



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102781303 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201180012392. 8

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 02. 01

(30) 优先权数据

10152293. 6 2010. 02. 01 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/050432 2011. 02. 01

(87) PCT申请的公布数据

W02011/092673 EN 2011. 08. 04

(71) 申请人 塞拉芬·尼盖茨·伊图瓦

地址 瑞士洛桑

(72) 发明人 塞拉芬·尼盖茨·伊图瓦

(74) 专利代理机构 北京派特恩知识产权代理事

务所(普通合伙) 11270

代理人 武晨燕 迟姗

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

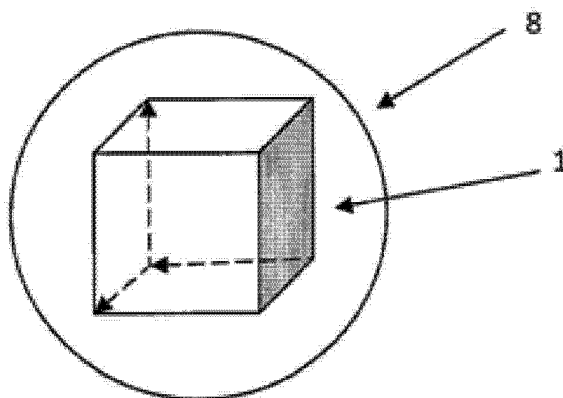
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 10 页

(54) 发明名称

球形胶囊视频内窥镜检查

(57) 摘要

一种成像设备,例如内窥镜胶囊,包括具有多个面的核心基体(1),所述面支撑带照明装置的至少一个成像设备,所述设备还包括电子装置并且被容纳在球形包封(8)中。



1. 一种成像设备,例如内窥镜胶囊,包括具有多个面的核心基体(1),所述面支撑带照明装置(15,16)的至少一个成像设备(13),所述设备还包括电子装置并且被容纳在球形封装(8)中。
2. 如权利要求1所述的设备,包括形成立方体(1)的至少六个面。
3. 如前述权利要求中任一个所述的设备,其中所述照明装置(15)位于所述成像设备(13)周围。
4. 如权利要求1至3中任一个所述的设备,其中所述照明装置(16)位于所述成像设备内。
5. 如前述权利要求中的一个所述的设备,包括使所述设备定向的装置。
6. 如前述权利要求中的一个所述的设备,其中所述定向装置包括感应器(9,10,11,12),所述感应器被放置以使得在每个轴向方向上,即在每个平面:(X, Y)、(X, Z)和(Y, Z)中,有一对所述感应器。
7. 如前述权利要求中的一个所述的设备,其中它包括每个面上的至少两个不同的成像设备(23,24,25,26)。
8. 如权利要求7所述的设备,其中所述两个成像设备彼此对齐或在它们之间具有角度。
9. 一种至少包括如前述权利要求中的一个所述的设备的装置。
10. 一种利用权利要求1至8的设备或权利要求9的装置的重建方法,用于根据图像传感器的视图建立使用者身体局部的3D图像。

球形胶囊视频内窥镜检查

技术领域

[0001] 本发明涉及球形视频胶囊检查,其可用于例如内窥镜检查的应用。

[0002] 除了医学指示例如上述内窥镜检查应用之外,申请的胶囊也可用于其他领域中,用来检查工厂中的管道。例如,在乳制品行业和其他饮料行业中,需要探查管道的焊接质量和状态。在这种应用中,本发明的胶囊优选地包含存储装置以保存图像,因为无线通信在某些应用中可能是困难的。胶囊原理是相同的,但尺寸可适合于各种应用。

[0003] 当然,除了在本专利申请中提到的应用之外,其他应用也是可能的。

背景技术

[0004] 有许多消化道的病。多年来,这些病的诊断主要通过内窥镜检查进行:带照相机的电缆。小肠很长,是用内窥镜检查难以探查的器官。仅仅十二指肠、近侧的空肠和回肠末端可被传统内窥镜检查达到。肠镜检查 and 胶囊内窥镜检查的出现完全改变了与小肠相关的病理学的处理法。

[0005] 内窥镜摄像机可能有用的其他病尤其包括:

[0006] 肠内移植物抗宿主反应的位置搜索

[0007] 胃肠普通疾病的位置搜索,如直链淀粉消化系统疾病、沃尔德曼病 (Waldmann disease) 和低伽马球蛋白血症 (hypogammaglobulinémie)。

[0008] 当前的视频胶囊对小肠检查的限制与图形质量有关,图形质量处于上世纪 80 年代时的内窥镜所提供的水平,但实际上取决于在检查时小肠的内容物,因此取决于手术前准备的充分程度。

[0009] 伴随现在的胶囊使用的巨大困难在于:

[0010] - 不能精确定位病变;

[0011] - 制造商提供的系统太含糊;

[0012] - 仅仅小肠黏膜的外观(皱襞的高度、厚度.....)、从幽门和从回盲瓣的

[0013] 通过时间可以粗略地定位病变。

[0014] 在计算机磁盘上保存图像之后,工作站用程序自动探测潜在出血病变的存在。不幸的是,灵敏性很低(低于 50%),因而必须完整地观看图像。

[0015] 实际的内窥镜胶囊的价格是大约 650 欧元,当前在欧洲可买到三种胶囊(关于这些设备的方法和原理全部并入本申请作为参考):一种由 Given Imaging 从 2002 年开始供应市场 (M2A Capsule),一种由 Olympus 从 2005 年开始供应市场,一种来自 Intromed。

[0016] 在视频胶囊内窥镜检查的领域中,医辽团体期望的技术进步是:

[0017] - 胶囊受控的前进

[0018] - 保留恢复系统的胶囊

[0019] - 不可渗透的胶囊

[0020] - 增加记录时间和每分钟的图像数量

[0021] - 更好的病变定位精度

[0022] 起因不确定的慢性胃肠出血（隐藏的或外在化的）是使用视频胶囊的有用指标。

[0023] 在慢性胃肠出血的评估期间；以频率递减的顺序，最频繁地指出的异常如下：动脉静脉畸形、非甾体抗炎药的继发性溃疡、克罗恩氏病的溃疡性病变、溃疡的肿瘤和迪厄拉富瓦氏溃疡。

[0024] 多个研究已经证明，内窥镜胶囊在诊断慢性胃肠出血的来源上的有效性可达 55-80% 的诊断率。这个诊断率一贯优于肠镜检查、atenteroscopy、术前或双气囊肠镜检查。

[0025] 影响小肠的所有其他情形理论上可由内窥镜摄像机探查。但内窥镜摄像机在这些疾病处理上的真实效果尚待确定并且是许多研究的主题。视频胶囊能照亮粘膜表面，突出颜色变化而不必能确定诊断结论或甚至确定遭遇到的图像的病理性质。

[0026] 内窥镜摄像机的优点如下（非穷举性的列表）：

[0027] -) 它是非侵入的行为，不需要镇静作用，不对肠进行吹入。

[0028] -) 它能探查整个小肠。

[0029] -) 它不需要消毒，因为胶囊可以是一次性的。降低了关于检查的患病率。

[0030] -) 使用这种胶囊的技术容易学习。

[0031] 内窥镜摄像机的缺点如下：

[0032] -) 再检查不允许活组织检查且不可实现治疗的手势，活组织检查在解释图像时通常是有用的。它不是 100% 可靠：病变可能被 EVC 遗漏。

[0033] -) 有计数器显示。

[0034] -) 实施时间长和逐渐识别病变的专门技能。其成本高。

[0035] 已知的 Given 成像胶囊由直径 11mm、长 26mm、重 3.7g 的圆柱体构成。它由耐消化酶作用的生物相容性材料制成。它由圆顶和 140 度视野的光学透镜构成。

[0036] 在该胶囊中，通过这个发光二级管 (LED) 的圆顶将肠照亮并且获得的图像聚焦在 65000 像素照相机 (CMOS) 上。这个图像被拍摄，转换成电信号并通过发射机（位于胶囊的另一端）将电信号传送到病人腹部上的 8 个传感器。以每秒 2 次的速度拍摄的图像将被记录在病人带在其皮带上的盒子（类似皮套）里。图像传输的持续时间是电池容量的函数，即，大约八小时。胶囊明显是一次性的且在 24 至 48 小时内通过自然过程排出。接收的图像可以存储在微型计算机上并由微型计算机处理。

[0037] 另外，已经存在其他胶囊：

[0038] -) 食道胶囊的尺寸与经典碟 (classic dish) 的尺寸相同，但胶囊在每端以每秒 14 帧的频率成像。病人在介入之前不吃或不喝 3 小时。该胶囊不能进行活组织检查诊断。

[0039] -) 结肠胶囊正处于全面发展中。它稍长于标准胶囊 (32mm×11mm)，胶囊在 2 端以每秒 4 帧的频率拍摄图像。胶囊在有效模式中被吞下去，然后在几分钟之后关掉，在 2 小时后再次自发开启，以便省电并允许最大程度地观察结肠。就象任何其他检查那样，要求结肠的最佳准备。引用的研究证实了技术的可行性并且为病理学的研究铺平了道路，特别是在筛选可能的结肠息肉方面。

