;没有影响一种类型的磁场(例如,操作磁场)的另一种类型的磁场(例如,感应磁场);以及没有在功能上屏蔽或阻塞一个部件(例如,感测线圈)的另一个部件,等等。由于磁性成像和感测印刷电路板(MISP)的成像区段和MFS区段必须与体内设备的其他部件不缠绕的情况下折拢在体内设备的壳体内,因此MISP的布局以及安装在MISP上的部件的选择受到严格设计限制。

[0088] 比如为本文中公开的体内设备在促进医学诊断程序或者需要或能够例如通过GI系统在体内操纵体内设备中使用的其他程序操作中是有用的。体内设备(例如,体内设备600)可以设置有至少两个永磁环(本文中也称为“永环形磁体”)或圆盘或板,其中的每一个均可以具有各向异性磁性。

[0089] 图7A、7B和7C分别示出当管状物体710放置在AC磁场用于在其上感应涡流的导电管状物体710、导电环形盘720和导电盘730。导电管状物体710、类似于环形盘720的导电环形盘和类似于导电盘730的导电盘构成磁体承载组件(MCA)700,示出在图7D中。

[0090] 当AC磁场施加在管状物体710、环形盘720和盘730上时,涡流在这些物体的表面上流动。缝隙712断开这些元件的电气连续性,以便减少寄生电流。如果没有缝隙712,则由外部AC磁场感应的涡流可以感应相反的涡流,根据相关物理定律(例如,楞次定律),相反的涡流在浮动或者其他操作时可能降低MCA700的效率。

[0091] 可以利用一个以上的缝隙:图6B示出由两个缝隙隔离的两个涡流板650和660;在其他实施例中可以采用其他的缝隙。缝隙体系(例如,缝隙的数量,其形状和相对位置/取向)可被选择成使得由涡流引起或导致的排斥力被优化。图7D的磁体承载组件(MCA)700是电导体。MCA700可以完全由银、铝、铜或任何其他适当的导电材料制成。可替代地,MCA700可

以部分地由银、部分地由铝等等制成。例如,管状物体710可以由银制成,MCA700的其他部分(例如,导电环形盘、导电盘)可以由铝制成。可替代地,MCA700或其部分可以是导电合金。

[0092] 一般地,MCA700可能用于三个目的:(1)保持或容纳需要/用于通过利用DC磁场推进体内成像设备通过GI系统的(圆环状、环形或环状)永磁体(例如,图6A的PM1、PM2、PM3), (2)促进在成像设备上施加排斥力/抑制力/制动力的表面涡流的产生,以及(3)容置体内设备的电池。图7D示出MCA700的三维视图。MCA700的设计受到例如如上所述的各种机械和操作/功能限制因素的影响。MCA700的横截面视图示出在图7E中。图7E还示出体内设备的两个电池740。图7F示出包括图7D的MCA700以及安装在MCA700上的三个环形永磁体750、760和770的完整的磁体组件780。

[0093] 再次转向图7E,举例来说,四个导电环形盘720用于增大/加强感应的涡流。如图7E所示,环形导电盘720垂直地布置在导电管状物体710的外周面上,以在围绕导电管状物体710的周缘上周向地形成该例子中的三个开口环形通道722、724和726。开口环形通道722、724和726分别用于保持或容纳环形永磁体或永磁性环750、760和770,如图7F所示。环形开口通道的数量可以是三个、小于三个或三个以上。环形开口通道可以包括一个或更多个永磁体。举例来说,图7F中的每个环形开口通道包括一个永磁体。图7E中的环形导电盘720是相互平行的;在其他实施例中环形导电盘可以不平行。

[0094] 图7E还示出用于进一步增大/加强感应的涡流的第一导电盘730和第二导电盘732。导电盘730安装在导电管状物体710的第一侧上(例如,安装在左手侧上),导电盘732安装在导电管状物体710的第二侧上(例如,安装在右手侧上)。如图7E所示,导电盘730和732彼此相对地安装。一个或更多电池可以包含在由导电盘730、导电盘732和导电管状物体710的内表面714的一部分形成的腔734中。

[0095] 可以通过例如由外部AC/DC线圈170和图7A至图7F示出的任何元件产生的外部静态和时变磁场之间的电磁排斥/吸引交互作用操作体内设备。图7A至图7F中示出的元件或这些元件中的一些可以包含特别地磁化的铁导电材料并且具有各向异性磁性。这些元件(例如,元件710、720、730、732)可以由比如NdFe和/或其他高磁化材料的材料制成或包括上述材料。参照图7F,可以沿平行于体内设备的纵向轴线(即,沿轴向方向)的方向(例如,轴线640,图6A中所示)磁化永磁体750、760、770中的一个或更多个,并且可以以径向方式磁化其他的永磁体以便产生围绕体内设备的(双)轴向-径向垂直磁场。导电管状物体710、环形盘720和盘730、732可以部分地或完全地由银或铝制成,以最小化电阻损失。可以采用提供相似磁性和电响应的其他超磁性材料和导体。

[0096] 图7G示出根据另一个示例性实施例的MCA790。MCA790包括将MCA790切割成两个对称半部的贯穿缝隙791。MCA790包括管状物体792。举例来说,MCA790还包括两个环形导电盘793和794,每个环形盘布置在管状物体792的一侧上,以及内部地布置在筒状结构792中间的一个盘。图7H示出根据又一个示例性实施例的MCA796。除MCA796具有仅穿过MCA796的一般路径的缝隙797以外,MCA796与MCA790相似。图7G中的附图标记798和图7H中的799分别表示管状物体790和796中周向凹部。周向凹部798和799中的每一个均可以保持或容纳永磁体,在永磁体的顶部上,能量拾取线圈专用于通过电磁感应拾取或获取电能。MCA或其选择的元件(例如,管状物体)可以以不同的方式形成缝隙以获得期望的操作效果。

[0097] 图8示出根据示例性实施例的多层成像和感测PCB(MISP)800。如同MISP300,

MISP800包括两个主要部分:(1)成像部分和(2)感测和能量拾取部分。一般地,MISP可以包括初级PCB分支、与初级PCB分支相交的一个或更多个次级PCB分支、与次级PCB分支中的一个或更多个相交的一个或更多个第三PCB分支等等。举例来说,MISP800包括初级PCB分支、与初级PCB分支相交的两个次级PCB分支和与次级PCB分支中的一个相交的第三PCB分支。

[0098] 初级PCB分支可以包括PCB部分810、820和860、连接部分810和820的PCB部分814以及连接部分820和860的PCB部分862。第一次级PCB分支可以包括PCB部分820、830、840和850、连接PCB部分830和820的PCB部分832、连接PCB部分850和820的PCB部分852以及类似地连接PCB部分840和820的PCB部分。第二次级PCB分支可以包括PCB部分860、870、880、连接PCB部分860和870的PCB部分以及连接PCB部分870和880的PCB部分。第三PCB分支包括PCB部分880、884和890。

[0099] MISP800的一些部分对于两个或更多个PCB分支是共用的:PCB部分820对于初级PCB分支和左侧次级分支是共用的;PCB部分860对于初级PCB分支和右侧次级分支是共用的;以及PCB部分880对于右侧PCB分支和第三分支是共用的。MISP800的共用PCB部分被视为“PCB中心”或PCB交会中心/点,MISP800的PCB分支可被视为经由交会中心在功能上互连。

[0100] MISP800的每个PCB部分可以保持、包括或容纳体内设备的光学和/或电气部件。例如,PCB部分810可以保持、包括或容纳成像器,如在812处所示;PCB部分820可以保持、包括或容纳晶体振荡器,如在822处所示;PCB部分830可以保持、包括或容纳第一弹簧线圈,如在834处所示;PCB部分840可以保持、包括或容纳通信天线,如在842处所示;PCB部分850可以保持、包括或容纳发光二极管(“LED”)环,如在842处所示(LED环示出为包括四个LED,但是其可以包括四个以下LED或四个以上的LED);PCB部分860可以保持、包括或容纳开关,如在862处所示;PCB部分870可以保持、包括或容纳第二弹簧线圈,如在872处所示;PCB部分880可以保持、包括或容纳微控制器,如在882处所示;PCB部分884可以保持、包括或容纳X-Y感测线圈(感测线圈未在图8中示出),用于分别感测沿X轴和沿Y轴的电磁场;PCB部分890可以保持、包括或容纳Z轴感测线圈(感测线圈未在图8中示出),用于感测沿Z轴的电磁场,在此Z轴可以与体内设备的纵向轴线重合。

[0101] MISP800可以是完全柔性的或者部分刚性和部分柔性(即,其可以是刚性-柔性,意味着其可以包括柔性部分和刚性部分)。例如,MISP部分810、820、830、840、850、860、870、880和890中的每一个可以是刚性的或柔性的。MISP部分884可以是柔性的,以便能够将其折拢成圆筒形。MISP800的连接部分中的每一个可以是柔性的。MISP800的每个部分可以具有n层($n=1, 2, 3, \dots$),安装在各层上的各个电路部件可以通过微过孔电气地互连。MISP800示出为包含在体内成像设备的壳体888中。

[0102] 图9A示出处于折拢/内弯状态的MISP800,在此相同的附图标记代表图8中的相同的区段/部分。图9B示出处于折拢/内弯状态的MISP800,以及另外的可以类似于图7F的磁体组件780的磁体组件886。再次参照图7D,磁体承载组件(MCA)700是电导体。MCA700可以完全地由银、铝或铜制成。可替代地,MCA700可以部分地由银、部分地由铝等等制成。可替代地,MCA700可以是导电合金。

[0103] 由于磁体承载组件(MCA)700由导电材料制成,因此其可以屏蔽MISP的感测线圈,并因此降低其性能。因此,如图9B所示,磁体组件886作为整体(磁体与磁体承载组件(MCA))紧密地配合以由折拢/内弯MISP800包含或基本上外接,以便缓和其间的互相干扰。

[0104] 图10A示出根据示例性实施例的具有磁操纵单元(MSU)的体内胶囊1000的横截面视图。举例来说,体内胶囊1000的MSU包括磁性承载组件(MCA)1010、永磁体1020和磁场感测(MFS)区段1040。尽管MCA1010看上去不同于图7D的MCA700,但是其与MCA700相同地起作用,并且其可以由MCA700替代(根据需求的变化;例如,用更大的磁体替代中间永磁体)。MFS区段1040可以与图3A的MFS区段350相同或相似。图10A还示出可用于从用于为体内胶囊1000提供电力的外部AC磁场拾取电能能量拾取线圈1030。

[0105] 图10A还示出可以类似于图3A的成像器360的成像器1050;可以类似于图3A的照明源370的照明源1060;可以类似于图3D的光学头362的光学头1070;光学窗口1080;可以类似于图3B的通信天线380的通信天线1090、收发电路1092和电池1002。

[0106] 图10B示出根据示例性实施例的具有折拢的多层成像和感测印刷电路板(MISP)的图10A的体内胶囊1000。参照图10A和10B,相同的附图标记指代相同的元件/部件。体内胶囊1000的MISP包括示出为折拢的MFS区段1040;可以类似于图3A的成像区段340的成像区段。举例来说,体内胶囊1000的成像区段包括PCB刚性区段1001、1003和1005(可以分别类似于图3A的刚性区段302、304和306),和柔性/可折拢区段1007和1009(可以类似于图3A的区段394和396)。

[0107] 图11示出根据示例性实施例的磁性操作系统1100。磁性操作系统1100包括磁场发生器,磁场发生器包括DC/AC电磁线圈1110、1120、1130、1140、1150、1160、1170和1180以产生DC和AC磁场,从而操作由躺在床1190上的患者吞下的体内设备。DC线圈和AC线圈可以在‘操作空间’1195内形成磁场,相似于图11所示的磁场。

