

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680047398.8

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
A61B 5/07 (2006.01)

[43] 公开日 2008年12月24日

[11] 公开号 CN 101330861A

[22] 申请日 2006.11.28
[21] 申请号 200680047398.8
[30] 优先权
 [32] 2005.12.16 [33] JP [31] 362802/2005
[86] 国际申请 PCT/JP2006/324134 2006.11.28
[87] 国际公布 WO2007/069483 日 2007.6.21
[85] 进入国家阶段日期 2008.6.16
[71] 申请人 奥林巴斯株式会社
 地址 日本东京都
[72] 发明人 清水初男 中村干夫

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所
 代理人 刘新宇

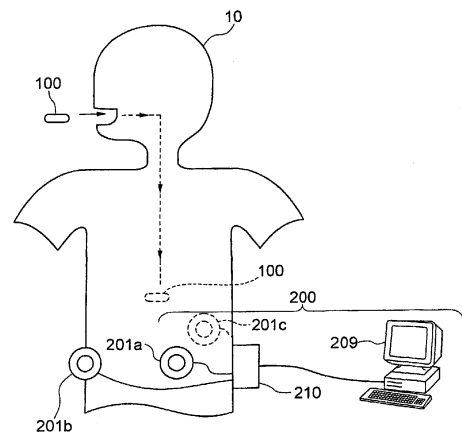
权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 20 页

[54] 发明名称

被检体内位置检测系统

[57] 摘要

胶囊型内窥镜(100)具备第一垫(109),体外装置(200)具备多个第二垫(201a等),胶囊型内窥镜(100)和体外装置(200)中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对任一个装置的垫施加电压的调制单元(106),另一个装置具备根据另一个装置的垫的电位变化来进行信号解调的解调单元(203),还具备用于发送位置检测用信号的位置检测用信号生成单元(111)、和根据基于多个第二垫(201a等)中的电位变化进行解调得到的位置检测用信号的信号强度的大小来算出胶囊型内窥镜(100)位置的位置算出单元(204)。



1. 一种被检体内位置检测系统，具备导入到被检体的内部的被检体内导入装置、以及被配置在上述被检体的外部而在与上述被检体内导入装置之间进行通信的体外装置，该被检体内位置检测系统的特征在于，

上述被检体内导入装置至少具备第一垫，

上述体外装置具备多个第二垫，

为了在上述第一垫与上述第二垫之间进行信号的发送和接收，上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对上述任一个装置的上述垫施加电压的调制单元，

另一个装置具备根据上述另一个装置的上述垫的电位变化来进行信号解调的解调单元，

还具备：

信号产生单元，其用于发送位置检测用信号；以及

位置算出单元，其根据基于多个上述第二垫中的电位变化进行解调得到的上述位置检测用信号的信号强度的大小，算出上述被检体内导入装置的位置。

2. 根据权利要求1所述的被检体内位置检测系统，其特征
在于，

上述信号产生单元将上述位置检测用信号与生物体内信息信号同步地进行发送。

3. 根据权利要求2所述的被检体内位置检测系统，其特征
在于，

使用上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少一个装置的控制用的时钟信号来生成上述位置检测用信号。

4. 根据权利要求1所述的被检体内位置检测系统，其特征
在于，

上述信号产生单元在不发送生物体内信息信号时发送上述位置检测用信号。

5. 根据权利要求4所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述生物体内信息信号是影像信号，

上述信号产生单元在上述影像信号的垂直同步用消隐信号的区间内发送上述位置检测用信号。

6. 根据权利要求1所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述信号产生单元将上述位置检测用信号与生物体内信息信号多路复用地进行发送。

7. 根据权利要求6所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述被检体内导入装置具有拍摄上述被检体的被检部位来至少输出影像信号的摄像部，

上述体外装置对上述影像信号进行解调，

上述位置检测用信号被叠加在上述影像信号上。

8. 根据权利要求6所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

使用上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少一个装置的控制用的时钟信号来生成上述位置检测用信号。

9. 根据权利要求1所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述体外装置所具备的上述第二垫的至少一个是成为位置检测的基准的垫。