[0040] 从文献 JP 2006068109 知晓了一种胶囊，该文献并入本申请中作为参考。在该现有技术中，胶囊包括布置在正四面体的顶点的四个 CCD 照相机并且具有由与弹簧相连的球构成的位置传感器，以根据作用在弹簧上的伸展或收缩应力检测胶囊位置的异常。

发明内容

[0041] 本发明的目标是改进已知设备和方法。

[0042] 更具体地,本发明的目标是提供一种球形胶囊,其配备有能在所有方向上照相的多个图像传感器。

[0043] 本发明的另一个目标是提供一种球形胶囊,其可以在使用时定向,例如在病人的小肠中,或在另外的合适应用中,以便改进获得的胶囊环境的图像。

[0044] 由于全 360° 球形视野,提供的胶囊实际上不必定向。其要求的主要驱动特征是慢下来。加速度特征可以由消化道的自然行为提供。然而,这些性能不排除常规驱动特征的引入。

[0045] 在所附的权利要求中限定了本发明的设备、装置和方法。

附图说明

[0046] 参考下面的详细描述和附图将会更好地理解本发明,其中

[0047] 图 1 至 3 表示本发明的胶囊的原理;

[0048] 图 4 和 5 表示在使用时移动本发明胶囊的装置的原理;

[0049] 图 6 至 8 表示在本发明的胶囊中使用的成像装置的实施例;

[0050] 图 9 至 11 表示本发明的胶囊在内窥镜应用中的使用;

[0051] 图 12 和 13 表示几何变换(点的平移和旋转);

[0052] 图 14 表示重建的 3D 对象(例如消化道的一部分);

[0053] 图 15 和 16 表示由本发明的胶囊获得的图像;

[0054] 图 17 和 18 表示本发明的一实施例;

[0055] 图 19 表示本发明的另一个实施例;

[0056] 图 20 和 21 表示由本发明的胶囊获得的成对的图像。

具体实施方式

[0057] 图 1 示出了立方体形的核心基体 1。六个面 2-7 中的每一个都配备有图像传感器,图像传感器将在下面参考图 6 至 8 更详细地描述。利用该立方体,我们因而具有至少六个图像传感器(例如照相机)。

[0058] 在一种变型中,使用具有非常大的视角的图像传感器,它们的数量例如可以减少到四个,但仍然获得如下所述所需的效果。

[0059] 然而,应该注意,图像传感器的数量不局限于六个。实际上,通过使用具有多于六个面的非立方体形状,能在核心基体 1 上安装多于六个的传感器。

[0060] 这延伸出去的极端情况是考虑到下列情形,其中中央的核心基体 1 不再是立方体,而是球形,在这种情况下每个点都变成一像素,因而是一图像传感器。在这种情况下,会有许多(即,远多于六个)图像传感器。

[0061] 无论承载图像传感器的核心基体 1 的形状是怎样的,该支撑件都嵌入在玻璃球 8 或由适合于预期用途的另一种等效材料制成的球 8 中。这意味着最终对象的形状基本上是球形的。实际上,迄今为止在现有技术中提出的视频胶囊内窥镜全部具有椭圆形状,并且由

于它们的形状,它们有时在它们的运动过程中遭受阻塞。通过采用基本上球形的形状,本发明的胶囊在使用时将更容易滚动,因而更容易流通。因而,它将经历较少的阻塞和在具有椭圆形状的传统胶囊上出现的其他问题。

[0062] 如上面指出的,胶囊具有基本上球形的形状,因而核心基体 1 嵌入到透明的球形外壳 8 中(看图 2 和 3),球形外壳 8 可以由适合于预期应用的任何合适的材料制成,如上所述。

[0063] 图 4 表示沿着图 3 的线 A-A 获得的本发明胶囊的元件的细节。该图示出了用来定向胶囊的两个感应器 9、10(例如线圈)。更具体地,胶囊 1 包括嵌入在印刷电路板内侧上的两个感应器,印刷电路板形成胶囊 1 的面 2-6。然而,对于每个印刷电路板,即支撑成像设备的胶囊的每个面,不需要都有两个感应器:感应器 9、10 可以实施在六个 PCB(当核心基体包括六个面时)中的三个 PCB(印刷电路板)上。选择包含线圈的 PCB,以使得在每个轴方向上,即在每个面:(X, Y)、(X, Z) 和 (Y, Z) 上,有一对线圈,看图 5,线圈对 9、10、11 和 12。

[0064] 这些线圈 9-12 的目的是通过由已知装置产生的外部磁场实现胶囊的驱动能力。通过这些线圈和它们的布置,胶囊可以被定向并且其速度可以降低以改进消化道的可见表面和获得更多的环境图像,如果需要的话。

[0065] 图 6 示出了图像传感器 13 的点阵和可能的天线 14,天线 14 是可选的。

[0066] 天线 14 可以安装在每个图像传感器阵列 13 周围,并且这不是唯一的可能位置。天线可以用来将数据(即,图像数据)从胶囊传输到外部设备以便进行随后的处理。典型地,这包括在屏幕上实时成像以及数据处理以例如改进收到的数据。

[0067] 天线例如也可以用来将能量从外部传递到胶囊和包含在胶囊内的装置。

[0068] 传感器阵列被用作拍摄胶囊的环境的照片的成像装置。典型地,可以使用下面的装置作为传感器阵列:CMOS 或者 CCD 或者其他等效设备。然而,由于胶囊主要用在黑暗的地方,所以必需增加照明能力以便照明由成像设备拍摄的区域。

[0069] 为了照明的目的,有如下所述的几个实施例。

[0070] 例如,在图 7 的实施例中,LED(发光二极管)15 位于传感器阵列 13 外侧。这些 LED 是不连续的设备,即,插在板(面)上或集成在芯片上,但位于边缘上。图 7 中数出的 LED 数量仅仅是非限制性的例子。

[0071] 作为选择,成像设备 13 的每个像素可配备有照亮待拍摄区域的 LED 16 和像素的电路。该实施例在图 8 中示出。

[0072] 当然,两个实施例可以根据情况结合在一起并可改进本发明的设备,从而同时使用两种构形。给定的胶囊可以拥有两种构形并且可以根据情况使用每种构形(如果一种好于另一种)。

[0073] 电子设备(电子监视、传输、电源等等……)容纳在中央的核心中。包含的典型元件至少是微型控制器、存储器(RAM 和 ROM)、至少一个 ASIC(专用集成电路)、电池或能源、接收器/发射器、放大器、调节器、解调器、滤波器、调压器、整流器。这些部件主要集成在单块芯片中,并且它们中的一些可以是离散的,即在芯片外面。这可以是驱动所有传感器的单个 ASIC,并且其包括所有列出的模拟的、数字的和混合的功能。该 ASIC 也可以全部或部分地散布到所有传感器中。可以想象被制作为 3D 芯片的图像传感器(CMOS 或者 CCD)。实际上,代替如传统设计中那样在一表面上散布芯片的布局,3D-IC(三维集成电路)设计

允许多个块以多层组织的方式重叠在相同表面上。该方法使得芯片尺寸能最优化,并且适合于所描述的胶囊,因为它会减少立方体盒子内的部件数量。

[0074] 当选择 3D-IC 设计方法时,顶部的块当然是图像传感器。作为 ASIC 的其他功能位于传感器下面。

[0075] 带来能量的应答器天线由 ASIC 驱动,其也是使设备慢下来的线圈的情况。所有动作都处于 ASIC 的控制之下。

[0076] 传感器和其他电子设备(ASIC 等等)当然通过有线或无线连接方式连接在一起,这使胶囊能被看作单个系统/设备。

[0077] 针对成像设备提出的实施例使得覆盖整个球成为可能:也就是说球周围的全部角度。因此没有盲点。此外,图像分辨率可以包括在宽的范围内:达到高清晰度(HD)。

[0078] 胶囊进行的拍摄可以是少的或高达每秒 30 帧或更多。这实现了真实视频。

[0079] 在具有良好分辨率和许多真实视频的图像的情况下,它很可能扩展迄今未由其他胶囊探查的疾病的诊断。例如,从六个图像传感器同时传递图像,能在单个屏幕上追踪消化道的探查而不遗漏信息。为此将提供软件图像处理。

[0080] 增大帧频具有增加传递的信息量的效果,但这必须使用视频压缩类型 MPEG。实际上,每秒 4 帧的帧频例子是质量和压缩的底限。

[0081] 当前胶囊的主要缺点是确定其有效位置的困难性。实际上,当照片或图像显示感兴趣的位置时,例如瘤,已知的胶囊不能显示获得图像的位置。然而,外科医生想知道这个信息以便直奔主题,并且在识别出感兴趣位置的情况下对具体位置采取行动。

[0082] 为了解决这个定位问题,一些胶囊以插入在病人皮肤下不同位置中的多个传感器为基础。该技术与 GPS(全球定位系统)的技术类似。这种技术不能给出令人满意的结果,因为胶囊发出的信号由于多路的原因不必直接到达传感器,以及因为在自由空间中不会出现发散。因此,从业者不信任这个不精确的定位技术。