[0108] 图12是由电磁线圈1210、1220、1230、1240、1250和1260产生的示例磁矢量场。磁性旋涡1280位于矢量场1270的中心。磁性旋涡1280是矢量场发源和通过线圈1210至1260中的每一个对称地扩展的点或区域。磁性旋涡1280的位置可以移动,其形状通过独立地控制流过线圈的电流的大小和方向设定。磁矢量场的动态操作改变磁性旋涡1280的特性(例如,位置、方向、强度、取向),因此其改变由磁场、永磁体和涡流感应磁体承载组件(例如,MCA700)之间的交互作用引起的磁力,导致体内成像设备由于这些力而移动。

[0109] 本发明的一个实施例包括可吞咽胶囊或可吞咽体内设备,可吞咽胶囊或可吞咽体内设备包括能够由外部产生的电磁场操作的MSU。MSU可以包括与磁场相互作用以产生比如推进力和/或排斥力和/或旋转力的力的PMA,用于操作/操纵和/或旋转体内设备。PMA可以包括至少一个永磁体和用于保持或容纳至少一个永磁体的MCA,所述MCA设计成感应由施加的电磁场引起的涡流。胶囊或设备可以包括SCA,该SCA用于感测电磁场以便促进体内设备的当前位置和/或当前取向和/或当前角位置的感测。SCA可以包括电磁场感测线圈,例如布置在一个或更多个可折拢印刷电路板区段上。

[0110] 上述例子(例如,结合图3C-3D和图10A-10B)指的是磁操纵单元(MSU),其中当磁场感测(MFS)区段被折拢时与永磁体组件(PMA)在结构上完全圆筒形、环形或同心地重叠。如上所述,MSU可以具有其他构造,其中MFS区段在折拢时与PMA之间的重叠是局部的或不存在的。在SCA的MFS区段与PMA之间没有结构上的重叠的示例性实施例在图13A和13B以及图14中示出,如下所述。对于图13A-13B、图14和图15A-15B,相同的附图标记指代相同的元件、部件、部分或区段。

[0111] 图13A和图13B示出根据另一个示例性实施例的体内设备的不同横截面图,其中

SCA的MFS区段与PMA不重叠。根据该实施例,SCA的MFS区段与PMA定位在体内设备1300的不同、不重叠的区域或‘区段’中,例如,其分别位于非重叠区域/区段1306和1308中。MFS区段和PMA可以彼此邻接,如由图13A(区域/区段1306和区域/区段1308相邻)和由图13B和14所示。在其他实施例中,MFS区段和PMA可以关于体内设备1300的纵向轴线1302间隔开(比如,其间可能有比如1-3毫米的间隙)。

[0112] 参照图13A,体内设备1300可以包括可以成形为例如圆顶的光透明窗1310;和可以包括例如由透镜托架支承的一个或更多个透镜的光学系统1320。体内设备1300也包括磁操纵单元(MSU)以便于体内设备1300的操作。

[0113] MSU可以包括用于操纵体内设备1300的永磁体组件(PMA)。PMA可以包括磁体承载组件(MCA)和可以保持在MCA中、包括在MCA中或由MCA容纳的一个或更多个永磁体。MCA可以与例如图7D的MCA700相同或相似,并且其可以以与图7D的MCA700相同或相似的方式起作用。举例来说,体内设备1300的MCA包括导电管状物体1390和布置在导电管状物体1390的周向表面上的四个环形导电盘1392、1394、1396和1398。

[0114] 管状物体1390和四个环形导电盘1392、1394、1396和1398环向地形成导电管状物体1390的周缘上的三个开口环形通道。由示例导电管状物体和示例的四个环形导电盘形成的三个开口环形通道示出为容纳永环形磁体1384、1386和1386。环形开口通道的数量可以是三个、小于三个、或多于三个,环形导电盘的数量因此可以改变。环形开口通道可以包括一个或更多个永磁体,环形开口通道的宽度因此可以改变。举例来说,图13A中的每个环形开口通道包括一个永磁体。图13A中的环形导电盘1392、1394、1396和1398相互平行;在其他实施例中,环形导电盘可以不平行。

[0115] 体内设备1300还可以包括用于感测电磁场的多层成像和感测PCB(MISP),可以通过多层成像和感测PCB(MISP)确定体内设备的当前位置和/或当前取向和/或当前角位置。MISP尤其可以包括用于感测电磁场的SCA和用于可以向外部数据记录器或操作系统传输例如对应于或表示一个或更多个感测电磁场的数据的发送器。转回到图13A,MISP可以包括PCB区段1330、PCB区段1340、PCB区段1350、PCB区段1360、PCB区段1370、PCB区段1372和磁场感测(MFS)区段1374。PCB部分1330、1340、1350、1360、1370和1372的区段可以是刚性或柔性的。PCB区段1372和MFS区段1374可以形成MISP的SCA部分。

[0116] 刚性PCB区段例如MISP的刚性PCB区段可以通过一个或更多个柔性PCB区段结构和电气地互连。PCB区段可以是多层的,其各层可以通过过孔电气地互连。MISP的全部、部分或大多数可以是柔性的,而MISP的其他区段或部分可以是刚性的。电气部件(例如,图像传感器、ASIC、发送器、照明源、控制器等等)可以安装在MISP的各个PCB区段上。例如,照明源1332和1334安装在MISP的PCB区段1330上;图像传感器1342和ASIC1344安装在MISP的PCB区段1340上,射频(“射频”)操作开关1352和导电弹簧线圈1354安装在MISP的PCB区段1350上;各个电气部件总地在1362处示出,安装在MISP的PCB区段1360上;另外的电气部件(例如,控制器1376)大致示出为安装在MISP的PCB区段1370上。

[0117] MFS区段1374可以包括(例如,可以安装其上或植入其中,结合或形成其中)一组电磁感测线圈。PCB区段1372还可以包括(例如,它可以安装其上或植入其中,结合或形成其中)可以在功能上是MFS区段1374的部分或延伸的电磁感测线圈。通过定时地产生/传输的感测电磁场在MFS区段1374和PCB区段1372的电磁感测线圈中感应的信号促进体内设备的

当前位置和/或当前取向和/或当前角位置的确定。这种判定可以例如通过体内设备1300的控制器1376在内部实现并且通信至外部系统,或者例如通过从体内设备向外部系统传输可以表示感测线圈的输出的数据,以便对于外部系统由这些数据推断体内设备的当前位置和/或取向和/或角位置。

[0118] 在图13A-13B和图14中示出折拢的磁场感测(MFS)区段1374。体内设备1300的折拢的MFS区段1374和壳体1304可以构成同心圆筒,使得MFS区段1374的纵向轴线和体内设备1300的纵向轴线可以对准;在其他实施例中两个纵向轴线可以不对准。MFS区段1374可以包括感测线圈,感测线圈的体系可以与例如图3A中示出以及例如与MFS350相关地描述的感测线圈的体系相同或相似。

[0119] 体内设备1300还包括电源,电源可以包括一个或更多个电池。举例来说,体内设备1300的电源可以包括两个电池:电池1380和电池1382。电池1380和1382可以是可再充电的,例如其可以通过无线地获取能量再充电;例如,通过采用电磁辐射。电池1380可以通过导电弹簧线圈1354在电池1382和PCB区段1350之间保持就位。

[0120] 体内设备1300的长度L可以例如为大约36毫米(例如,363毫米);体内设备1300的直径D可以例如为大约13(例如,134毫米)。体内设备1300可以具有其他长度(例如,33毫米)和其他直径(例如,12毫米)。附图标记1378指示体内设备的MISP的将PCB区段1370连接至PCB区段1372的柔性PCB区段。

[0121] 图13B示出体内设备1300的另一个横截面视图。体内设备1300的MISP可以包括PCB区段1330、1340、1350、1360、1370、1372和1374以及连接这些PCB区段的柔性PCB区段。例如,柔性PCB区段1336连接PCB区段1330和1340;柔性PCB区段1346连接PCB区段1340和1350;柔性PCB区段1356连接PCB区段1350和1360;柔性PCB区段1364连接PCB区段1360和1370;柔性PCB区段1378(在图13A中示出)连接PCB区段1370和1372;以及柔性PCB区段1379连接PCB区段1370和1374。体内设备的MISP在图13A-13B和图14中示出为折拢,在图15A和15B中展开。

[0122] 图14示出图13A-13B的体内设备的总体图。如能够从图14中看到的,由于每个区段/部分定位在体内设备1300的不同区域中:MFS区段1374位于区域1306中,PMA位于区域1308中,因此在区段1374和PMA之间没有重叠。

[0123] 图15A和图15B示出体内设备1300的展开的多层成像和感测PCB(MISP)1500的两个透视图。除与图13A-13B相关的上述PCB区段和电气部件和电路之外,MISP1500还可以包括用于传输例如由例如图像传感器1342捕获的图像和/或另一种类型的数据的天线1510。另一种类型的数据可以是或包括与用于确定体内设备1300的位置和/或取向和/或角位置的感测电磁场有关的数据。天线1510可以是包括例如1.5线匝的线圈,并且其可以植入PCB区段1340中,如图15A所示。参照图15B,PCB区段1330包括照明源1332和1334(例如,LED),并且其可以包括另外的照明源。

[0124] MISP1500包括初级PCB区段1520。初级PCB区段1520可以包括PCB区段1330、1340、1350、1360和1370,以及连接这些区段的PCB区段。PCB区段1330、1340、1350、1360和1370并排排列成一行。可以包括照明源(如图15B所示,例如在1332和1334处)的PCB区段1330可被视为PCB区段队列的第一/引导PCB区段,PCB区段1370可被视为PCB区段队列的第二/尾部PCB区段。MISP1500也包括PCB区段1372。

[0125] MSF区段1374可以保持、包括或容纳X-Y感测线圈(感测线圈在图15A-15B中未示

出),用于分别感测沿X轴和Y轴的应电磁场。PCB部分1372可以保持、包括或容纳Z轴感测线圈(感测线圈在图15A-15B中未示出),用于感测沿Z轴的电磁场,其中,Z轴可以与体内设备的纵向轴线重合。

[0126] MFS区段1374和PCB区段1372构成或形成SCA1530。在结构和功能上连接至MFS区段1374和PCB区段1372(分别经由PCB区段1379和PCB区段1378)的尾部PCB区段1370可被视为互连初级PCB区段1520和SCA1530的结构和功能PCB接合点或交会中心。

[0127] 根据图15A-15B,提供一个实施例,其中用于体内设备的可折挠多层成像和感测印刷电路板(MISP)可以包括初级印刷电路板(PCB)区段(例如,初级PCB区段1520),初级PCB区段可以包括第一/引导PCB区段(例如,引导PCB区段1330)、第二/尾部PCB区段(例如,尾部PCB区段1370)和布置在第一/引导PCB区段与第二/尾部PCB区段之间的一个或多个初级PCB区段(例如,初级PCB区段1340、1350和1360)。第一/引导PCB区段、第二/尾部PCB区段和一个或多个初级PCB区段可以互连(例如,经由PCB区段1346、1346、1356和1364)。MISP还可以包括感测线圈组件(SCA),感测线圈组件(SCA)可以包括磁场感测(MFS)区段(例如,MSF区段1374)和PCB区段(例如,第二PCB区段1372),MFS区段和第二PCB区段可以经由(类似接合点)第二/尾部PCB区段连接或连接至第二/尾部PCB区段。MSF区段可以包括用于感测沿X-Y-Z坐标系中的两个轴(例如,X和Y轴)的电磁场的感测线圈,PCB区段/部分可以包括用于感测沿第三轴(例如,Z轴)的电磁场的感测线圈。感测沿第三轴的电磁场的感测线圈以及其安装或形成其上的PCB部分可被视为MSF区段的一部分。