10. 一种被检体内位置检测系统，具备导入到被检体的内部的被检体内导入装置、以及被配置在上述被检体的外部而在

与上述被检体内导入装置之间进行通信的体外装置，该被检体内位置检测系统的特征在于，

上述被检体内导入装置至少具备第一垫，

上述体外装置具备多个第二垫，

为了在上述第一垫与上述第二垫之间进行信号的发送和接收，上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对上述任一个装置的上述垫施加电压的调制单元，

另一个装置具备根据上述另一个装置的上述垫的电位变化来进行信号解调的解调单元，

还具备：

信号产生单元，其用于发送位置检测用信号；以及

位置算出单元，其根据基于多个上述第二垫中的电位变化解调得到的上述位置检测用信号的信号强度的大小，算出上述被检体内导入装置的位置，

其中，上述体外装置所具备的上述第二垫中的至少一个是成为位置检测的基准的垫，

成为基准的上述垫具有对上述被检体的规定位置进行相对的对位的对位部。

11. 根据权利要求10所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述信号产生单元将上述位置检测用信号与生物体内信息信号同步地进行发送。

12. 根据权利要求11所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

使用上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少一个装置的控制用的时钟信号来生成上述位置检测用信号。

13. 根据权利要求10所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述信号产生单元在不发送生物体内信息信号时发送上述位置检测用信号。

14. 根据权利要求13所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述生物体内信息信号是影像信号，

上述信号产生单元在上述影像信号的垂直同步用消隐信号的区间内发送上述位置检测用信号。

15. 根据权利要求10所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述信号产生单元将上述位置检测用信号与生物体内信息信号多路复用地进行发送。

16. 根据权利要求15所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

上述被检体内导入装置具有拍摄上述被检体的被检部位来至少输出影像信号的摄像部，

上述体外装置对上述影像信号进行解调，

上述位置检测用信号被叠加在上述影像信号上。

17. 根据权利要求15所述的被检体内位置检测系统，其特征在于，

使用上述被检体内导入装置和上述体外装置中的至少一个装置的控制用的时钟信号来生成上述位置检测用信号。

被检体内位置检测系统

技术领域

本发明涉及一种在设置于被检体内的装置与设置于被检体外的装置之间将被检体内的信息、以及被检体内的装置的位置信息进行通信的被检体内位置检测系统。

背景技术

近年来，在检查、治疗被检体特别是生物体内的领域中，向生物体外发送在生物体内或者生物体附近获取到的与生物体有关的信息。并且，在生物体外能够根据接收到的信号得到生物体内的信息、特别是影像信息。

例如，作为向被检体内导入的装置，可使用胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜具备形成为能够向被检体内部导入的有底的圆筒形状的外包装部。以往的吞服型胶囊型内窥镜具有摄像功能和无线通信功能。

当胶囊型内窥镜在体腔内进行移动的期间，由胶囊型内窥镜在体内拍摄得到的图像数据通过无线通信依次发送到外部。并且，在设置于外部的存储器中存储图像数据。通过携带具备无线通信功能和存储功能的接收机，被检体在吞服胶囊型内窥镜之后直到排出为止的期间，能够自由地行动。在排出胶囊型内窥镜之后，医生或者护士能够根据存储在存储器中的图像数据将脏器的图像显示在显示器上来进行诊断。

关于这种胶囊型内窥镜，例如提出了如下的胶囊型内窥镜：为了拍摄被检体内部的特定脏器的内窥镜图像，使接收机侧具有检测胶囊型内窥镜在被检体内的位置的功能。作为具备上述位置检测功能的胶囊型内窥镜系统的一例，已知沿用了内

置在胶囊型内窥镜中的无线通信功能的胶囊型内窥镜系统。即，具有被设置在被检体外部的接收机具备多个天线元件的结构。由多个天线元件接收从胶囊型内窥镜发送的无线信号。并且，具有根据各个天线元件的接收强度的差异来检测胶囊型内窥镜在被检体内的位置的机构(例如参照日本特开2003-19111号公报。)

并且，还提出了搜索生物体内的信号源的位置的结构(例如参照日本特开2005-192631号公报)。在日本特开2005-192631号公报中，被检体内导入装置具备磁场发生单元。并且，向被检体的外部输出恒定磁场。磁场检测单元根据去除了噪声磁场成分的、由磁场发生单元输出的恒定磁场的强度，来导出被检体内导入装置的位置。