[0083] 本发明中提出的解决方案是利用具有本地参考的定位系统。更具体地,提出的解决方案依赖下列事实,若干图像传感器固定在同一物理介质上:立方体或其他形态。

[0084] 为了解释该解决方案,关于消化道描述了一个例子,并且消化道被看作位于三维 X, Y, Z 坐标系中,看图 9、10 和 11。

[0085] 坐标系的原点是点 0,其坐标为 (0,0,0)。一旦胶囊被病人放在嘴里(作为示例性的坐标原点),就通过合适的装置启动胶囊。该启动例如可通过由天线 14(看图 6)收到的无线电信号实现。在启动时,第一图像由所有照相机同时拍摄。考虑到胶囊的轨迹,拍摄第一图像的地方可以被看作轨迹的起点和观测的 0'。其坐标离点 0 不全是零。

[0086] 这个第一拍摄点将会标上地标。在病人身体中启动这个拍摄防止了坐标系位于胃肠道之外:因而,我们可以讨论本地或相对定位。

[0087] 从那个时刻开始,胶囊的每个运动都被相对地识别为起始点 0''(x', y', z')。该点可以与胶囊的球心相关联。

[0088] 在提供成像设备 13 的情况下,胶囊的每个运动都允许在立方体 1 的每个面上拍摄新的图像。

[0089] 图像的每个系列都与胶囊的位置,即一个点,相关联,该点的坐标是已知的,因为其可以通过分析两组连续的图像来检测。

[0090] 胶囊是球形的,成像设备是等距的。因而根据这些拍摄,下列行为是可能的:

[0091] - 在 3 个维度中将消化道重建为目标量以便于医生或外科医生了解;

[0092] - 通过分析每个照相机拍摄的图像,识别球在 3D 空间中的运动,因而识别其轨迹。

[0093] - 在球的所有方向上都有可见性,因而可以计算胶囊的任何运动(平移、旋转、带旋转的平移)。

[0094] 这种路径的打印不依赖胶囊外部的参考,而是仅仅依赖其本身的图像。因而能不参考时间而谈到固有位置。这个轨迹可以由图像上的基本操作构成:移动、旋转等等.....。这些是图像分析和处理中众所周知的简单技术。

[0095] 由于重建了胶囊的轨迹,所以该轨迹可以被看作所考虑的病人消化类型的主要依据。因而,根据每个照相机拍摄的图像,能进行与在 X 线断层照相术中使用的 3D 重建类似的 3D 重建。

[0096] 如果拍摄是紧挨着的(例如,30 帧每秒),我们可以确信检测到所有运动胶囊:旋转、平移等等。已知照相机相对于彼此的位置,图像分析能确定胶囊行进的距离、执行的旋转和每次拍摄的 X, Y, Z。最初, X, Y, Z 可以用像素表示。它们可以在米制中发现它们的等价表示,原因在于像素尺寸是已知的,并且图像分析技术例如数学形态学、远程感测在该方向上做出贡献。

[0097] 在此重要的是最初的起始点。坐标的编码甚至能以不同方式进行:通过参考初始点 (0, 0, 0) 或以相对的方式或成一排。注意,胶囊的轨迹可以实时计算以及在后计算,即在保存图像之后计算。对于参考 O' 的选择是同样的,参考 O' 可以是任意的,但在任何情况下它必须位于病人身体内。跟随胶囊轨迹的问题的数学描述

[0098] 在平面上关于平行移动的坐标变换(参看示出了平面上的平移的图 12 和示出了平面上的旋转的图 13)或在具有原点 O 的 X, Y 坐标的系统上关于平行移动的坐标变换。考虑位于平面上且具有坐标 x, y 的点 M。考虑到移动仅仅涉及标记的原点(图 12),设 O' (a, b),即新地标的新原点和 X' 和 Y' 轴。于是我们可以写出: $OO' = OM + O'M$ 。

[0099] 因此, $x = x' + a, y = y' + b$ (1)

[0100] 因而,我们获得了点 M 的旧坐标在新坐标中的变换公式。由表达式 (1),我们得出:

$$[0101] \quad \begin{cases} x = x' + a \\ y = y' + b \end{cases} \quad (2)$$

[0102] 在保持原点的情况下旋转坐标轴(图 13)

[0103] 在直角坐标系中,我们有:

$$[0104] \quad I' = \left\{ \cos \alpha, \cos\left(\frac{\pi}{2} - \alpha\right) \right\} = \{ \cos \alpha, \sin \alpha \}$$

$$[0105] \quad J' = \left\{ \cos\left(\alpha + \frac{\pi}{2}, \cos \alpha\right) \right\} = \{ -\sin \alpha, \cos \alpha \}$$

[0106] 设 M 为平面中的点且 (x, y) 为其旧坐标, (x', y') 为新坐标。

[0107] 在这种情况下,

$$[0108] \quad \overline{OM} = x\vec{I} + y\vec{J} = x'\vec{I}' + y'\vec{J}' =$$

$$[0109] \quad = x'(\cos \alpha \cdot \vec{I} + \sin \alpha \cdot \vec{J}) + y'(\sin \alpha \cdot \vec{I} + \cos \alpha \cdot \vec{J}) =$$

$$[0110] = (x' \cos \alpha - y' \sin \alpha) \vec{I} + (x' \sin \alpha + y' \cos \alpha) \vec{J}$$

[0111] 这意味着：

$$[0112] \begin{cases} x = x' \cos \alpha - y' \sin \alpha \\ y = x' \sin \alpha + y' \cos \alpha \end{cases} \quad (3)$$

[0113] 这些表达式确定了新参考系中的“旧”坐标。通过解出这个等式，我们得出：

$$[0114] \begin{cases} x' = x \cos \alpha + y \sin \alpha \\ y' = -x \sin \alpha + y \cos \alpha \end{cases} \quad (4)$$

[0115] 表达式 (3) 和 (4) 正是轴旋转的变换公式。因此，能写出下列平移关系式：

$$[0116] \begin{cases} x' = x - a \\ y' = y - b \end{cases} \quad (5)$$

[0117] 结合旋转的平移

[0118] 在结合旋转的平移的情况下，等式是：

$$[0119] \begin{cases} x' = (x - x_0) \cdot M_x \cdot \cos \alpha + (y - y_0) \cdot M_y \cdot \sin \alpha \\ y' = (x - x_0) \cdot M_x \cdot \sin \alpha + (y - y_0) \cdot M_y \cdot \cos \alpha \end{cases} \quad (6)$$

[0120] 其中： M_x 为 X 轴比例

[0121] M_y 为关于 Y 轴的比例

[0122] x_0 和 y_0 是参考点或地标的坐标。

[0123] 在此没有以穷举列表的方式提供的这些基本操作被应用于获得的图像，帮助获取上述内容：3D 重建、定位和参考图像。图像或 3D 对象的主要优点基于下列事实：你可以在任何方向上任意返回而不必去搜索分散在磁盘上的其他图像。

[0124] 在胶囊沿其轨迹旋转和移动后，等式 (6) 将随后的图像重新对焦于 3D 模型上。

[0125] 根据系统拍摄的图像并且利用公开的原理，可以重建 3D 对象，例如图 14 中示出的 3D 对象，其为消化道 20 的一部分。应当注意由胶囊拍摄的图像对应于被检对象的内表面。

[0126] 回到上述方法，让我们考虑包含至少六个图像传感器的胶囊 8（如参考图 1 所示和所述的）。这个胶囊放置于 3 轴的参考系中： X, Y, Z （图 9 和 10）。假定传感器以两两平行的方式安装，以使得它们中的每一个都可以平行于坐标系的平面（如图）。

[0127] 让我们考虑 (x_0, y_0, z_0) ，图像记录 / 感测的初始点。这个初始点可以用不同的方法确定。例如，当胶囊在病人的舌上时，在吞咽前，射频 (RF) 信号从外部设备传送到胶囊接收器上。

[0128] 如上所述，在该初始时刻第一组图像由所有的传感器捕获。

[0129] 图像处理特征可以在外部设备（带和工作站）中执行，但是其也可以在胶囊中部分或全部执行。不管怎样，任务分配可以在设计中决定并且取决于应用。

[0130] 对于第一组图像， (x_0, y_0, z_0) ，每个传感器捕获完整图像。这些图像的完整系列被发送给接收器（或者储存在胶囊内的存储器中以备将来处理）。

[0131] 可以发送一个信号以确认这是初始捕获位置。

[0132] 考虑到图像尺寸和带宽限制、处理量和胶囊移动的可能速度，可能难以传送完整图像。在小像素数传感器的情况下，完整图像的传送是可能的。因此，处理是由工作站或其他合适的处理装置在外部进行的。

[0133] 这个初始步骤在图 15 中示出,有来自六个传感器的完整图像(图像 1、图像 2、图像 3、图像 4、图像 5 和图像 6)。

[0134] 在更高清晰度传感器的情况下,或如果使用很大数量的传感器(因此增加了待传送的数据),要将某些技术引入胶囊设备中用于芯片上的预处理或处理以便减少传送的信息。