[0128] 本文中使用的冠词“一”和“一个”根据上下文指代语法意义上的一个或一个以上(即,至少一个)。举例来说,根据上下文,“元件”可以指的是一个元件或一个以上的元件。术语“包括”在本文中用于指代短语“包括但不限于”,并且可以与之可互换地使用。术语“或”和“和”在本文中用于指代术语“和/或”,并且与之可互换地使用,除非上下文中明确地相反指示。术语“比如”在本文中指的是短语“比如但不限于”,并且与之可互换地使用。

[0129] 至此已描述了本发明的示例性实施例,对于本领域技术人员来说明显的是,对公开实施例的改进将落入本发明的范围内。因此,可替代的实施例可以包括更多模块、更少的模块和/或功能等效的模块。本公开涉及各种类型的体内设备(例如,具有一个或多个成像器的体内设备、根本没有成像器的体内设备等等),以及涉及各种类型的电磁场传感器(例如,各种类型的测磁仪)。因此,以下权利要求的范围不受本文公开内容的限制。

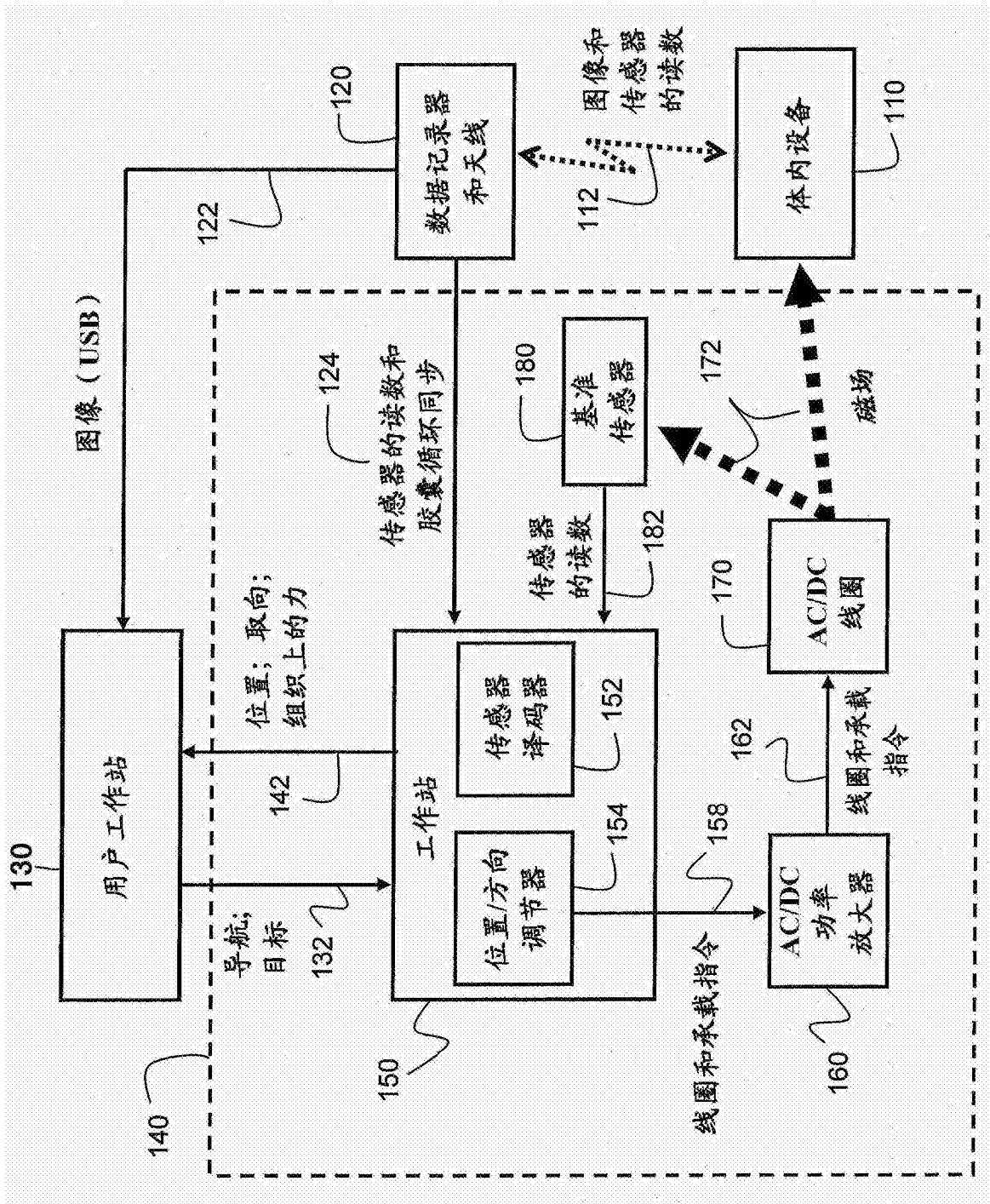


图1

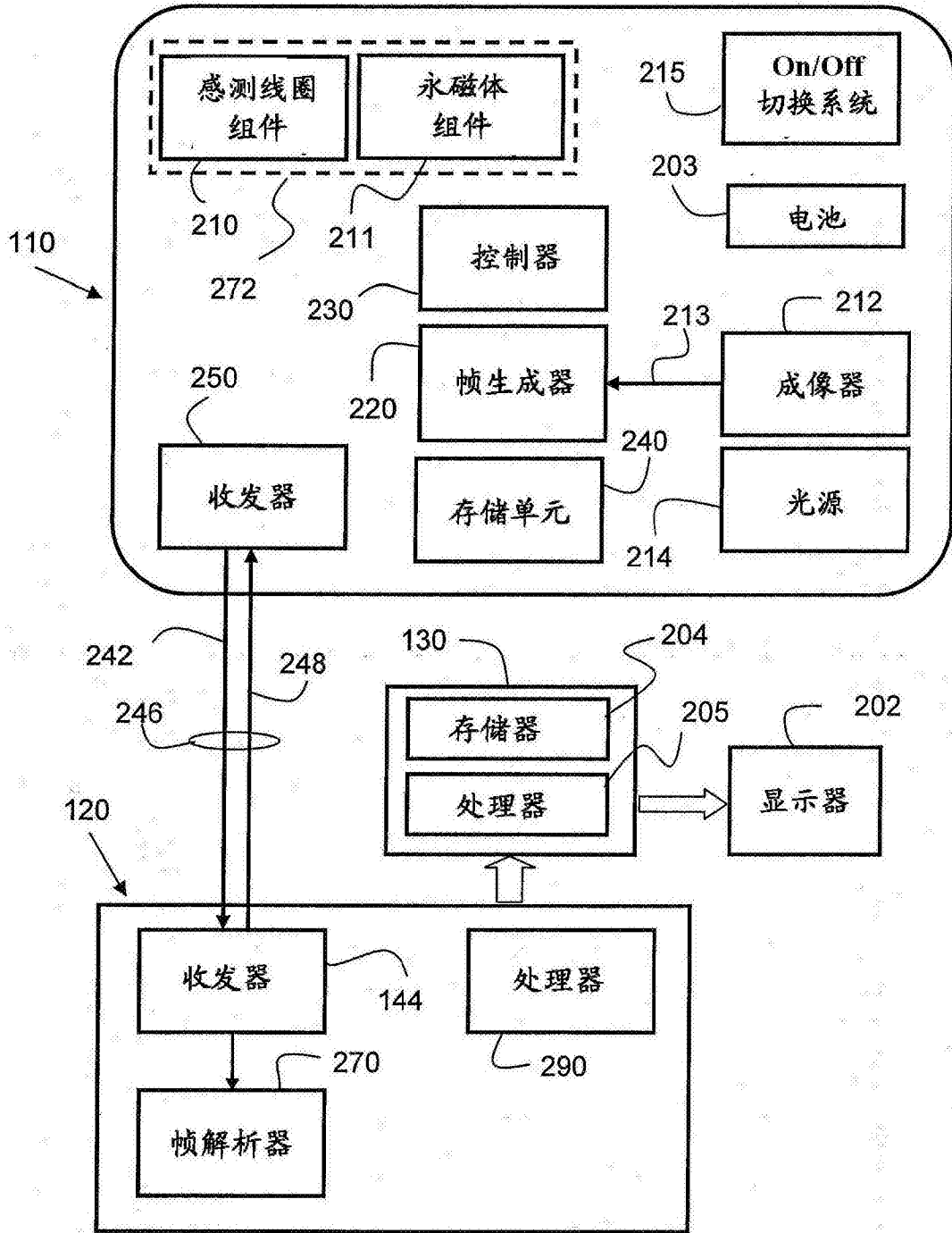


图2

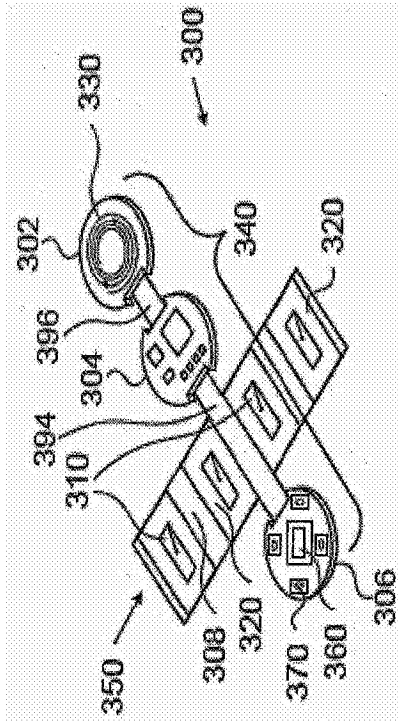


图3A

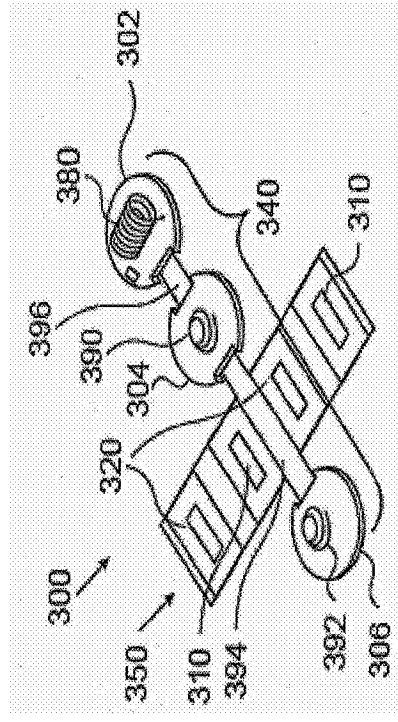


图3B

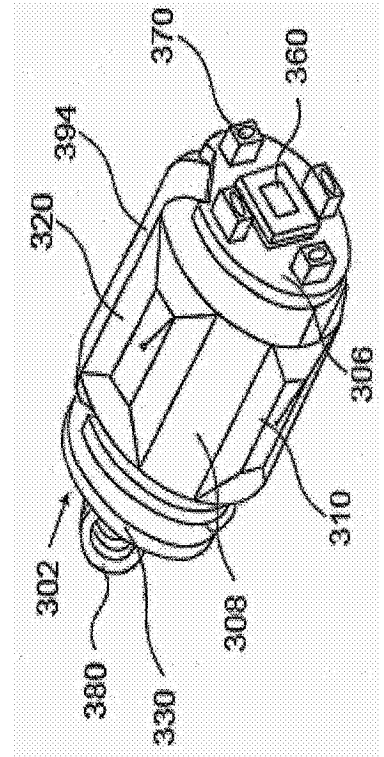