在如日本特开2003-19111号公报所公开的那样的结构中，由设置在生物体外的天线元件求出从生物体内的信号源接收到的信号的接收强度分布。在该结构中，根据电场的方向而产生静区。因此，无法高精度地检测信号源在生物体内的位置。

另外，当通过电波与生物体外进行通信时，产生以下问题点(1)、(2)、(3)。因此，导致患者的负担变大。

(1) 由于法律法规，可使用的频率受限制。因此，难以选择最适合进行生物体内外的通信的频率。

(2) 需要在生物体内和生物体外设置用于发送和接收的天线。在此，电波在生物体中受到衰减等的影响。因此，设置在生物体外的天线需要大规模且多个。其结果，导致患者的负担变大。

(3) 如上所述，电波在生物体中受到衰减等的影响。因此，需要高的电波输出。因而，难以使生物体内和生物体外的装置小型化。其结果，导致患者的负担变大。

另外，在日本特开2005-192631号公报中，根据磁场的强度来算出被检体内导入装置的位置。在这种结构中，需要设置被检体内导入装置所具备的磁场发生单元、以及用于检测磁场的单元。因此，结构变得复杂，导致装置大型化。

本发明是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种被检体内位置检测系统，该被检体内位置检测系统不需要在被检体内外的装置中设置天线、磁铁、磁场检测传感器等而能够使被检体内外的装置小型化，从而能够减轻患者的负担，不存在由电场方向等引起的静区，能够高精度地检测位置。

发明内容

为了解决上述问题并达到目的，根据本发明能够提供一种被检体内位置检测系统，该被检体内位置检测系统具备导入到被检体的内部的被检体内导入装置、以及被配置在被检体的外部而在与被检体内导入装置之间进行通信的体外装置，该被检体内位置检测系统的特征在于，被检体内导入装置至少具备第一垫，体外装置具备多个第二垫，为了在第一垫与第二垫之间进行信号的发送和接收，被检体内导入装置和体外装置中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对任一个装置的垫施加电压的调制单元，另一个装置具备根据另一个装置的垫的电位变化来进行信号解调的解调单元，还具备：信号产生单元，其用于发送位置检测用信号；以及位置算出单元，其根据基于多个第二垫中的电位变化进行解调得到的位置检测用信号的信号强度的大小，算出被检体内导入装置的位置。

另外，根据其它本发明能够提供一种被检体内位置检测系统，该被检体内位置检测系统具备导入到被检体的内部的被检体内导入装置、以及被配置在被检体的外部而在与被检体内导

入装置之间进行通信的体外装置，该被检体内位置检测系统的特征在于，被检体内导入装置至少具备第一垫，体外装置具备多个第二垫，为了在第一垫与第二垫之间进行信号的发送和接收，被检体内导入装置和体外装置中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对任一个装置的垫施加电压的调制单元，另一个装置具备根据另一个装置的垫的电位变化来进行信号解调的解调单元，还具备：信号产生单元，其用于发送位置检测用信号；以及位置算出单元，其根据基于多个第二垫中的电位变化解调得到的位置检测用信号的信号强度的大小，算出被检体内导入装置的位置，其中，体外装置所具备的第二垫中的至少一个是成为位置检测的基准的垫，成为基准的垫具有对被检体的规定位置进行相对的对位的对位部。

根据本发明的优选方式，希望是信号产生单元将位置检测用信号与生物体内信息信号同步地进行发送。

另外，根据本发明的优选方式，希望是信号产生单元在不发送生物体内信息信号时发送位置检测用信号

另外，根据本发明的优选方式，希望是：生物体内信息信号是影像信号，信号产生单元在影像信号的垂直同步用消隐信号的区间内发送位置检测用信号。

另外，根据本发明的优选方式，希望是：信号产生单元将位置检测用信号与生物体内信息信号多路复用地进行发送。

另外，根据本发明的优选方式，希望是：被检体内导入装置具有拍摄被检体的被检部位来至少输出影像信号的摄像部，体外装置对影像信号进行解调，位置检测用信号被叠加在影像信号上。