[0135] 这例如可以通过图像压缩而完成。

[0136] 减少所需的通信处理量的另一种方式在下文中说明,由此某些图像被减小成片段,如参考图 16 到 18 说明的。

[0137] 从起始点 (x_0, y_0, z_0) ,到下一个图像组, (x_1, y_1, z_1) ,图像分析能进行移动方向的检测。也就是说,代替向带或存储装置传输一组完全图像,以给定频率拍照片就足够了,该给定频率足够高以使得来自任何传感器的任何图像包含前一个图像的一部分。这就是香农定理的原理。

[0138] 在图 16 中,如所示的,图像 3 和图像 4 被完整传输,但是仅仅传输图像 1、图像 2、图像 5 和图像 6 的片段 21。

[0139] 在这种情况下,

[0140] - 仅仅完整传输前面和后面的图像。

[0141] - 为了避免带宽饱和,传输其他捕获图像的片段。例如,如果胶囊仅仅沿

[0142] Y 方向移动,而没有旋转,则传输图 4 中所示的图像 1 的片段。

[0143] - 片段被限定为与胶囊的移动方向平行。

[0144] 片段 21 的尺寸不是明确固定的,可以执行固定的尺寸、可变的尺寸或适应性的片段尺寸。明显地是,有两个极限(上限和下限):完整尺寸(完整图像)和一线性图像。一线性图像意味着,在每个时钟周期,仅仅传输一条线。这是可能的。

[0145] 选择图像中的片段位置

[0146] 假定仅仅一条线的片段 21。

[0147] 该片段 21 例如在每个照片的中间选择,如图 16(胶囊沿 Y 轴移动的情况)和 17 中所示。

[0148] 开始,胶囊轨迹未知。为了检测运动,进行下列步骤:

[0149] 从所有传感器获得连续两组完整图像。因为这两个组的捕获具有时间差,所以图像处理技术使得能检测胶囊的旋转、移动。胶囊芯片的内部时钟用来确定图像拍摄的频率。

[0150] 以第一组图像作为参考,比较第二组以推断运动:移动、旋转等等。因此,同样的分析使得能确定第二组的坐标 (X_1, Y_1, Z_1) 。

[0151] 在胶囊的这个第二位置,已知运动的实际方向,胶囊传输:

[0152] - 2 个完整图像(前面和后面)

[0153] - 彼此的片段图像。

[0154] 围绕轴运动选择这些片段 21,轴运动可以沿着 (X, Y, Z) 的任何方向。

[0155] 如所述地检测的胶囊坐标也被发送给外部接收器/存储器以使得能建立胶囊管道的 3D 模型。

[0156] 参考图 18 说明根据片段图像 21、21'、21'' 重建 3D 对象 22。

[0157] 在根据胶囊运动的图像分析获得坐标和将片段一个放在另一个之后,能如同计算

机辅助的 X 线断层摄影术那样创建 3D 对象。

[0158] 在片段图像传输的情况下,完整图像不总是来自同一传感器。实际上,即使发送片段,目的也是始终示出胶囊的前侧和后侧。前侧和后侧根据胶囊的运动方向确定。取决于胶囊旋转,后/侧可以通过所有传感器中的任一个获得的图像。也就是说,两个完整图像可能来自任何图像传感器,或者是混合的(实例:一个完整图像由来自两个不同传感器的两个部分/片段组成)。

[0159] 顺便说一下,这里描述的前和后图像不再是通过配备有两个图像传感器的现有胶囊所示的其他图像。然而,由于这些胶囊的椭圆形状,在旋转的情况下,前面和后面的视野未得到保证。球形胶囊总是允许前面和后面的完整视野,这是因为其球形形状和 360° 视野。

[0160] 在 3D 对象中增加表面形状或凸纹

[0161] 在过去几十年中,已经对视频内窥镜进行了重要研究以创建消化道的 3D 重建,科学家通过硬件和软件的改进解决了这个挑战。

[0162] 在图 7 中所示的 3D 对象中,缺点是没有凸纹,即表面形状。实际上,由于在每个方向上仅有一个传感器,所以在对象的形状上没有凸纹。

[0163] 当然,存在于文献中的某些技术能获得深度信息。

[0164] - 已经提出立体内窥镜检查系统以捕获立体图像并创建深度信息,因而创建消化结构的 3D 构造。然而,由于尺寸和紧凑性的问题,这种系统没有被广泛接受。

[0165] - 基于单独图像(单眼的)的某些软件方法。其他方法基于立体技术和来自多个画面的几何约束以执行 3D 重建。

[0166] - 其他科学家使用的方法融合了不同的物理治疗设备(MRI, CT)连同内窥镜检查一起用来执行 3D 重建。

[0167] 许多所描述的技术记载在文献中但没有使用。它们可以应用于所描述的胶囊中以提供不同的设备形式。

[0168] 表面的形状是一方面,尺寸的精确度是另一方面。在利用胶囊内窥镜检查的诊断中,医生和外科医生还需要知道病变的尺寸。特别是当疾病发展和治疗评估之后,这是更有用的。

[0169] 在过去,立体视觉和摄影测量法已经显示了效率。

[0170] 因此,为了提供更精确的深度和尺寸,提出了胶囊的另一种实施例。主要区别是关于图像传感器的:将两个图像传感器插入到核心基体 1 的每个面,代替一个单独的传感器。该实施例在图 19 中示出,其中核心基体 1 在每个面上包括两个图像传感器(例如 23-24 和 25-25)。在图 19 所示的图中,仅仅在两个面上示出了传感器,但当然,根据本发明的原理,打算在核心基体的每个面上放置两个这种传感器。

[0171] 在放置这些传感器 23-26 时有两个可能性:在相同的平坦表面上具有相同的角度,或者具有不同的角度,这在图 20 和 21 中示出。可以将与上面描述的相同的处理应用于由传感器 23-26 的这个构形提供的图像和数据。

[0172] 本发明的胶囊可以通过电池或通过经由耦合的远程天线供应的应答器功率来供电。在后者的情况下,外部电源经由构造在胶囊内的天线向胶囊传输能量。输电天线的优点是提供出口以给包含在设备中的电池再充电,所述设备例如安装在带中。这具有延长记

录时间的效果。

[0173] 因而,本发明的设备和方法允许从图像传感器的视野对使用者的身体局部例如消化道进行 3D 重建并提供真实比例和凸纹。

[0174] 图像和数据传输

[0175] 图像和数据的传输可以依靠例如芯片蓝牙®。这将继承标准化的且已掌握的技术。利用由蓝牙®标准定义的低功率模式,这种方法也允许蓝牙®更好地管理胶囊的能量消耗。此外,由于宽带蓝牙®及其频谱信道跳频,所以传输质量良好。在蓝牙®的三种能量等级之间也有选择。可以全部使用在蓝牙®通信标准之外的通信标准。

[0176] 当然,在此描述的所有例子和实施例是为了说明的目的,不应解释成对本发明范围的限制,作为等价装置的变型是可能的。

[0177] 技术参考文献的目录(全部并入作为参考)

[0178] -)O.Dewit, " Video-capsule endoscopy ", Louvain Medical 2008,127,1: 43-45.

[0179] -)G. Gay, I. Fassler, M. Delvaux, " states current recommendations for the use of video-capsule endoscopy in Europe, " ESGE Guidelines, 巴黎 2003 年 11 月.

[0180] -)Delvaux 等人, " Minimal Standard Terminology for Capsule Endoscopy" gastrointesti Surg 2003 ;1857(摘要).

[0181] -)Michel Coster, JL Cherm, " Accurate analysis of images, Presses du CNRS, 1989.

[0182] -)Gerard Gay, Michel Delvaux, RenéLaugier, " The double balloon enteroscopy (DBE), " Recommendation of the French Society of Digestive Endoscopy (SFED), 2006 年 3 月.

[0183] -)G. Gay, M. Delvaux, I. Fassler, " The Double Balloon Enteroscopy: Principles, Methodology, results and indications, " Endoscopica, 35 卷 -No. 3-2005, 317-327 页

[0184] -)Alexandre Karargyris, Orestis Karargyris, and Nikolaos Bourbakis; 《3Drepresentation of the digestive tract surface in Wireless Capsule Endoscopy videos》;2010IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering. 279-280 页.