图3C

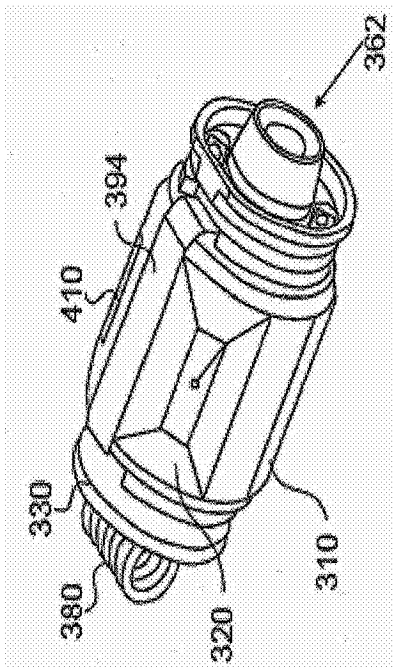


图3D

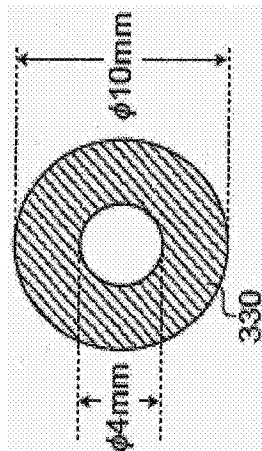


图4A

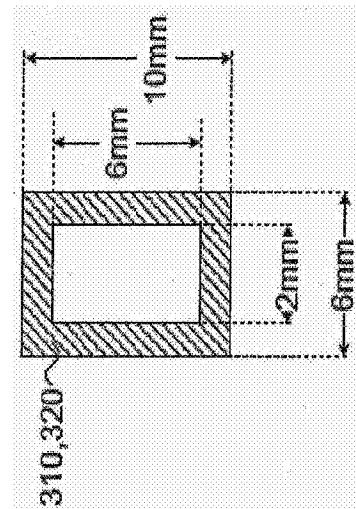


图4B

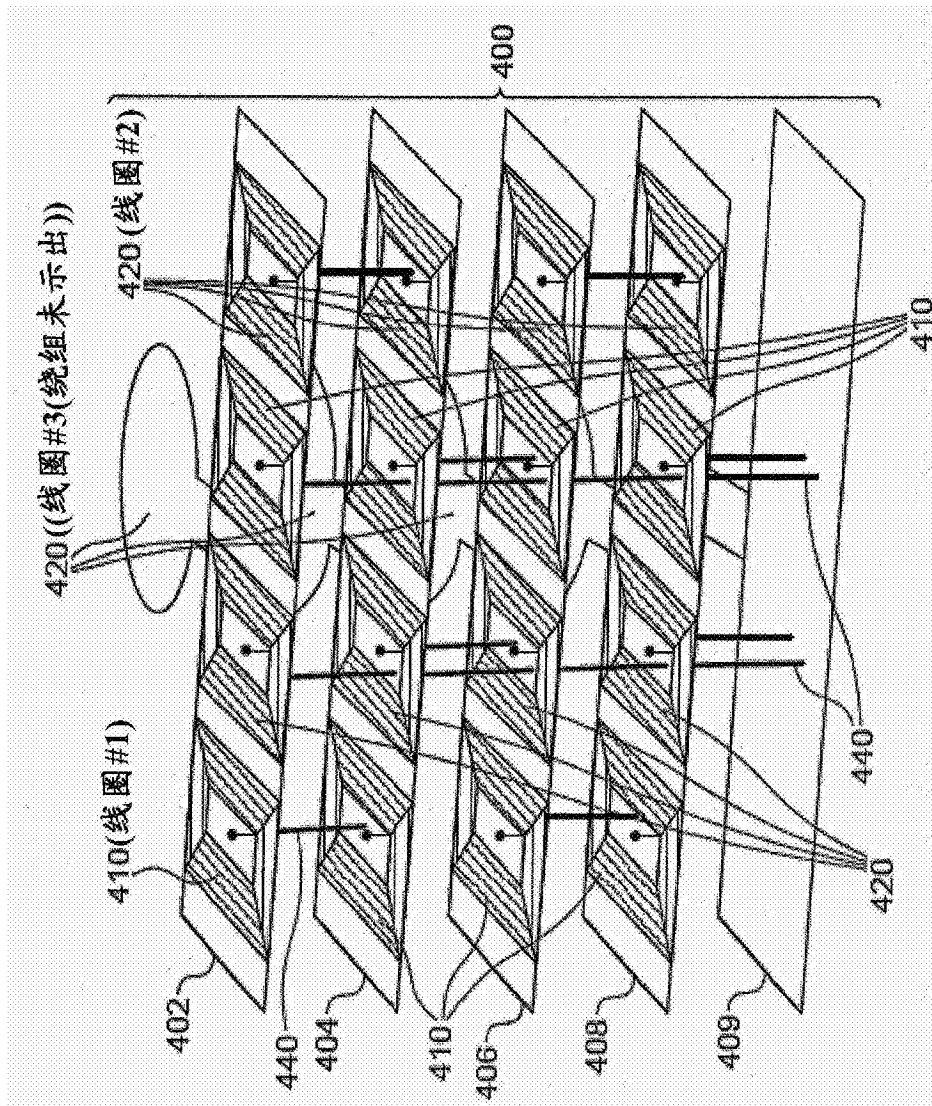


图5

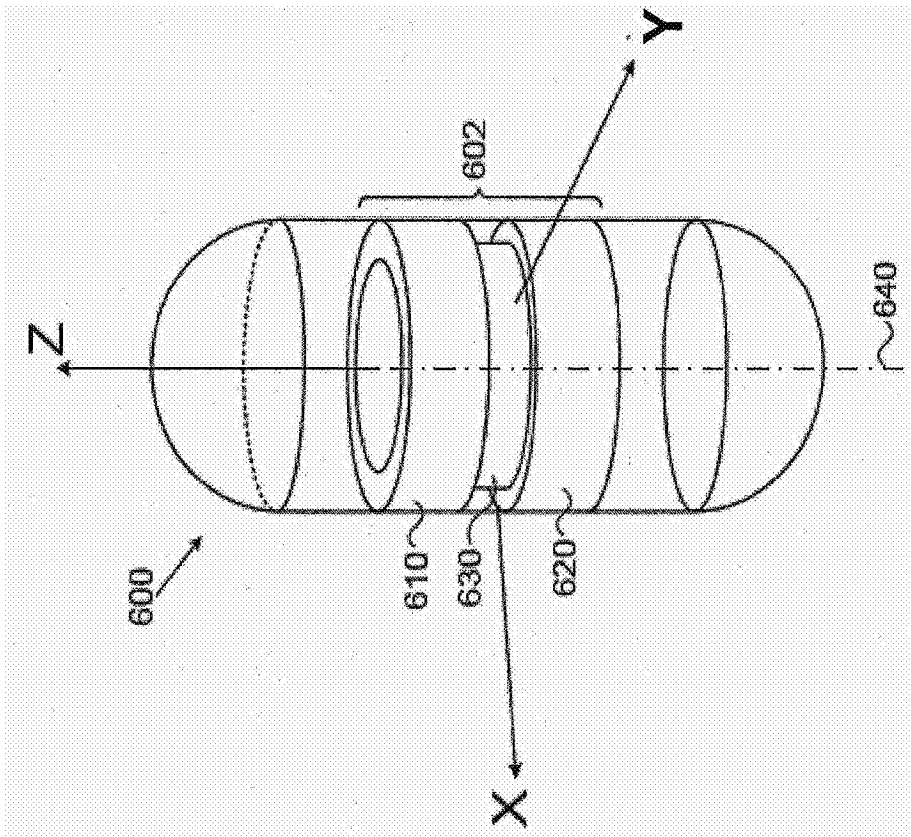


图6A

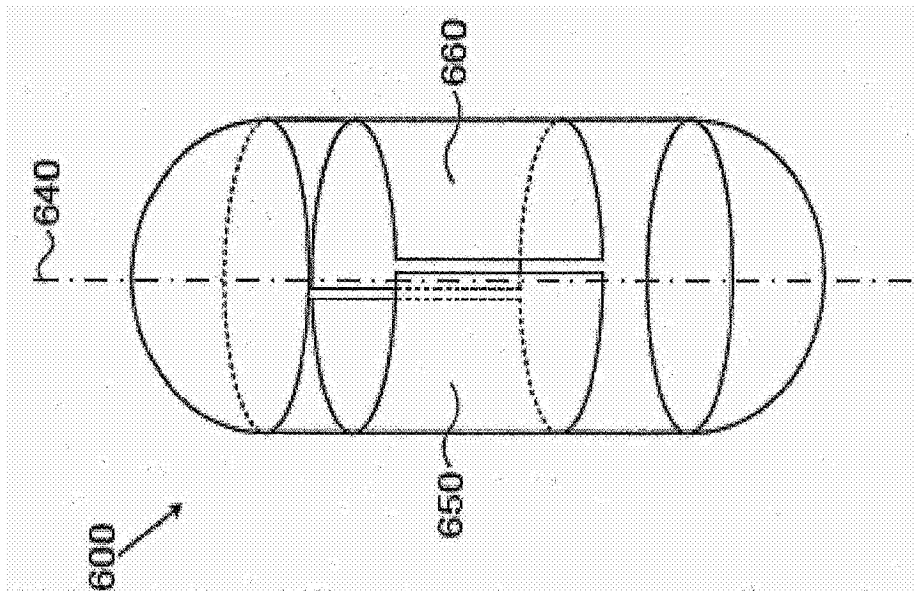


图6B