另外，根据本发明的优选方式，希望是使用被检体内导入装置和体外装置中的至少一个装置的控制用的时钟信号来生成

位置检测用信号。

另外，根据本发明的优选方式，希望是体外装置所具备的第二垫的至少一个是成为位置检测的基准的垫。

附图说明

图1是表示本发明的实施例1所涉及的被检体内位置检测系统的整体结构的图。

图2是表示实施例1中的胶囊型内窥镜的外观结构的图。

图3是表示实施例1的胶囊型内窥镜的功能模块的图。

图4是表示实施例1的体外装置的功能模块的图。

图5是表示实施例1的体外装置的垫的截面结构的图。

图6是表示胶囊型内窥镜与垫之间的位置关系的图。

图7A、图7B、图7C是表示实施例1中的信号的流动的流程的图。

图8A、图8B、图8C是表示实施例1中的位置检测的流程的流程图。

图9A、图9B、图9C是表示实施例1中的姿势检测的流程的流程图。

图10是表示实施例1中的其它胶囊型内窥镜的外观结构的图。

图11是表示实施例2的胶囊型内窥镜的功能模块的图。

图12A、图12B是表示本发明的实施例3所涉及的被检体内位置检测系统的成为基准的垫和生物体的图。

图13是表示实施例3的成为基准的垫的概要结构的图。

图14是表示实施例3的成为基准的垫的截面结构的图。

具体实施方式

下面根据附图详细说明本发明所涉及的被检体内位置检测系统的实施例。此外，并不是由该实施例限定本发明。

(实施例1)

图1是表示本发明的实施例1所涉及的被检体内位置检测系统的概要结构的图。示出了获取作为被检体的生物体10、例如患者的体内信息的情况。胶囊型内窥镜100具有如下功能：为了观察(检查)而从患者的口中吞服该胶囊型内窥镜100之后，在直到从人体自然排出为止的观察期间，该胶囊型内窥镜100在胃、小肠等脏器的内部随着其蠕动运动而进行移动并依次进行摄像。

图2示出了胶囊型内窥镜100的概要的外观结构。胶囊型内窥镜100对应于被检体内导入装置。并且，胶囊型内窥镜100具备形成为能够向生物体100的内部导入的有底的圆筒形状的外包装部120。另外，在胶囊型内窥镜100的表面形成后述的第一垫109。另外，在与形成有第一垫109的一侧相反的一侧上形成CCD 103。

在随着脏器内的移动进行观察的期间，由胶囊型内窥镜100在体内拍摄得到的图像数据依次通过后述的通信过程被发送到生物体外的体外装置200。由胶囊型内窥镜100和体外装置200构成被检体内位置检测系统。首先，说明胶囊型内窥镜100的结构，之后说明体外装置200的结构。

图3示出了胶囊型内窥镜100的功能模块。胶囊型内窥镜100具备：LED 101，其用于在拍摄生物体10的内部时照射摄像区域；LED驱动电路102，其控制LED 101的驱动状态；以及CCD 103，其拍摄由LED 101照射的被检体的区域。另外，胶囊型内窥镜100具备：CCD驱动电路104，其控制CCD 103的驱动状态；第一信号处理单元105，其处理由CCD 103拍摄得到的图像数据

(影像信号)等；位置检测用信号生成单元111，其生成用于表示胶囊型内窥镜100的位置的位置检测用信号；信号同步单元110，其用于使来自第一信号处理单元105的生物体内信息信号与位置检测用信号同步；调制单元106，其对生物体内信息信号和位置检测用信号进行调制；第一垫109，其被施加来自调制单元106的进行了调制的电压；以及系统控制电路107，其控制LED驱动电路102、CCD驱动电路104、第一信号处理单元105、位置检测用信号生成单元111、信号同步单元110以及调制单元106的动作。另外，电源单元108向胶囊型内窥镜100内的各单元、电路等提供电力。

CCD 103获取生物体10内的图像信息等生物体内信息。CCD 103对应于摄像部，具有作为生物体内信息传感器的功能。作为摄像部，除了CCD 103之外还可以使用CMOS等。例如利用透明的材料形成胶囊型内窥镜100的外包装中的至少一部分的窗120a。CCD 103通过窗120a拍摄生物体10的图像。