[0185] -)U. Mueller-Richter 等人《Possibilities and limitations of current stereo-endoscopy in Surgical endoscopy》,18 卷, Number, 942-947 页, 2004 年 6 月。

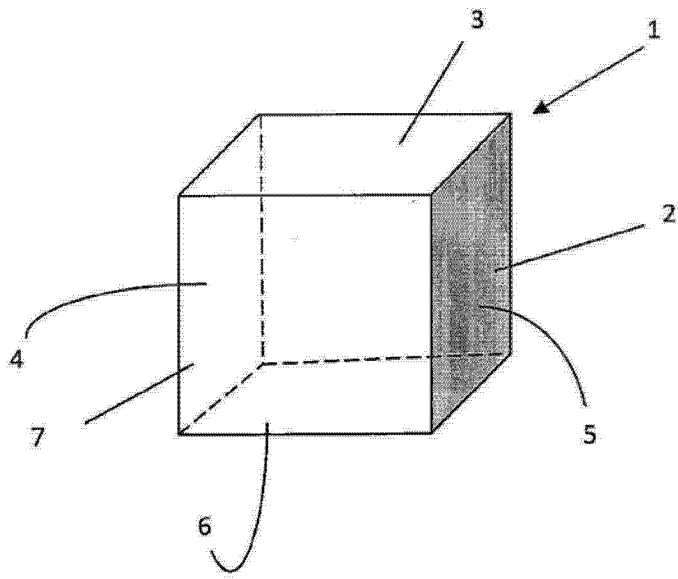


图 1

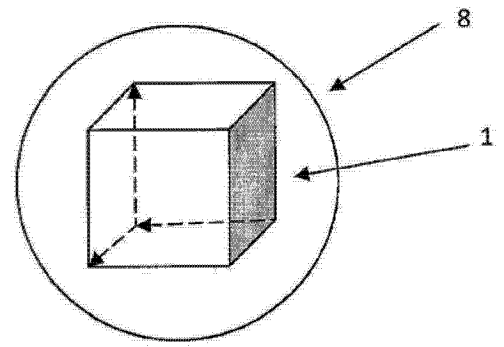


图 2

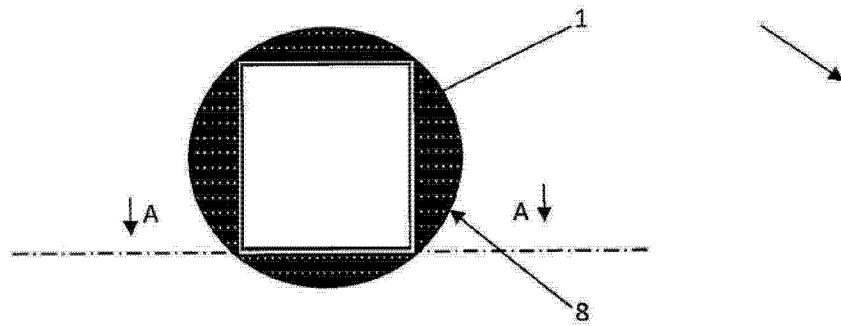


图 3

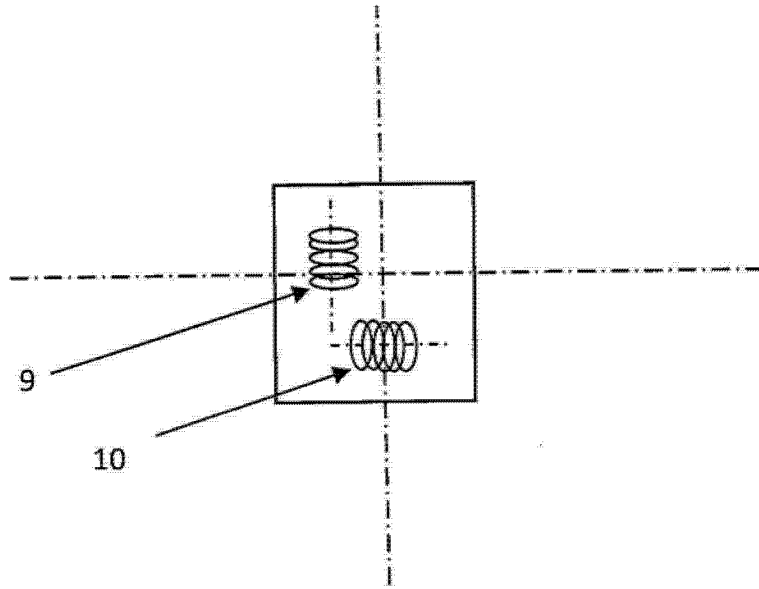


图 4

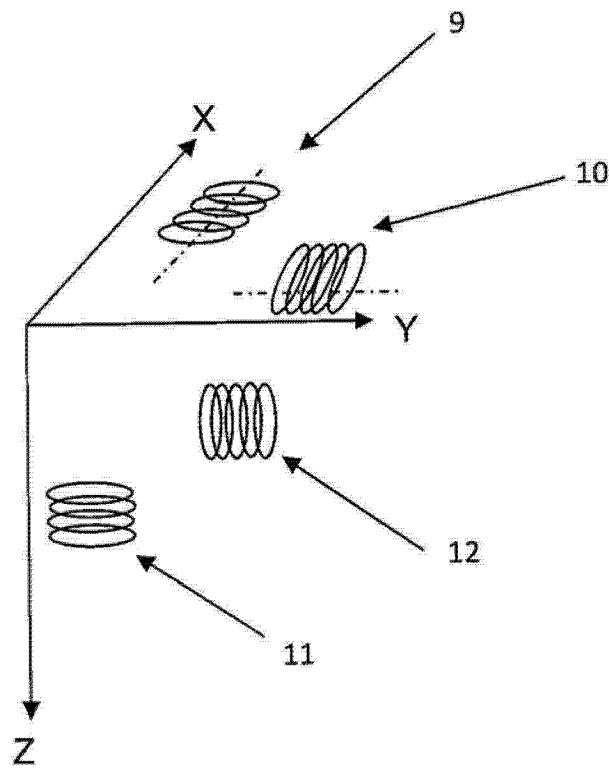