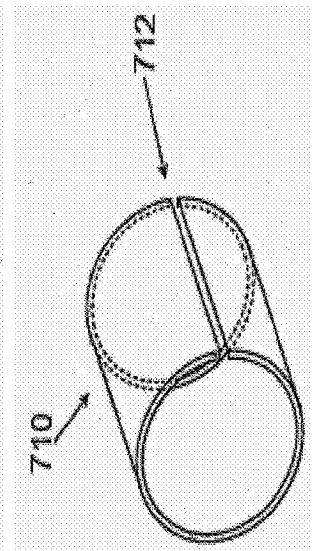


图7A

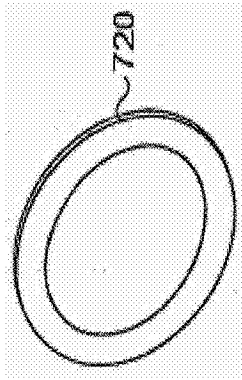


图7B

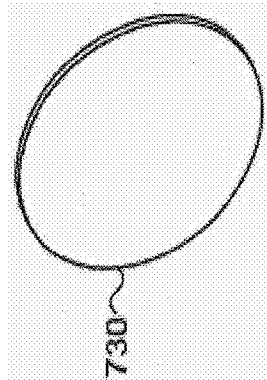


图7C

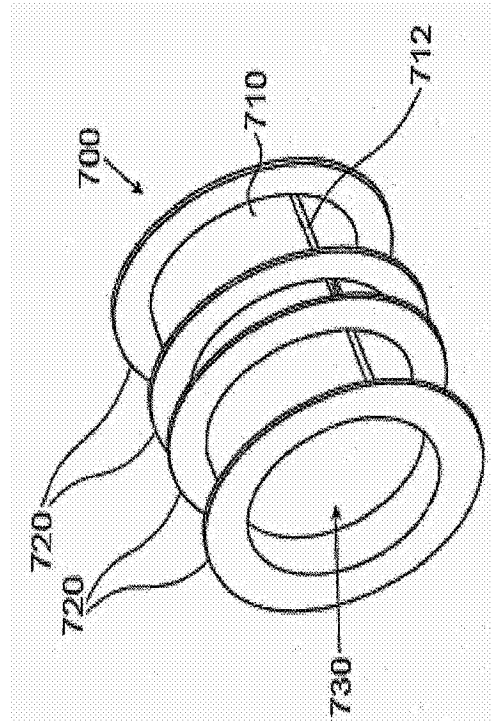


图7D

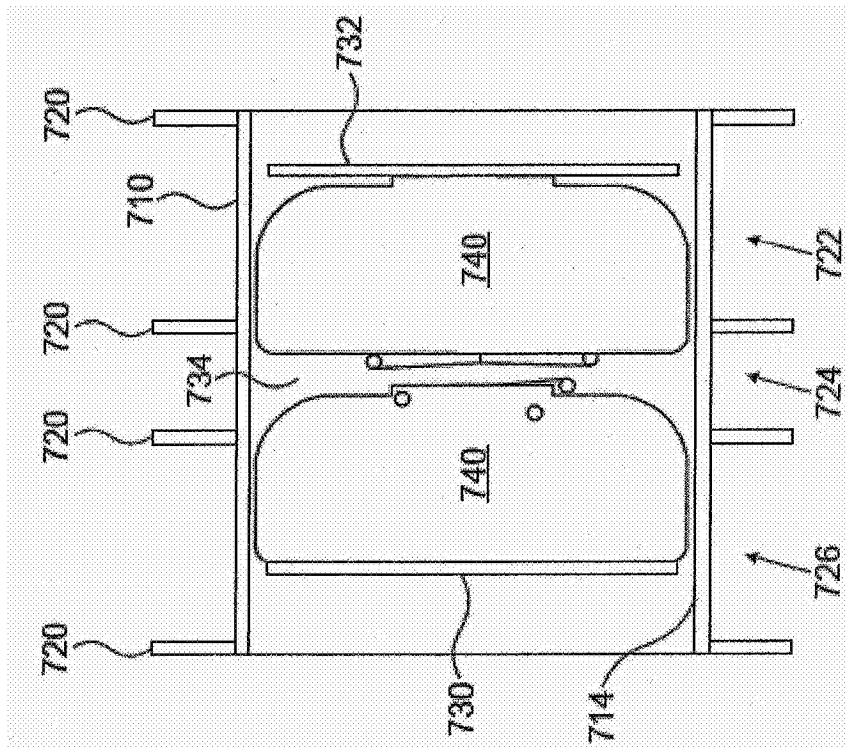


图7E

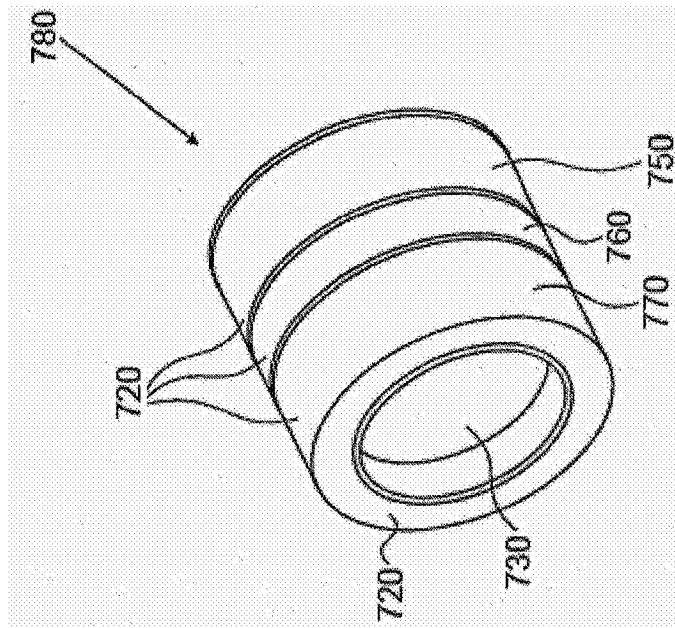


图7F

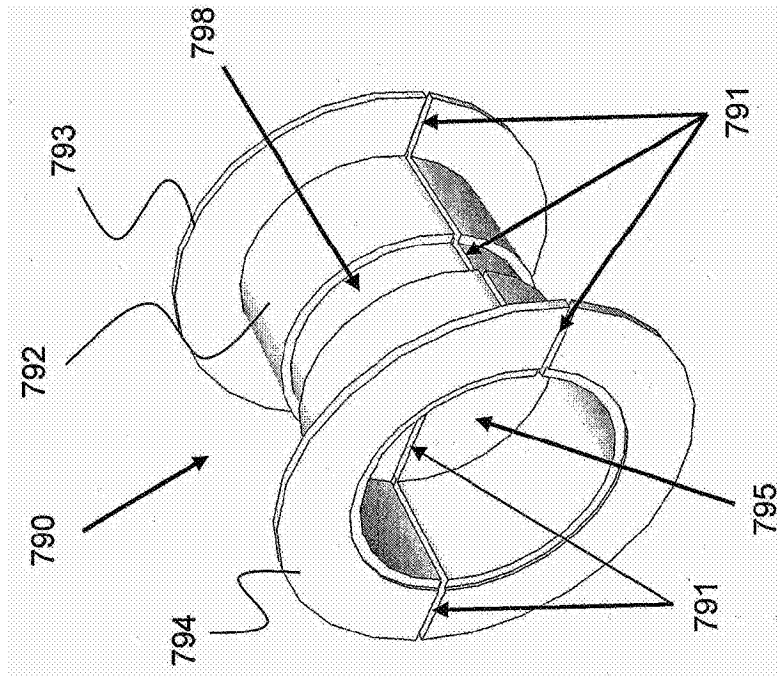