CCD 103被连接在CCD驱动电路104上。CCD驱动电路104向CCD 103输出用于使CCD 103获取生物体内信息的动作信号、时钟信号。CCD 103被连接在第一信号处理单元105上。信号处理单元105具有作为生物体内信息处理装置的功能。第一信号处理单元105例如由对于来自CCD 103的输出的图像化电路、数据压缩电路等构成。并且，第一信号处理单元105根据CCD 103的输出信号生成生物体内信息信号并进行输出。

通过系统控制电路107将CCD驱动电路104和第一信号处理单元105连接到信号同步单元110上。另外，位置检测用信号生成单元111根据CCD驱动电路104产生的时钟信号，生成用于检测胶囊型内窥镜100的位置的位置检测用信号。在此，可以直接使用时钟信号，还可以对时钟信号进行分频等。此外，也可

以根据胶囊型内窥镜100、体外装置200的控制用的时钟信号来生成位置检测用信号。

位置检测用信号生成单元111被连接在信号同步单元110上。信号同步单元110将位置检测用信号与生物体内信息信号同步地输出到调制单元106。

另外，当生物体内信息信号、例如影像信号的帧频慢时，也可以在不发送生物体内信息信号时发送位置检测用信号。例如，当生物体内信息信号为影像信号时，存在水平方向、垂直方向的信号同步用的消隐区间(H消隐、V消隐)。并且，只要在消隐区间的期间、例如垂直同步用的消隐信号的区间内发送位置检测用信号即可。

调制单元106对生物体内信息信号和位置检测用信号进行调制而对第一垫109施加电压。

利用不包含例如铜(Cu)、镍(Ni)等对生物体有害的物质的材料来形成第一垫109。通常利用白金(Pt)、金(Au)等形成第一垫109。

在胶囊型内窥镜100的外部表面形成第一垫109。胶囊型内窥镜100的内部成为密封构造。第一垫109以保持了胶囊型内窥镜100的密封状态的状态被连接在调制单元106上。例如在通过胶囊型内窥镜100的贯通孔(未图示)而连接第一垫109和调制单元106之后，用树脂、金属等来填充密封贯通孔。接着，说明体外装置200。

图4示出了体外装置200的功能模块。第二垫201a、201b、201c分别被设置在生物体10的身体表面上。并且，第二垫201a、201b、201c被连接在携带单元210内的切换单元202上。携带单元210例如被安装在生物体10的腰带附近等。

携带单元210具备切换单元202、解调单元203、位置算出

单元204、位置输出单元205、第二信号处理单元206、记录单元207、以及电源单元208。

通过对第一垫105施加将生物体内信息信号和位置检测用信号进行调制得到的电压，第二垫201a、201b、201c表面的电位发生变化。解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的表面的电位变化解调出生物体内信息信号和位置检测用信号。

在生物体外装置200中具备多个、例如三个第二垫201a、201b、201c。图6示出了生物体10的截面。第二垫201a、201b、201c分别被粘贴在生物体10的表面上大致均等间隔的位置上。

返回图4继续进行说明。多个第二垫201a、201b、201c被连接在切换单元202上。切换单元202选择第二垫201a、201b、201c的电位变化中的某一个，并向解调单元203输出。

解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的电位变化向第二信号处理单元206输出生物体内信息信号。第二信号处理单元206例如是图像信息的校正/强调电路、压缩数据的复原电路等。第二信号处理单元206根据由解调单元203解调得到的生物体内信息信号，进行用于得到所需生物体内信息的信号处理。

另外，第二信号处理单元206被连接在显示单元209上。显示单元209例如是液晶显示器等监视器。显示单元209显示由第二信号处理单元206进行了处理的生物体内信息。此外，在图1中分开设置了显示单元209和携带单元210。然而，并不限于此，也可以是将显示单元209设置在携带单元210中的结构。

在解调单元203或第二信号处理单元206上连接有记录单元207。记录单元207例如由半导体存储器等构成。记录单元207记录保管根据后述的过程由位置算出单元204算出的三维位置信息、由第二信号处理单元206得到的生物体内信息。

另外，电源单元208向解调单元203、位置算出单元204、

位置输出单元205、第二信号处理单元206、以及记录单元207提供电力。

另外，第二垫201a、201b、201c由不包含例如铜(Cu)、镍(Ni)等对生物体有害的物质的材料形成。第二垫201a、201b、201c通常由白金(Pt)、金(Au)等形成。