图 5

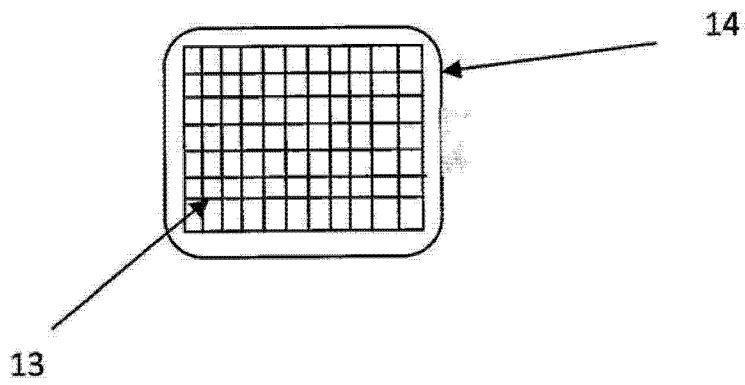


图 6

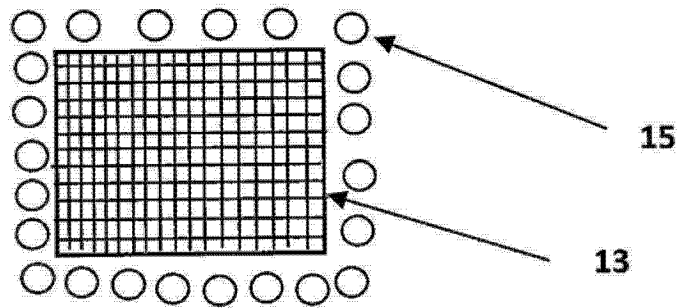


图 7

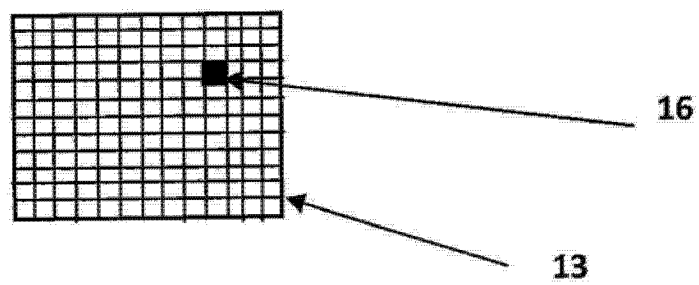


图 8

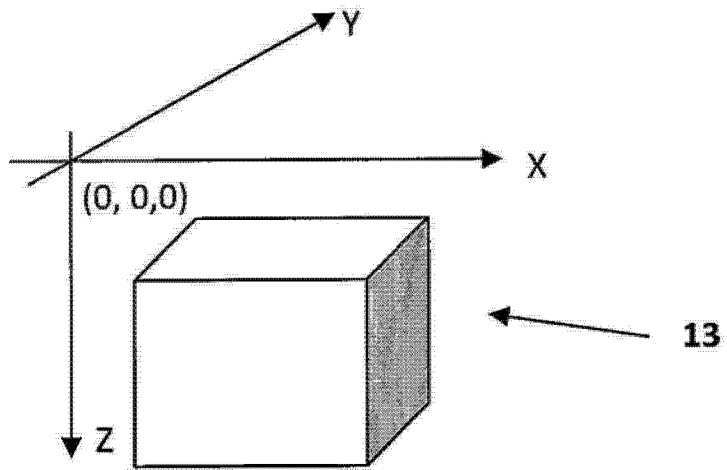


图 9

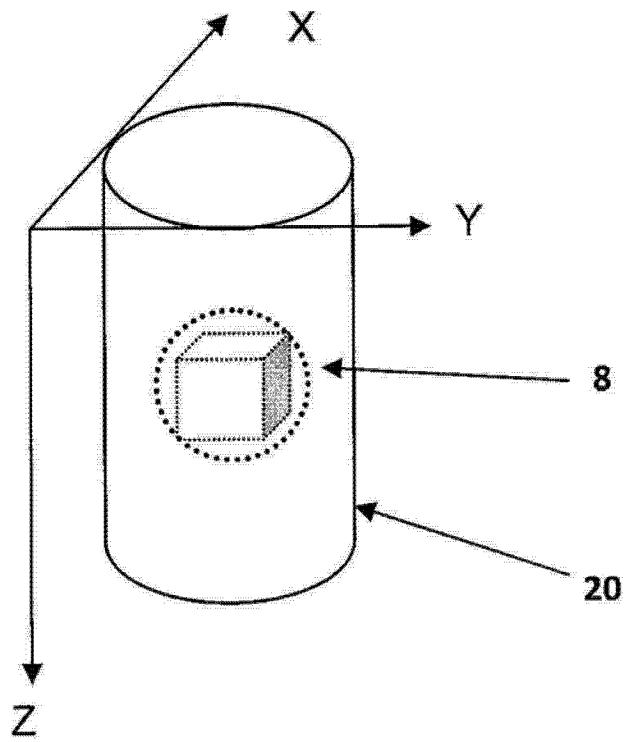


图 10

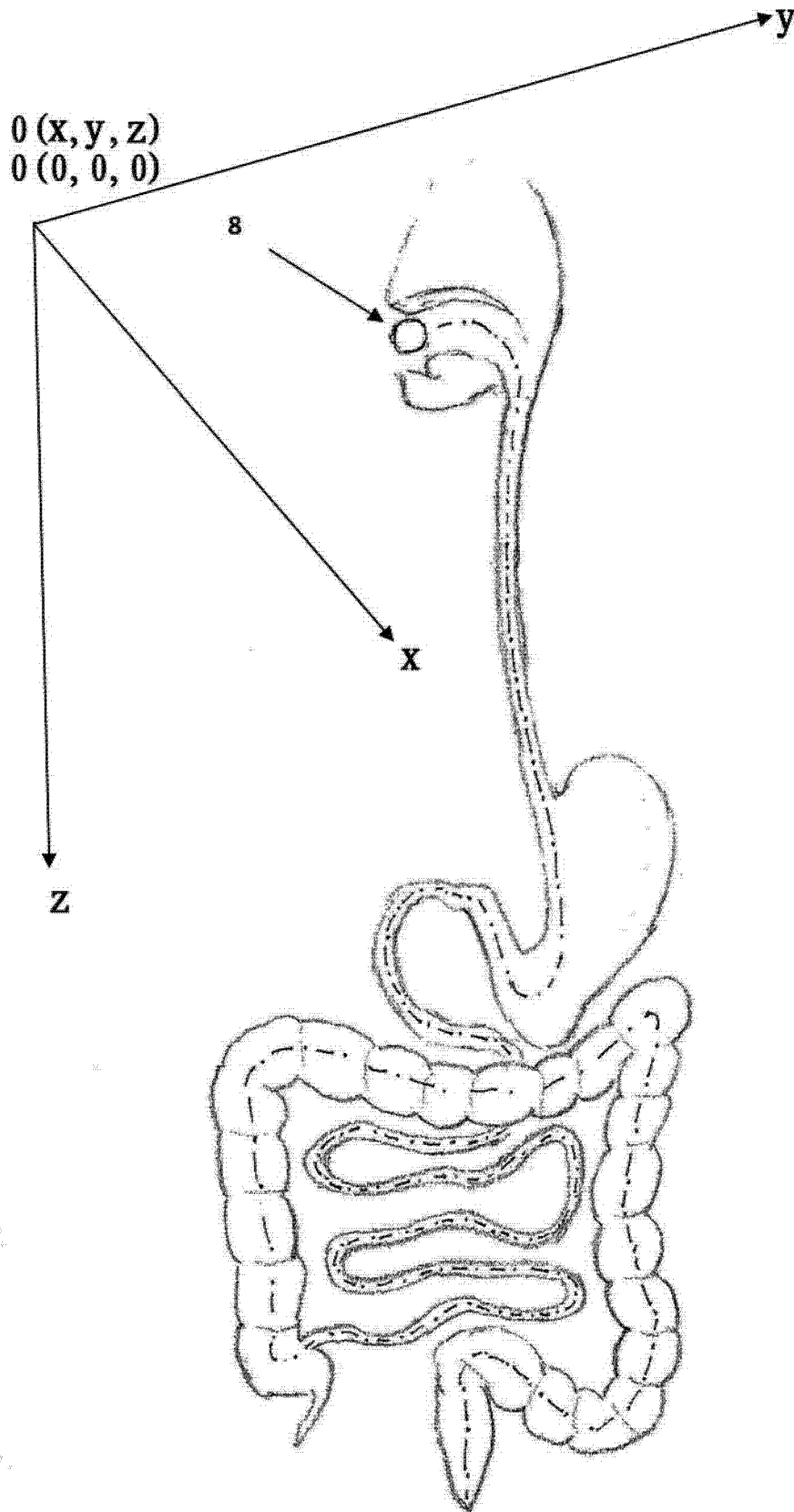


图 11

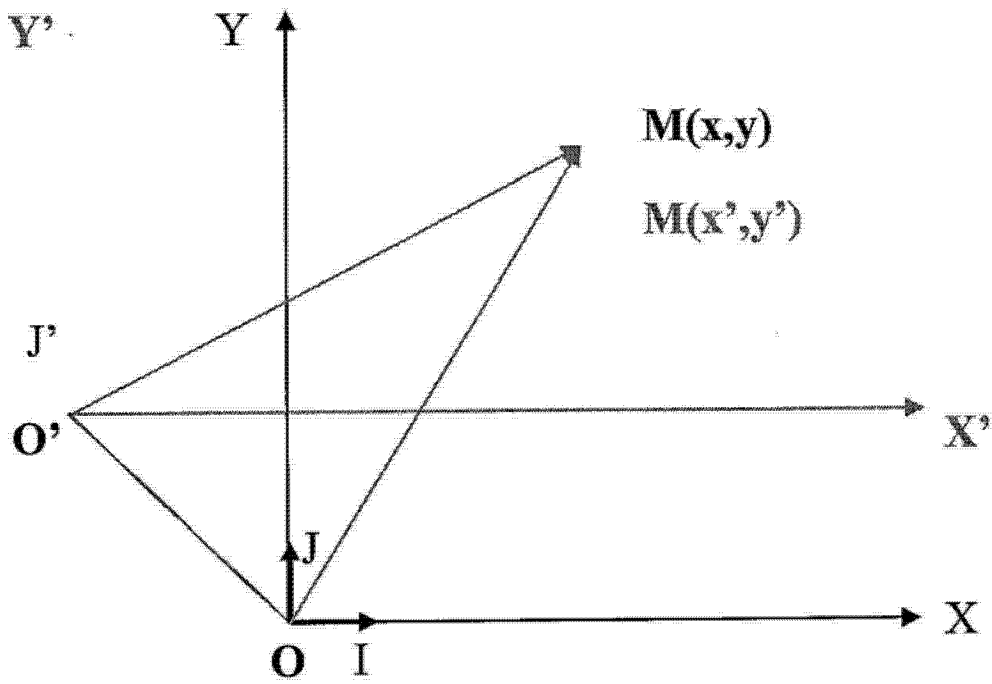


图 12

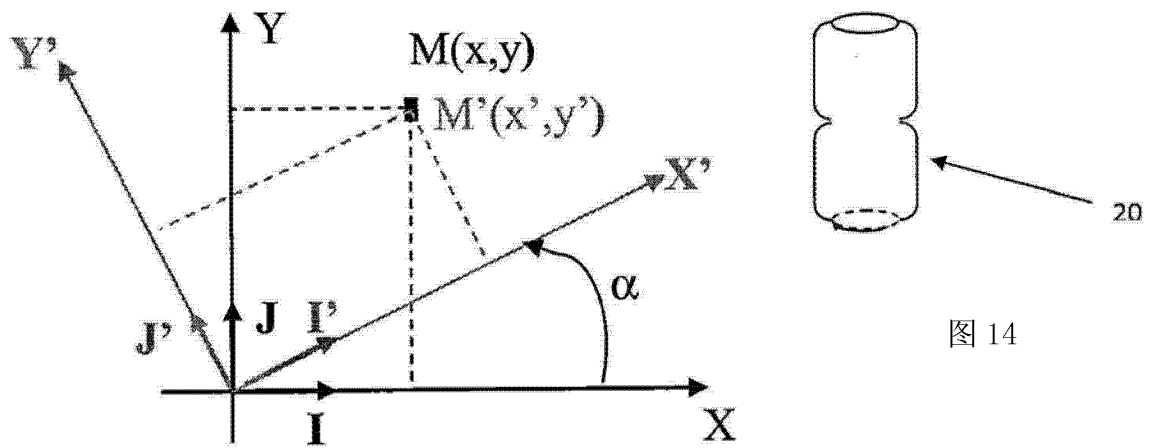