图7G

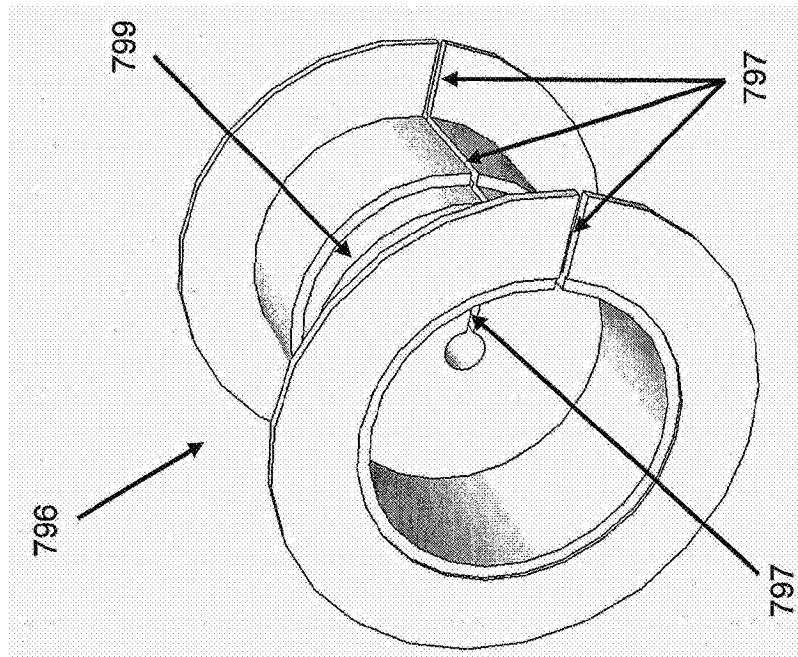


图7H

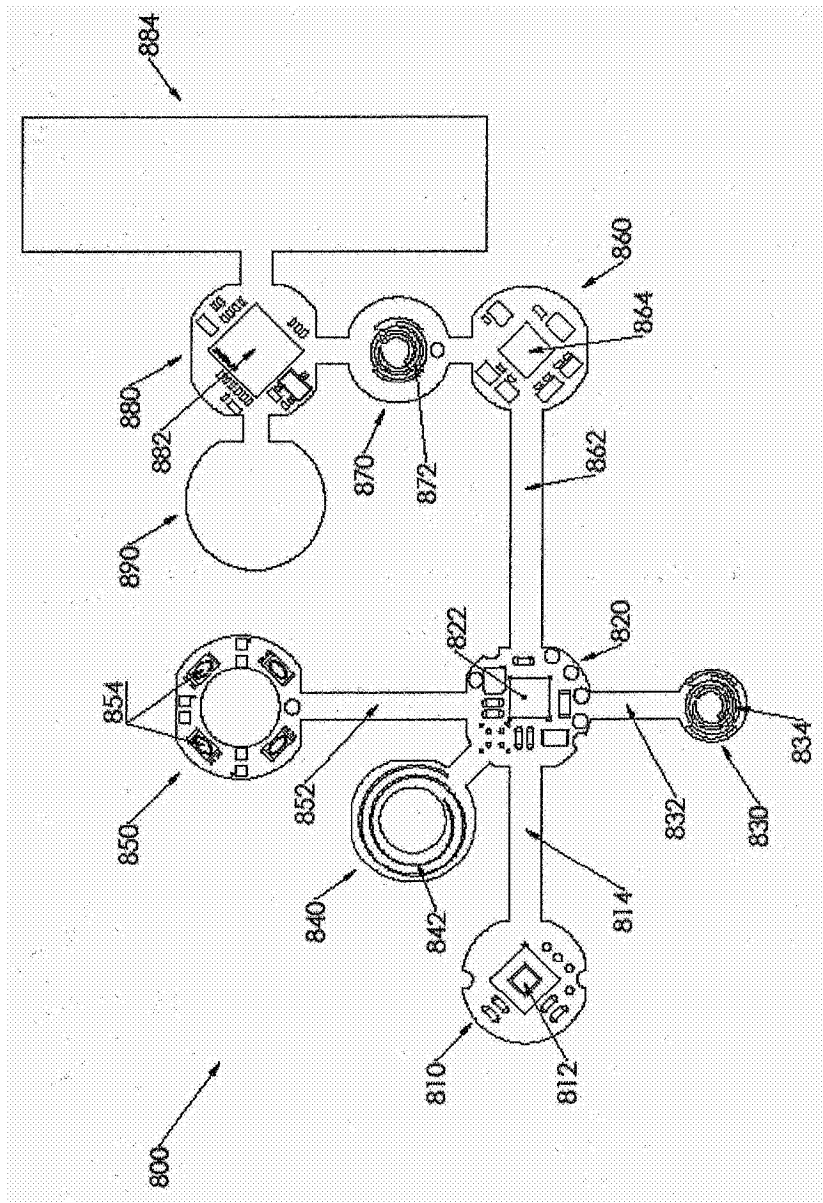


图8

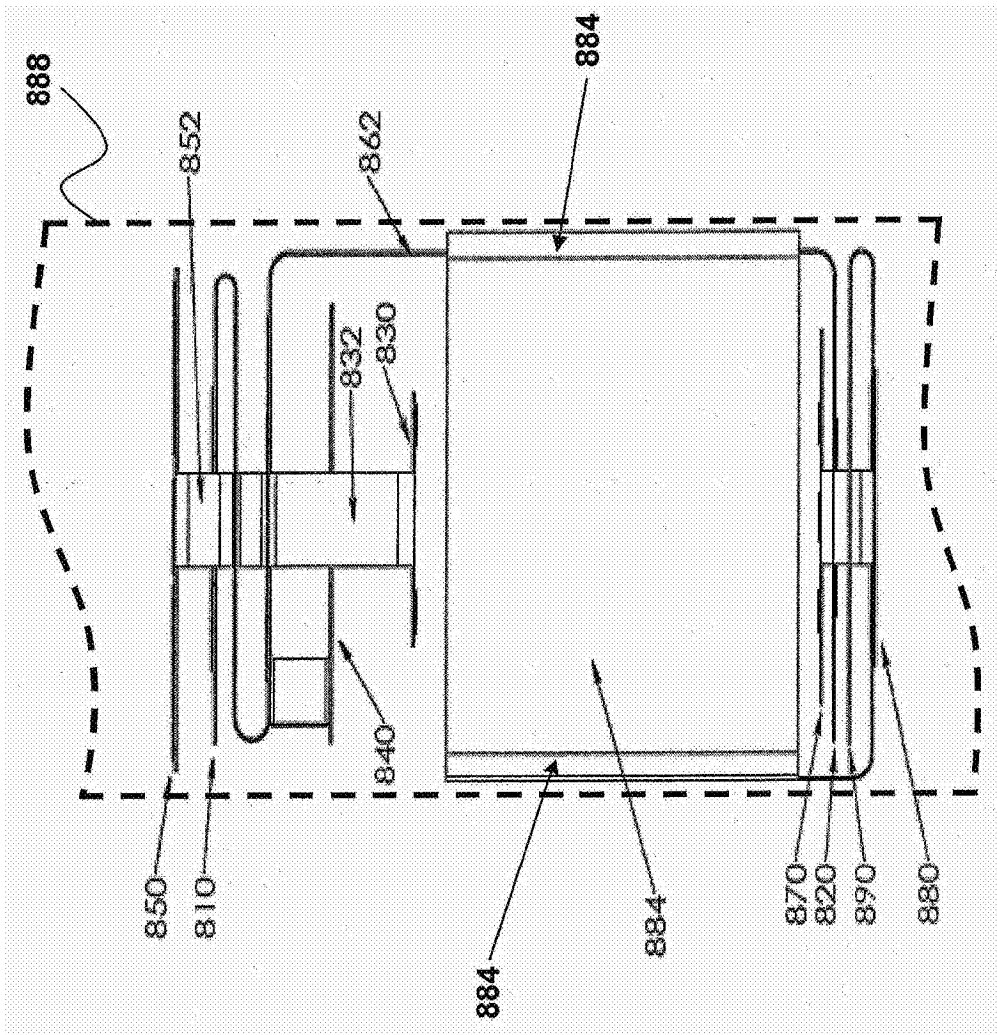


图9A

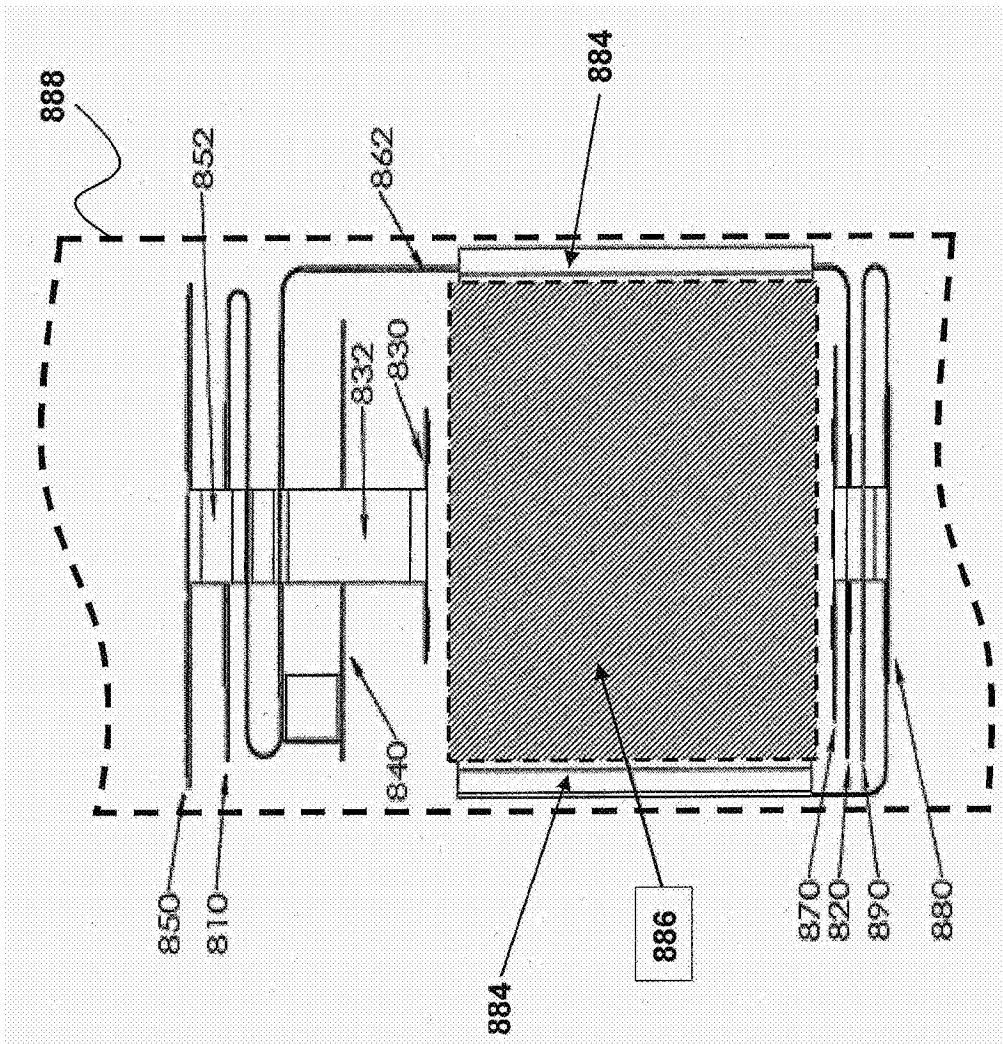


图9B

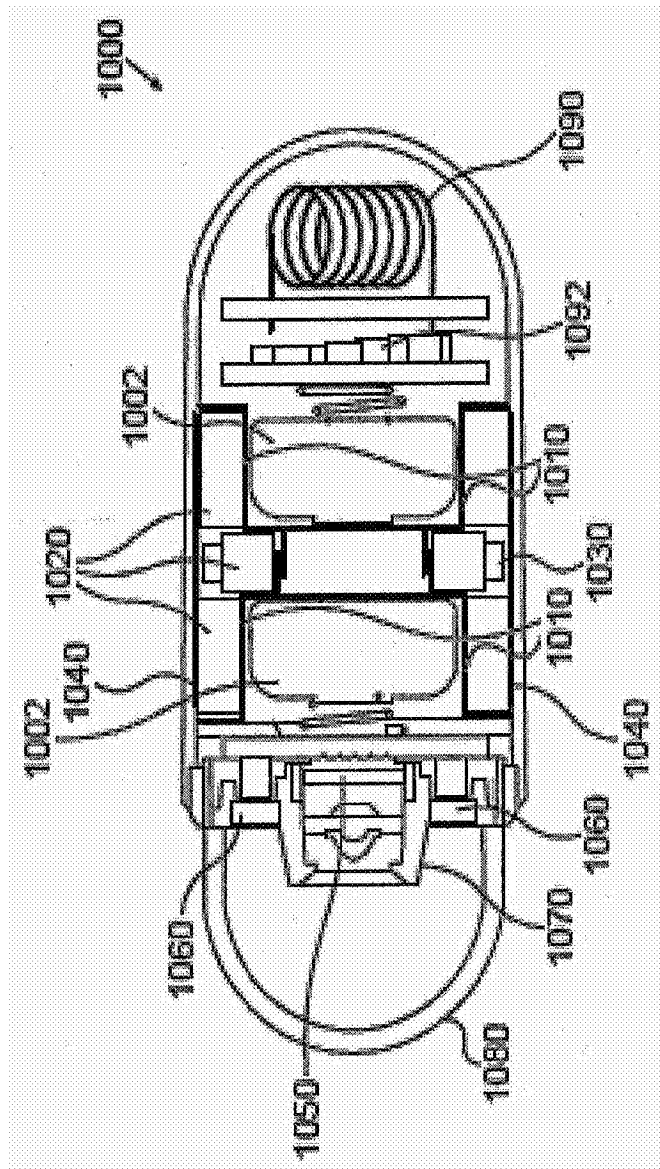


图10A

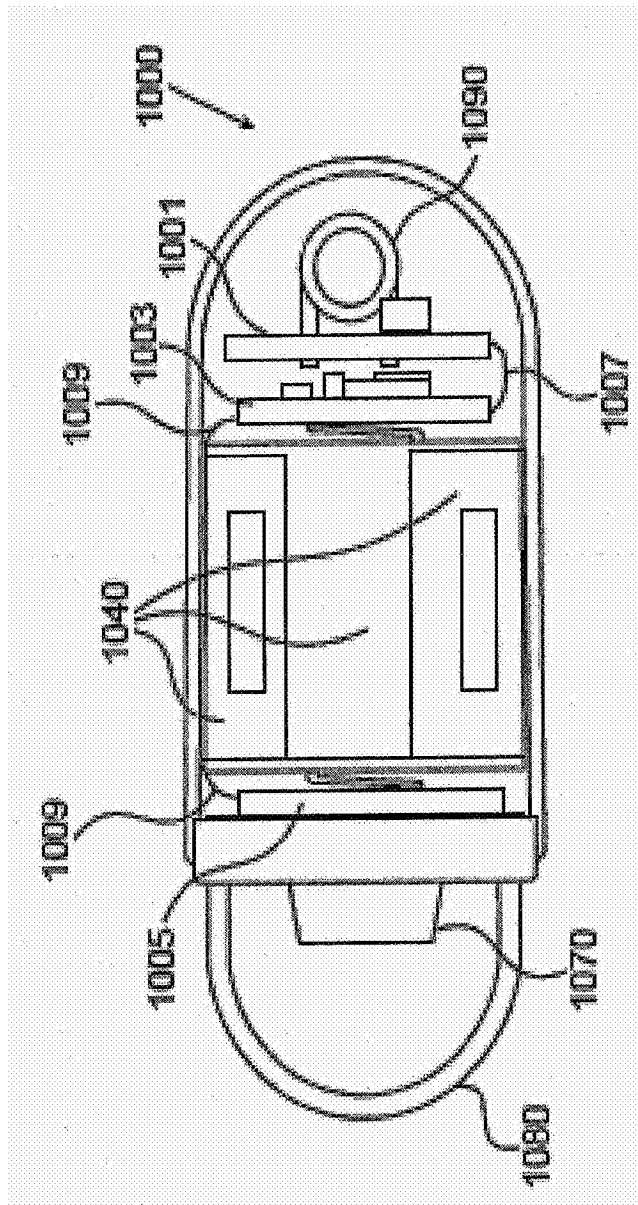


图10B

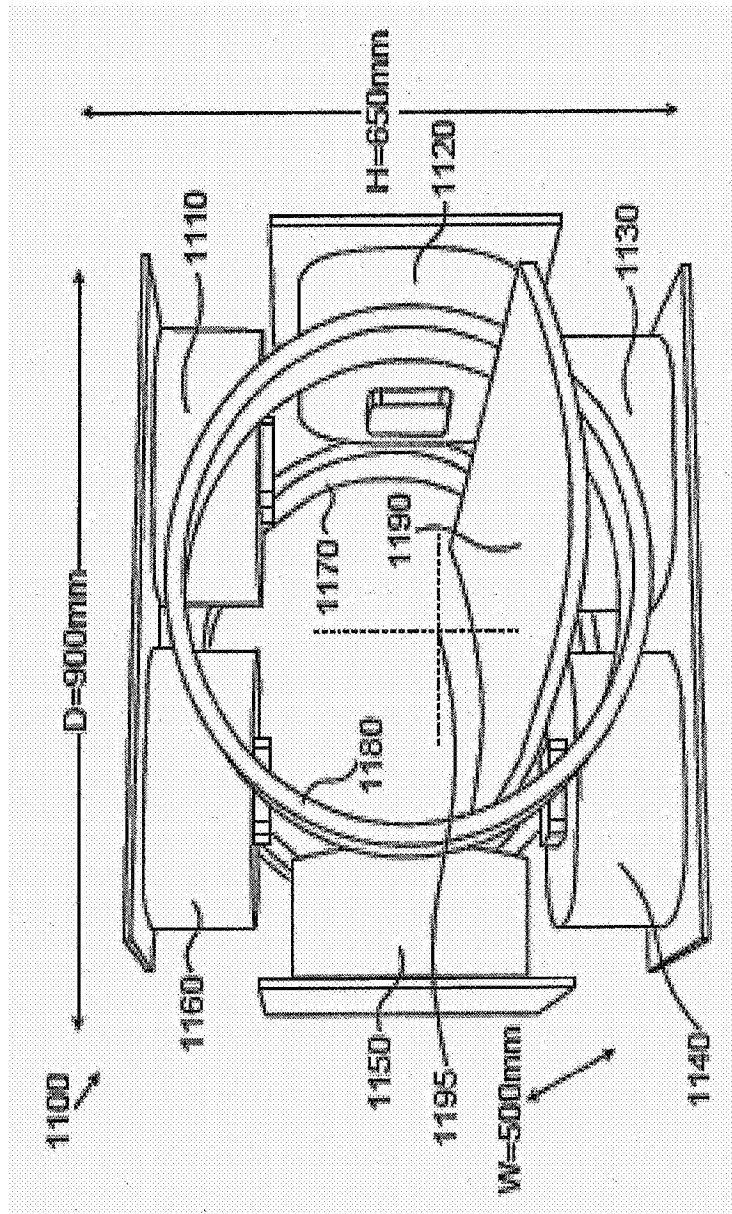