图5示出了第二垫201a的截面结构。此外，其它垫201b、201c也是与垫201a相同的结构。为了贴紧身体表面，第二垫201a成为用树脂薄膜、带状等基材220a夹住白金(Pt)、金(Au)等薄膜220b的构造。并且，在与身体表面接触的部分例如形成有硅树脂等绝缘薄膜220c。与身体表面接触的绝缘薄膜220c的厚度最好是例如1mm以下等的能够由第二信号处理单元206检测出生物体表面的电位的程度的厚度。另外，也可以在生物体10的身体表面与第二垫201a之间涂敷凝胶、油。由此，能够进一步提高第二垫201a与身体表面之间的贴紧度。

这样，在本实施例中，由于进行不通过电流的信息通信，因此能够将第二垫201a、201b、201c设为绝缘构造。因此，可提高对生物体10的安全性。

接着，说明胶囊型内窥镜100的位置检测。解调单元203向位置算出单元204输出从多个第二垫201a、201b、201c分别解调得到的位置检测用信号。此外，当在第二垫201a、201b、201c上分别连接专用的解调单元203时，也可以不设置切换单元202。

位置算出单元204将从三个第二垫201a、201b、201c分别解调得到的位置检测用信号的信号强度进行比较运算。由此，算出生物体10中的胶囊型内窥镜100的三维位置。后面详细记述算出位置的过程。

当从三个第二垫201a、201b、201c分别解调得到的位置检测用信号的信号强度全部相同时，胶囊型内窥镜100存在于从三

个第二垫201a、201b、201c等距离的位置上。

与此相对，当从三个第二垫201a、201b、201c分别解调得到的位置检测用信号的信号强度不同时，进行运算以将位置检测用信号的信号强度比置换成多个第二垫201a、201b、201c的各自与胶囊型内窥镜100之间的距离比。由此，能够立体地算出胶囊型内窥镜100的位置。然后，位置算出单元204向位置输出单元205输出胶囊型内窥镜100在生物体10内的位置信息。

图7A、图7B、图7C是表示将生物体内信息信号和位置检测用信号进行通信的过程的流程图。在步骤S701中，CCD驱动电路104向CCD 103输出驱动信号。在步骤S702中，CCD 103获取(拍摄)生物体内信息。然后，CCD 103向第一信号处理单元105输出所获取的生物体内信息。

在步骤S703中，第一信号处理单元105根据CCD 103的输出信号生成生物体内信息信号。然后，第一信号处理单元105向信号同步单元110输出所生成的生物体内信息信号。

在步骤S704中，位置检测用信号生成单元111根据CCD驱动电路104所产生的时钟信号来生成用于检测胶囊型内窥镜100的位置的位置检测用信号，并向信号同步单元110输出。

在步骤S705中，信号同步单元110使生物体内信息信号与位置检测用信号进行同步，并向调制单元106输出。

在步骤S706中，调制单元106调制位置检测用信号。然后，调制单元106根据所调制的输出信号对第一垫109施加电压。

在步骤S707中，调制单元106调制生物体内信息信号。调制单元106根据所调制的生物体内信息信号对第一垫109施加电压。

第二垫201a、201b、201c的表面的电位根据施加到第一垫109的对生物体内信息信号、位置检测用信号进行调制得到的电

压而发生变化。

在步骤S708中，第二垫201a、201b、201c的表面的电位发生变化。然后，切换单元202选择第二垫201a、201b、201c中的某一个来进行切换。

在步骤S709中，解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的表面的电位变化来解调位置检测信号。在步骤S710中，位置算出单元404按照后述的过程算出胶囊型内窥镜100的三维位置。在步骤S711中，位置输出单元205显示所算出的位置信息。

另外，在步骤S712中，解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的表面的电位变化来解调生物体内信息信号。然后，解调单元203将解调后的输出信号输出到第二信号处理单元206。

在步骤S713中，第二信号处理单元203进行用于根据生物体内信息信号得到所需的生物体内信息的信号处理。

在步骤S714中，第二信号处理单元206向显示单元209输出通过信号处理得到的生物体内信息。在步骤S715中，显示单元209显示生物体内信息。

另外，在步骤S716中，第二信号处理单元206向记录单元207输出通过信号处理得到的生物体内信息。在步骤S717中，记录单元207记录、保管生物体内信息。另外，记录单元207也可以构成为能够记录、保管位置检测用信号。