图 14

图 13

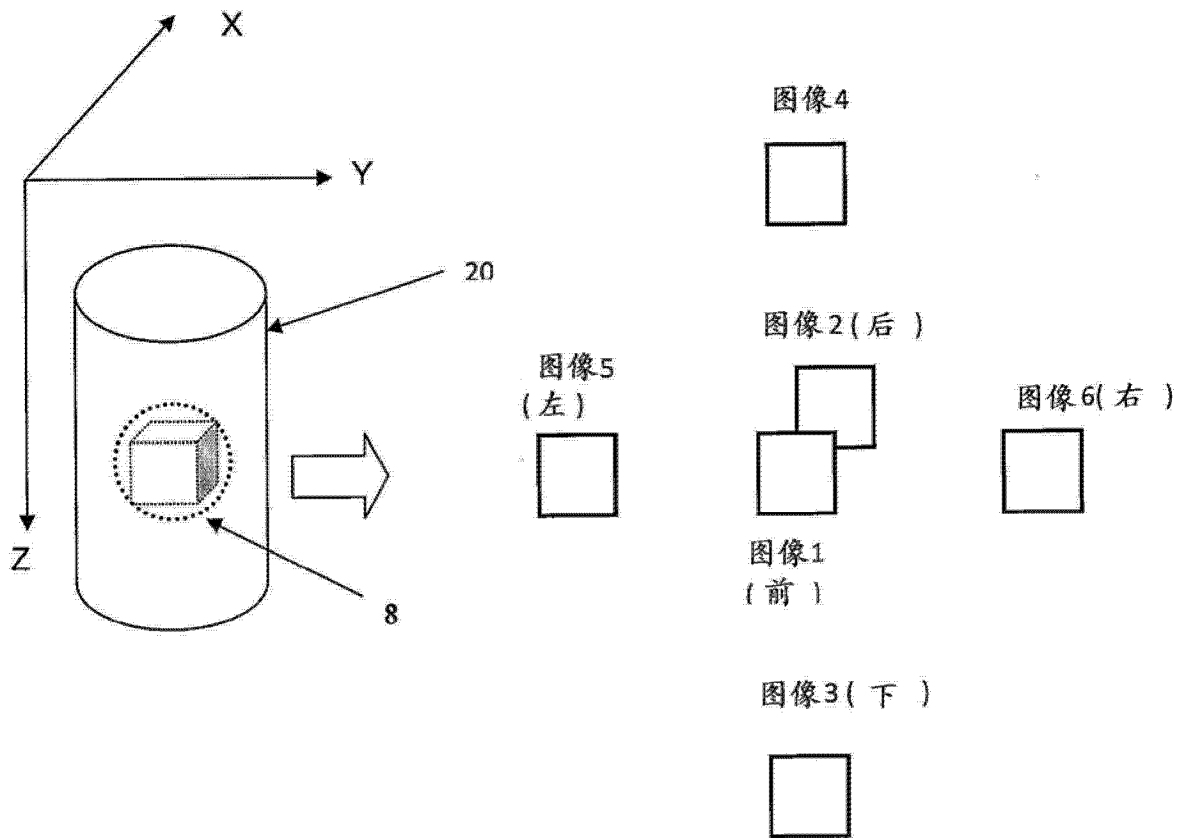


图 15

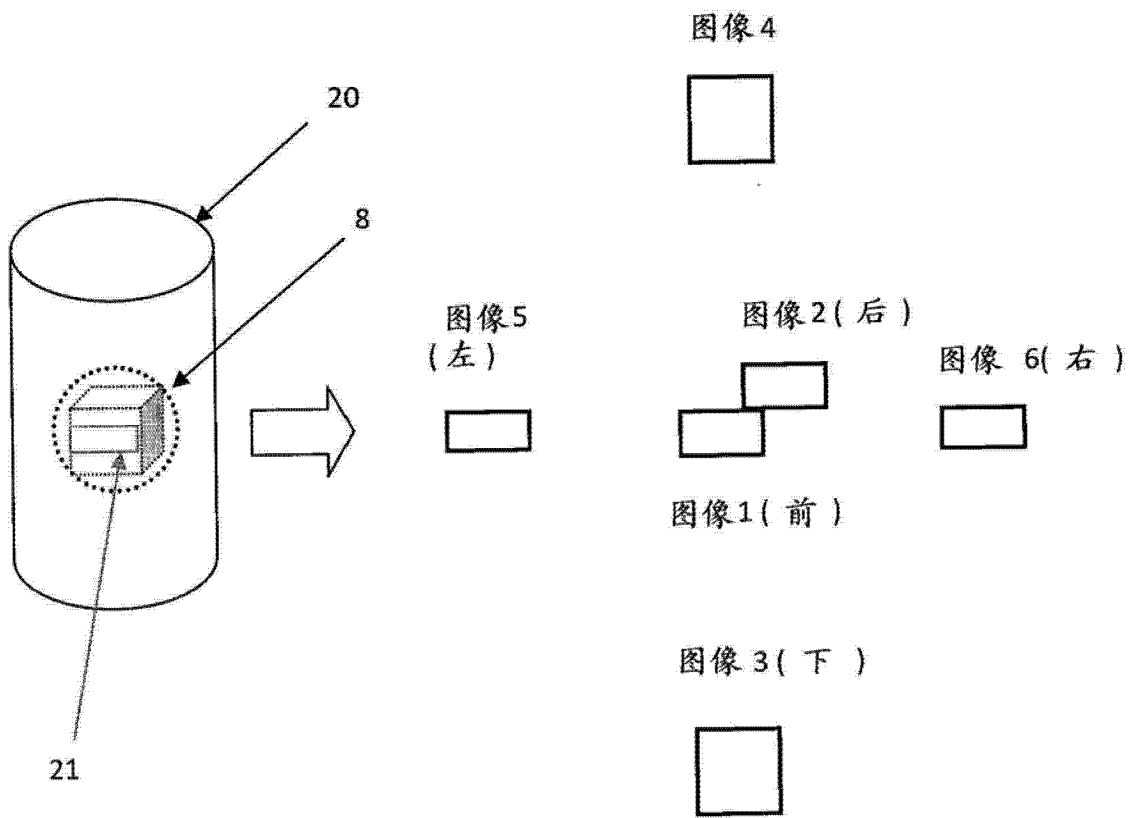


图 16

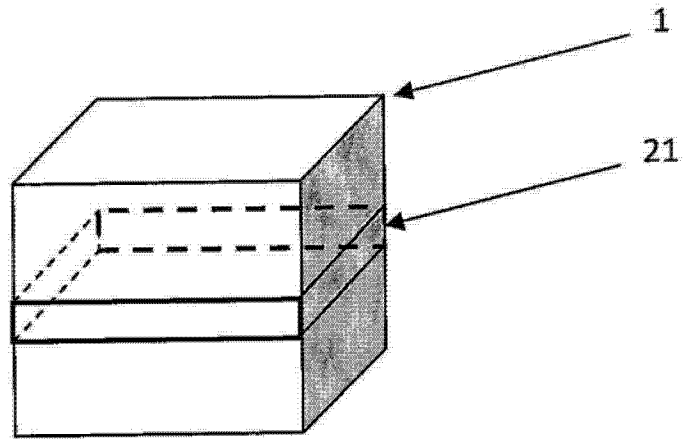


图 17

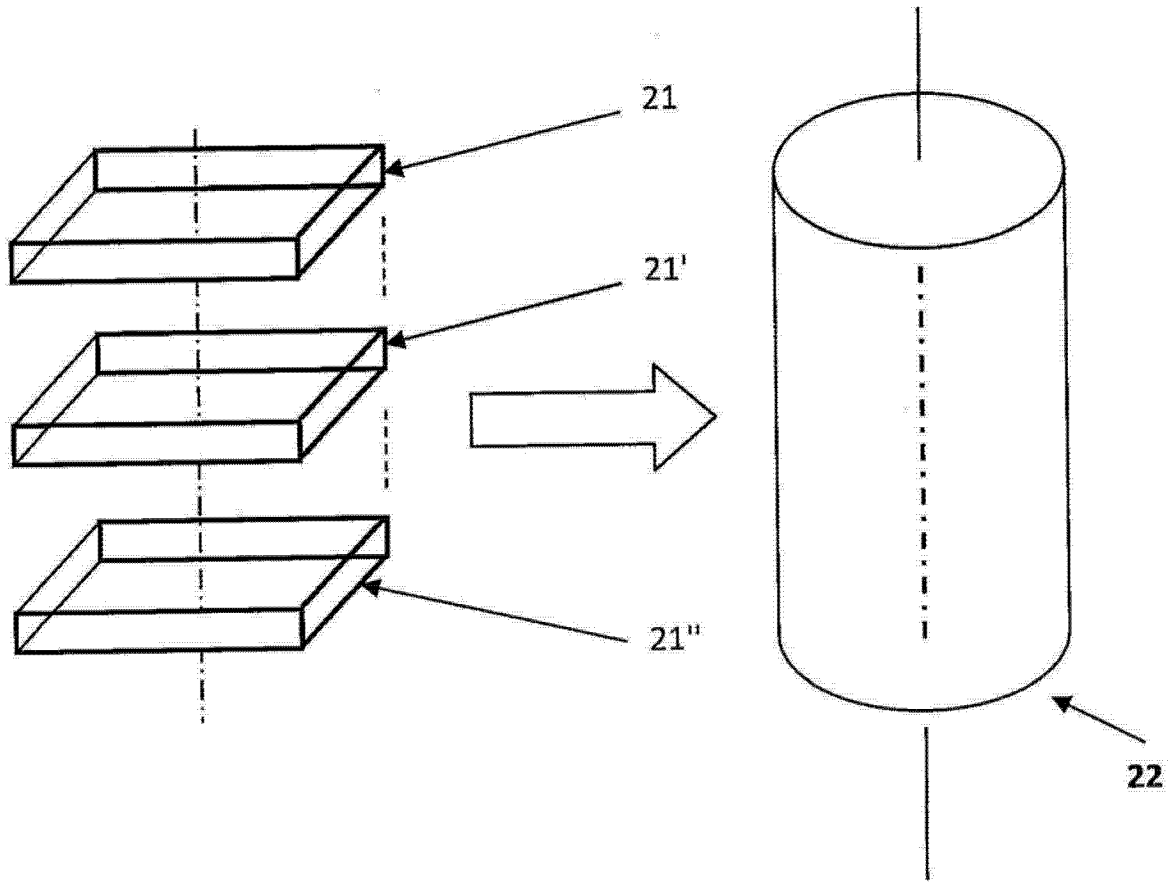


图 18

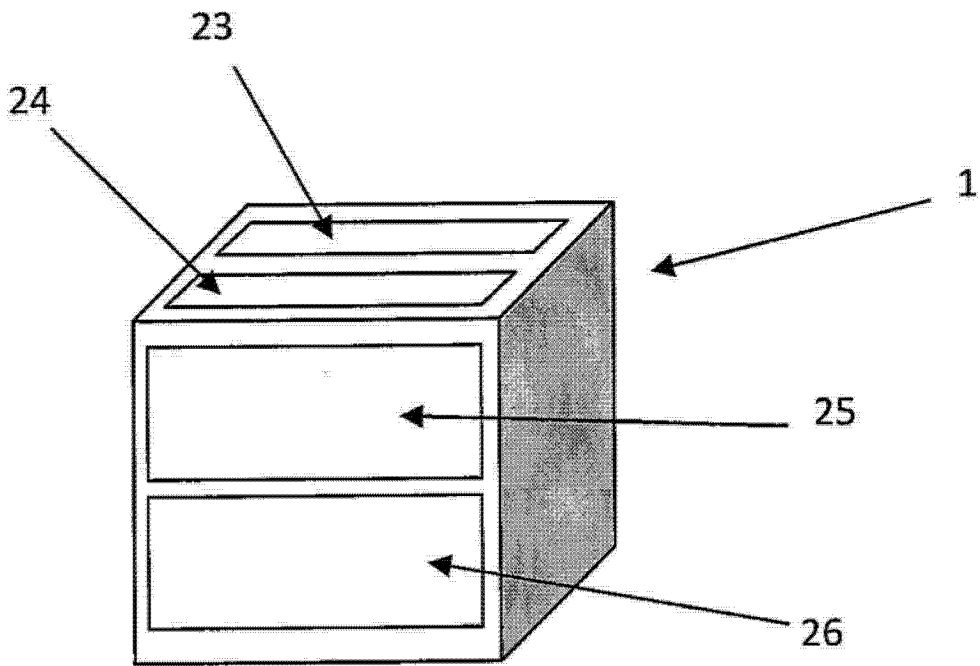


图 19

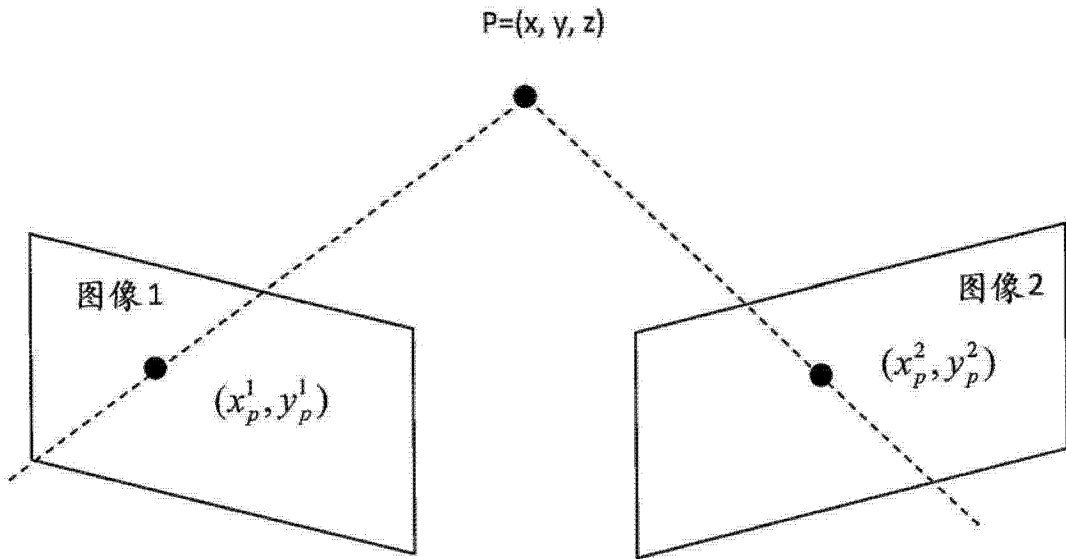


图 20

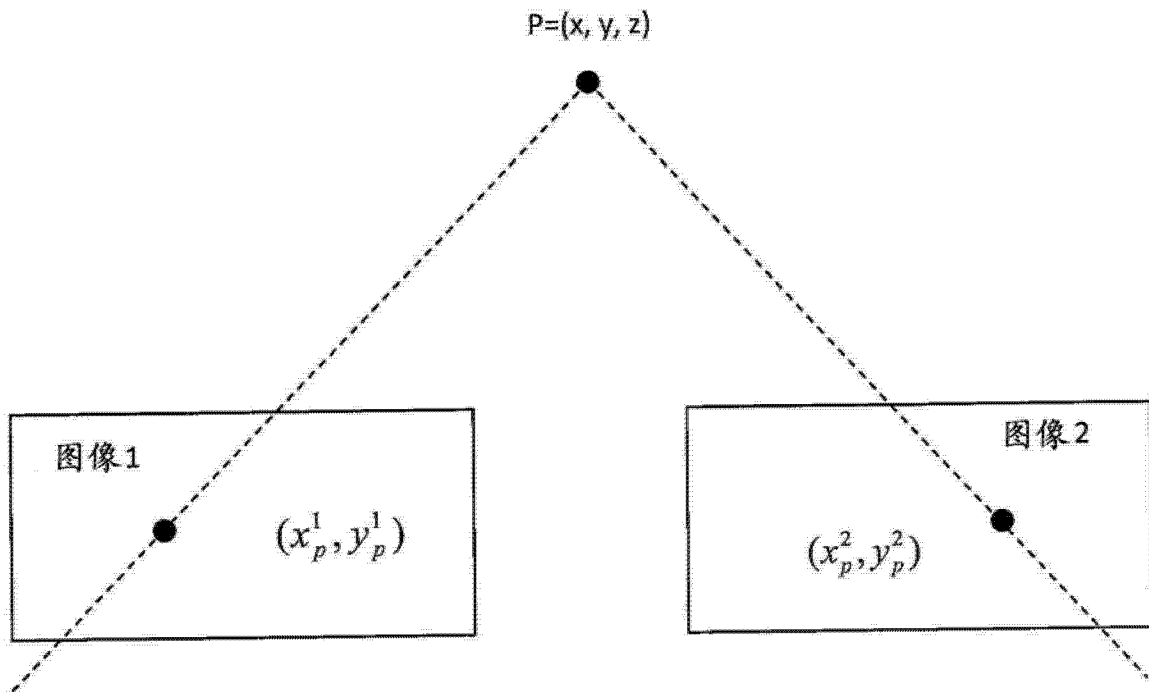


图 21

专利名称(译)	球形胶囊视频内窥镜检查		
公开(公告)号	CN102781303A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201180012392.8	申请日	2011-02-01
[标]发明人	塞拉芬尼盖茨伊图瓦		
发明人	塞拉芬·尼盖茨·伊图瓦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/00181 A61B1/00193		
优先权	2010152293 2010-02-01 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种成像设备，例如内窥镜胶囊，包括具有多个面的核心基体(1)，所述面支撑带照明装置的至少一个成像设备，所述设备还包括电子装置并且被容纳在球形包封(8)中。