图11

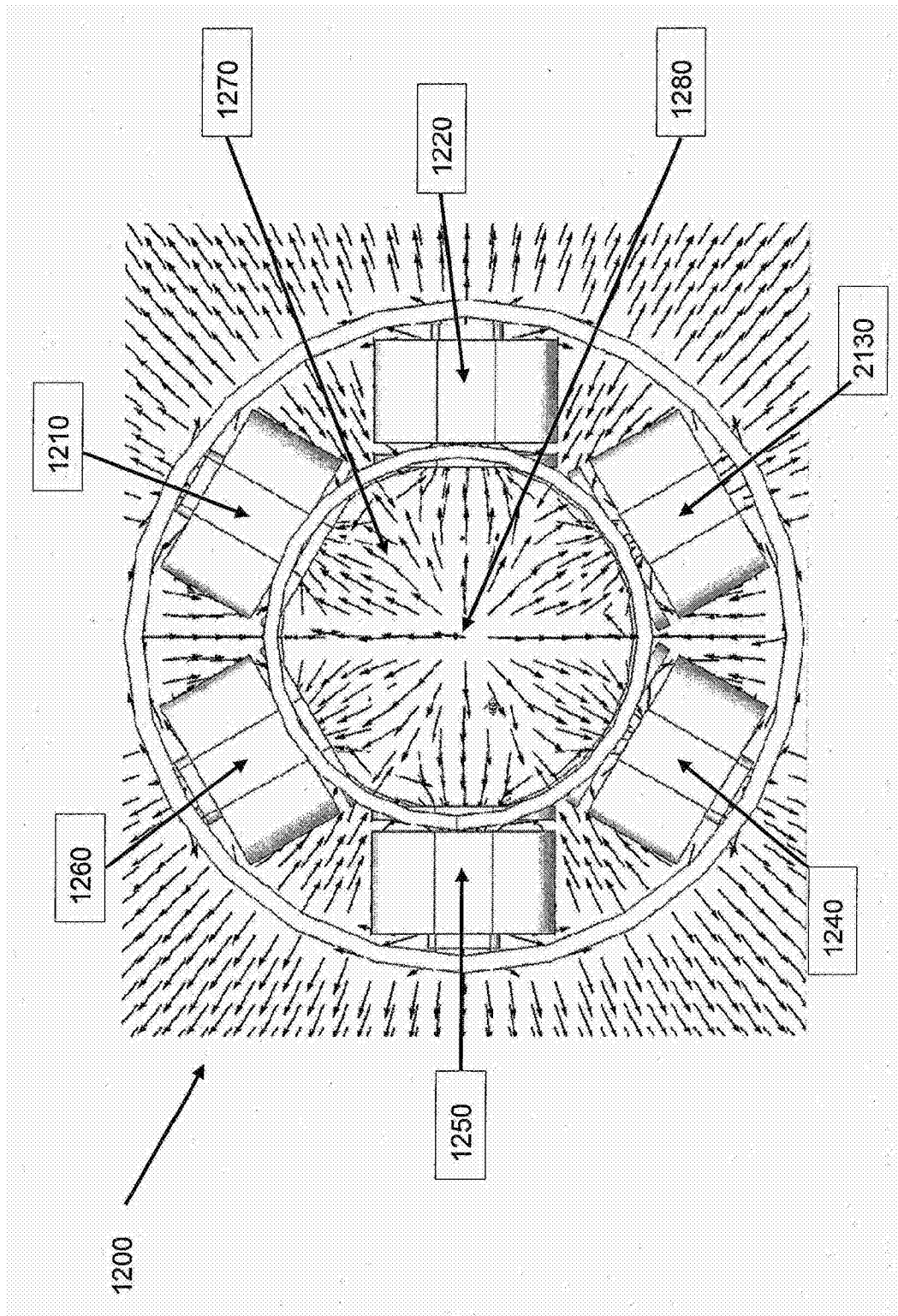


图12

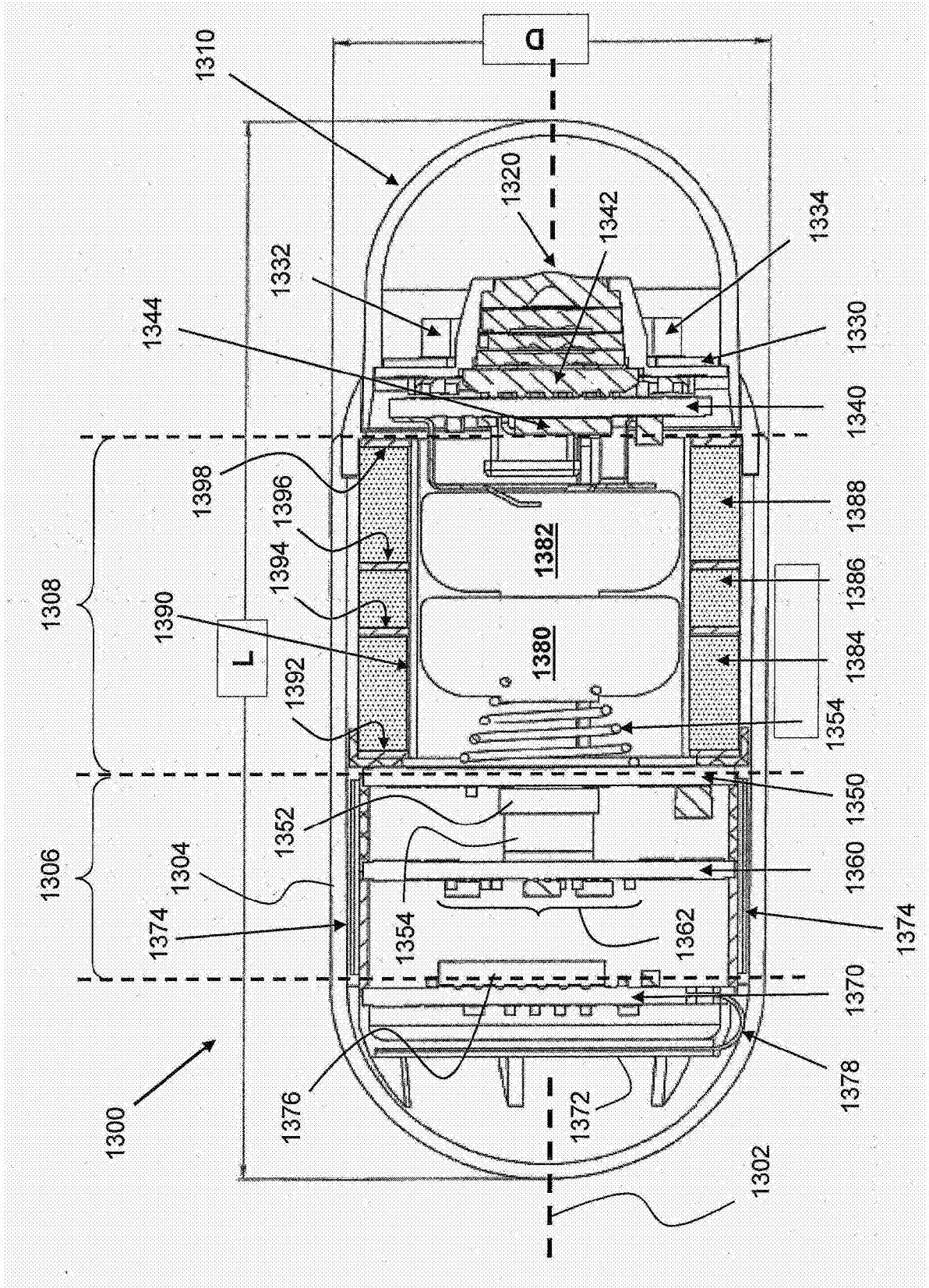


图13A

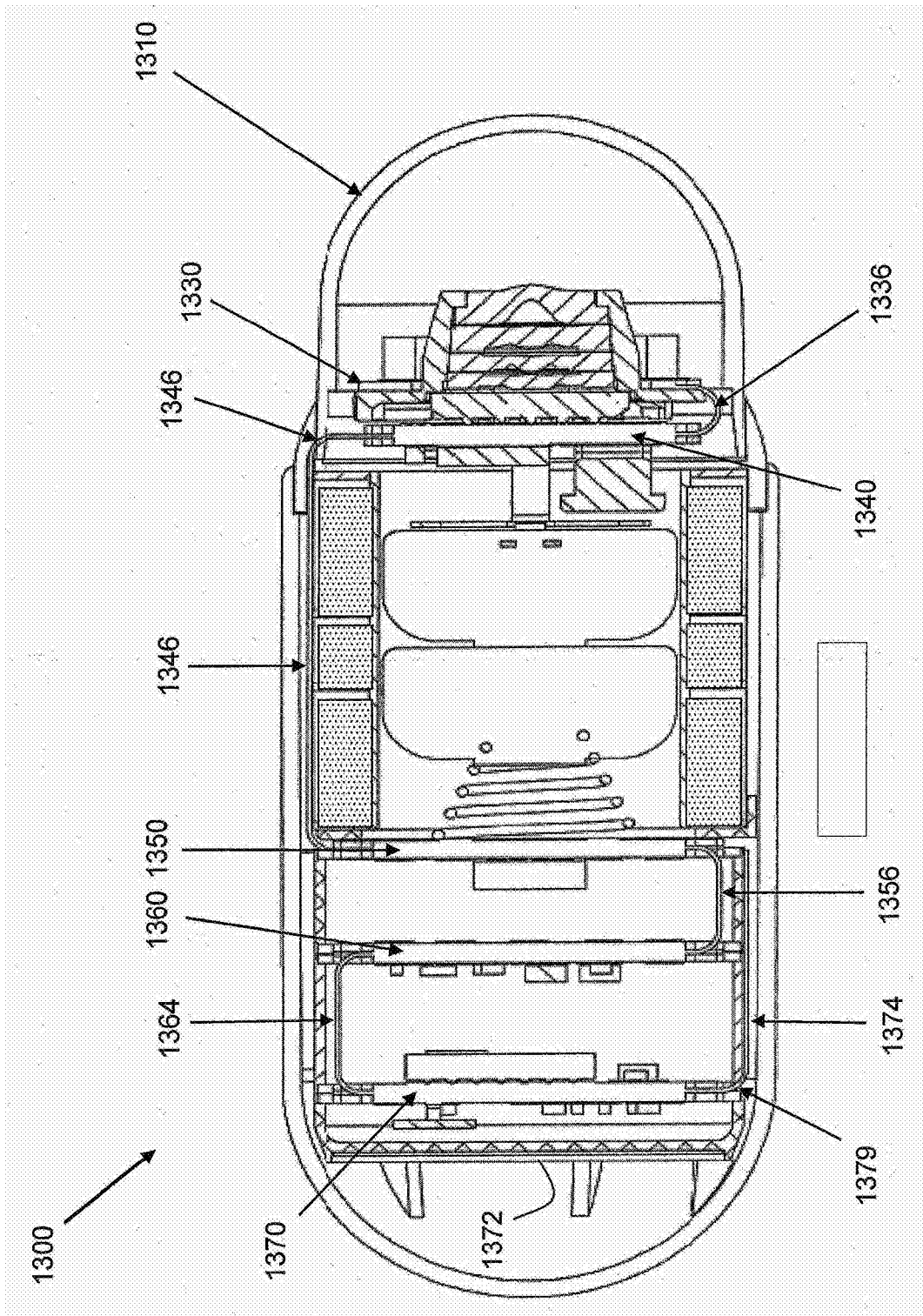


图13B

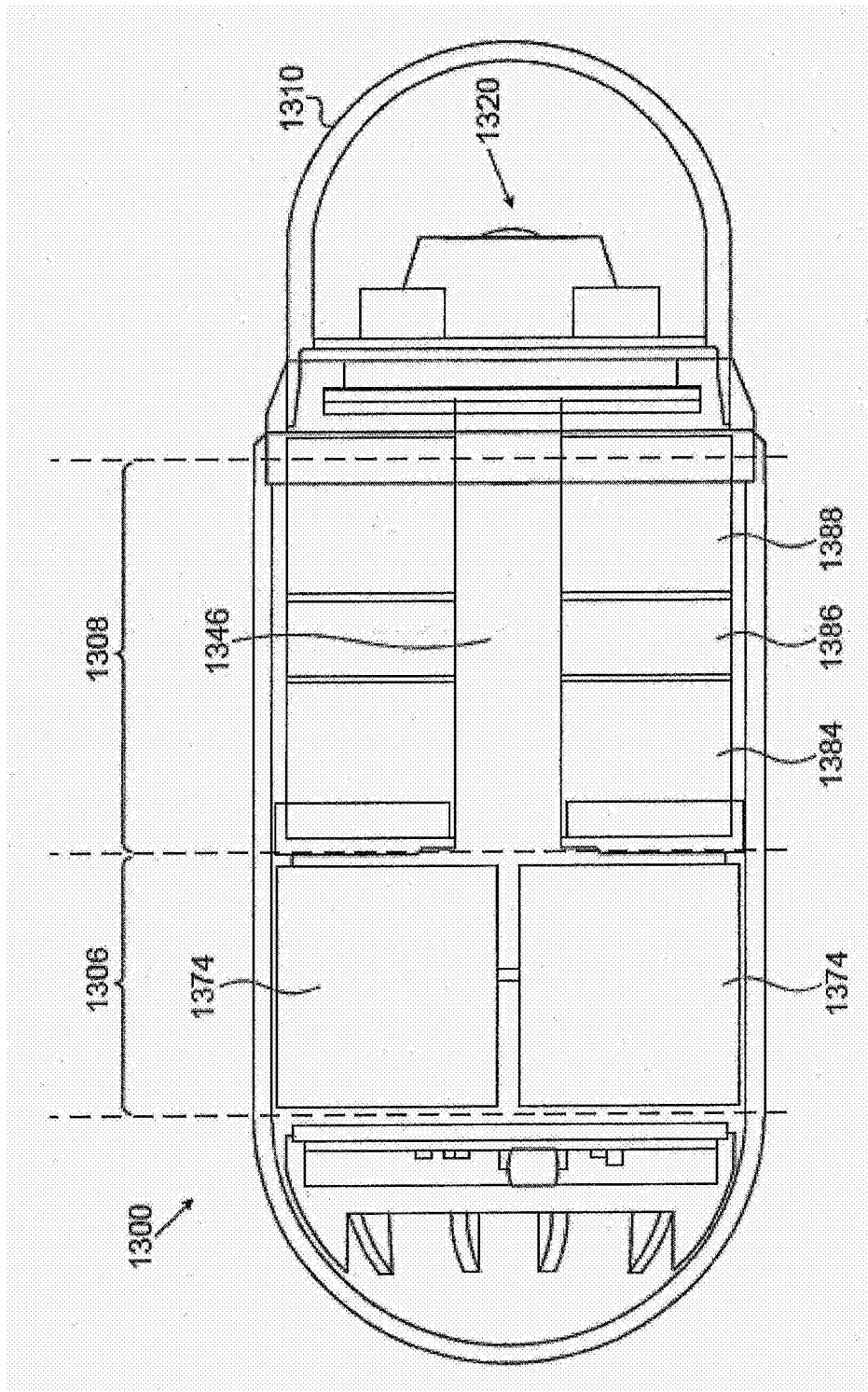


图14

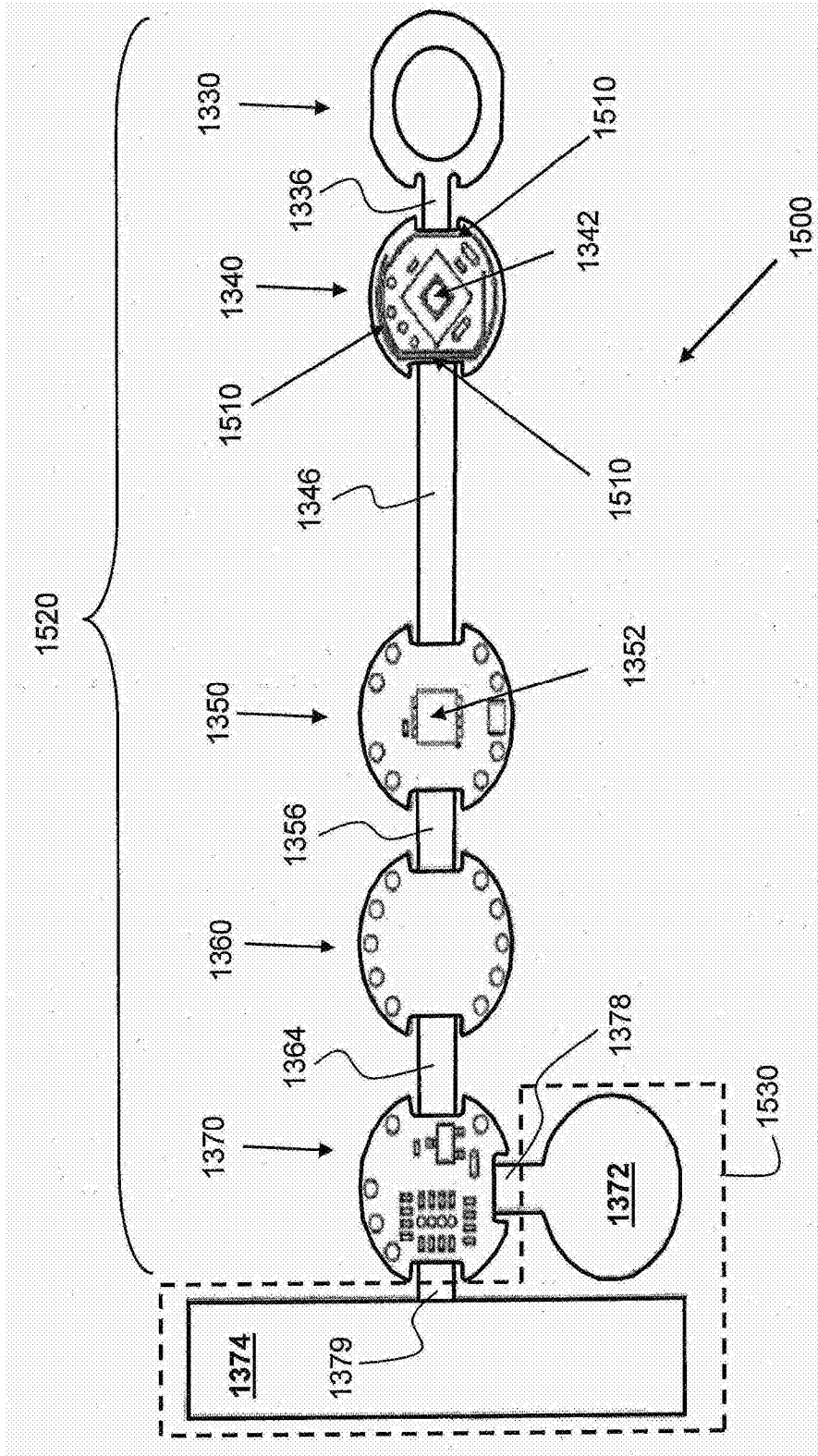


图15A

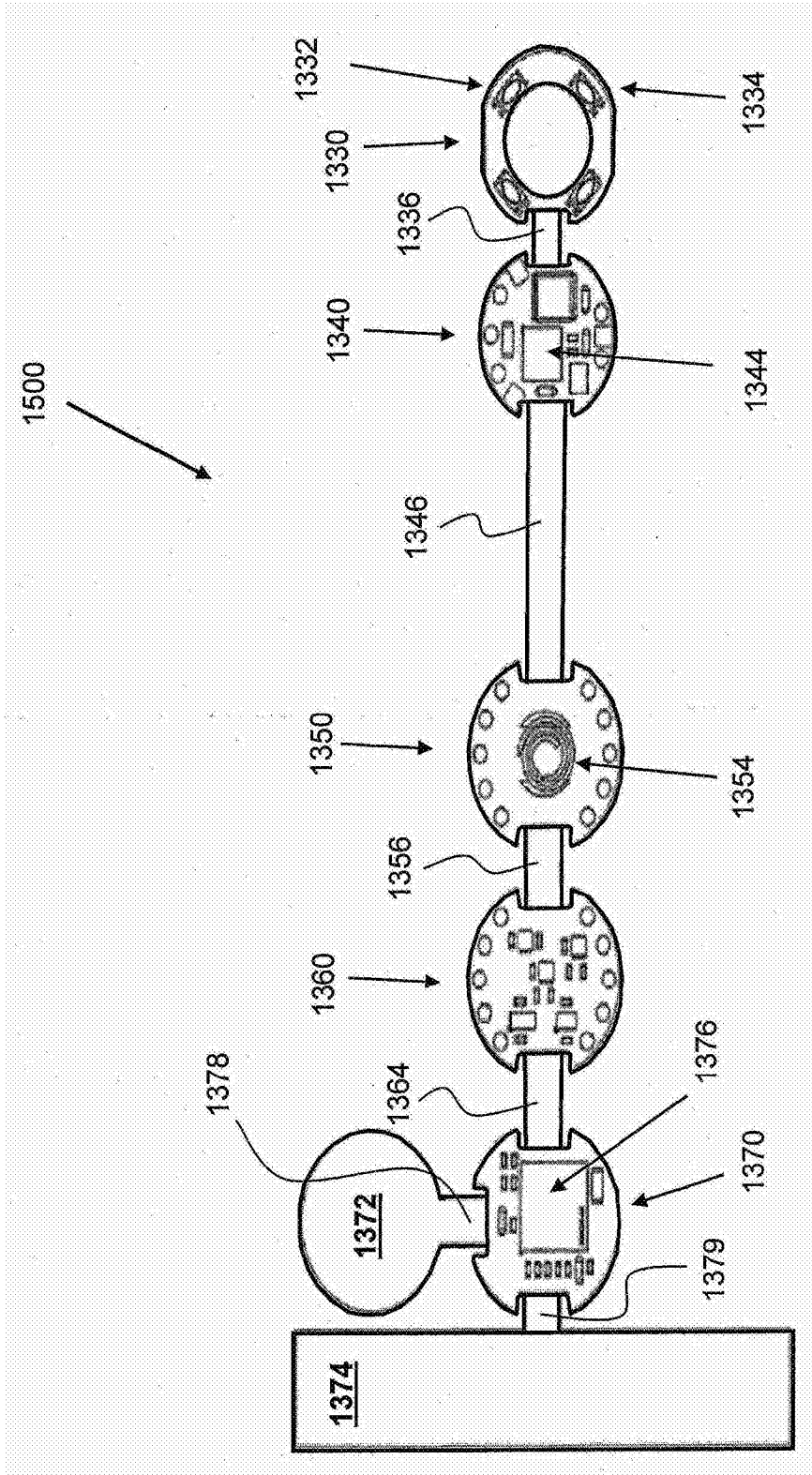


图15B