接着，说明调制频率的最佳化。能够根据由解调单元203解调得到的来自第二信号处理单元的输出信号的状态(S/N比)，决定调制单元106在调制第一信号处理单元105的输出信号而对第一垫109施加电压时的调制频率。

例如，通过调制单元106使调制频率以初始调制频率为基准在比初始调制频率低的一侧和高的一侧发生变化。初始调制频率是指在实验等中求出的、一般是指第二信号处理单元206

的输出信号的状态良好的频率。

然后，将由解调单元203解调得到的、第二信号处理单元206的输出信号的状态例如S/N等良好的频率决定为最佳频率。

另外，关于调制频率的变更，可以随机地决定要变更的频率，但是也可以通过使用所谓爬山法(最陡梯度法)，更迅速地进行最佳的调制频率的调整。除此之外，能够使用任意算法来决定要变更的频率。

根据图7A、图7B、图7C的流程图说明这种决定最佳频率的过程。在步骤S712的下一步，在步骤S718中，将由解调单元203解调得到的、第二信号处理单元206的输出信号的状态(S/N等)与前次状态进行比较。当本次状态优于前次状态时，在步骤S719中将调制频率变更为本次频率。然后，返回到步骤S706。当前次状态优于本次状态时，返回到步骤S706。这样，在图7C中，用虚线包围的部分的过程相当于调制频率的最佳化过程。

据此，能够降低由生物体10的个体差异、日期和时间引起生物体的状态差异等的影响，从而能够在胶囊型内窥镜100与体外装置200之间实现更良好的通信。

(算出位置的详细过程)

接着，详细说明胶囊型内窥镜100的位置检测。图8A、图8B、图8C是表示位置检测的详细过程的流程图。在步骤S801中，将胶囊型内窥镜100与三个第二垫201a、201b、201c之间的距离分别设为 L_a 、 L_b 、 L_c (参照图6)。

在步骤S802中，根据位置检测用信号而在三个第二垫201a、201b、201c中产生的电位分别设为 V_a 、 V_b 、 V_c 。在步骤S803中，将第二垫201a的位置坐标设为 (a_x, a_y, a_z) ，将第二垫201b的位置坐标设为 (b_x, b_y, b_z) ，将第二垫201c的位置坐标设为 (c_x, c_y, c_z) 。另外，将第一垫109的位置坐标设为 (P_x, P_y, P_z) 。

在步骤S804中，下式(1)、(2)、(3)成立。

$$(Px-ax)^2+(Py-ay)^2+(Pz-az)^2=La^2 \quad \cdots(1)$$

$$(Px-bx)^2+(Py-by)^2+(Pz-bz)^2=Lb^2 \quad \cdots(2)$$

$$(Px-cx)^2+(Py-cy)^2+(Pz-cz)^2=Lc^2 \quad \cdots(3)$$

在步骤S805中，成立：

$$Va \propto 1/La^n$$

$$Vb \propto 1/Lb^n$$

$$Vc \propto 1/Lc^n。$$

在步骤S806中，位置坐标(ax, ay, az)、(bx, by, bz)、(cx, cy, cz)分别是粘贴了第二垫201a、201b、201c的位置，是已知的。

在步骤S807中，获取根据位置检测用信号产生的电位Va、Vb、Vc，然后，将这些电位代入式(1)、(2)、(3)来对式进行求解。由此，能够算出胶囊型内窥镜100的位置坐标(Px, Py, Pz)。

在步骤S808中，进一步将三个第二垫201a、201b、201c中某一个垫的位置坐标设为原点(0, 0, 0)。另外，例如定义如将生物体10的左手侧设为x的正方向那样的坐标系。由此，能够算出以某一个第二垫为基准的胶囊型内窥镜100的位置坐标(Px, Py, Pz)。

在步骤S809中，将第二垫201a、201b、201c中的某一个垫粘贴在生物体10的肚脐等的生物体特征部上。由此，能够以生物体特征部为基准算出胶囊型内窥镜100的三维(立体)位置。

(姿势检测)

通过上述过程，能够算出胶囊型内窥镜100在生物体10内的三维位置坐标。另外，最好是还能够检测胶囊型内窥镜100的姿势。由此，能够更正确地识别由CCD 103观察的生物体10内的部位。

图9A、图9B、图9C是表示姿势检测的过程的流程图。在

步骤S901中,将胶囊型内窥镜100与三个第二垫201a、201b、201c之间的距离分别设为 L_a 、 L_b 、 L_c (参照图6)。

另外,当进行姿势检测时,如图10所示,胶囊型内窥镜100除了具备垫109之外还具备垫130。垫130的结构、功能与垫109相同。返回到图9A继续进行说明。在步骤S902中,分别将发送时机、频率等不同的位置检测用信号进行调制而施加到垫109、垫130。

在步骤S903中,将根据来自垫109的位置检测用信号而在三个第二垫201a、201b、201c中产生的电位分别设为 V_a 、 V_b 、 V_c 。另外,将根据来自垫130的位置检测用信号而在三个第二垫201a、201b、201c中产生的电位分别设为 V_{a2} 、 V_{b2} 、 V_{c2} 。

在步骤S904中,将第二垫201a的位置坐标设为 (a_x, a_y, a_z) ,将第二垫201b的位置坐标设为 (b_x, b_y, b_z) ,将第二垫201c的位置坐标设为 (c_x, c_y, c_z) 。另外,将垫109的位置坐标设为 (P_x, P_y, P_z) ,将垫130的位置坐标设为 (P_{x2}, P_{y2}, P_{z2}) 。

从步骤S905到S910的过程与位置检测中所说明的图8B、8C中的从步骤S804到S809相同。因此,省略重复说明。

通过与位置检测相同的过程,算出胶囊型内窥镜100的垫109的位置 (P_x, P_y, P_z) 。接着,通过与位置检测相同的过程,算出胶囊型内窥镜100的垫130的位置 (P_{x2}, P_{y2}, P_{z2}) 。

在步骤S911中,对垫109的位置 (P_x, P_y, P_z) 、和垫130的位置 (P_{x2}, P_{y2}, P_{z2}) 进行向量运算。由此,能够检测胶囊型内窥镜100的姿势。

通过检测胶囊型内窥镜100的姿势,能够更正确地确定患部的位罝。

如以上所说明的那样,根据本实施例,胶囊型内窥镜100和体外装置200不通过电波、电流就能够将生物体内信息和位置

信息向体外进行通信。本申请的发明人认为能够通过静电感应等将信息进行通信。并且，发明人制作实际装置来通过实验确认、验证了能够进行如上所述的通信。

这样，在本实施例中，在胶囊型内窥镜100和体外装置200中，不需要设置天线、磁铁、磁场检测传感器等。因此，能够使装置小型化，能够减轻患者的负担。另外，不存在由电场方向等引起的静区，能够高精度地检测胶囊型内窥镜100的位置。

另外，说明了从胶囊型内窥镜100向体外装置200发送生物体内信息、位置检测用信号，但是并不限于此。例如，也可以设为从体外装置200向胶囊型内窥镜100发送电力信号、CCD驱动用信号的结构。

实施例2

接着，说明本发明的实施例2所涉及的被检体内位置检测系统。此外，对于与实施例1相同的部分附加同一附图标记，省略重复说明。图11示出了实施例2中的胶囊型内窥镜300的概要结构。

在本实施例中，在代替信号同步单元110而具备信号多路复用单元112的点上与实施例1不同。信号多路复用单元112将位置检测用信号叠加到生物体内信息信号而输出到调制单元106。

然后，在体外装置200侧，解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的电位变化向第二信号处理单元206输出生物体内信息信号。另外，解调单元203根据第二垫201a、201b、201c的电位变化向位置算出单元204输出解调得到的位置检测用信号。并且，通过与实施例1相同的过程，能够算出胶囊型内窥镜100的立体的位置信息。

在此，生物体内信息信号是影像信号。然后，信号多路复

用单元112在影像信号上叠加位置检测用信号。此时，能够用频率比影像信号的频率高的信号将位置检测用信号进行调制而进行叠加。

实施例3

接着，说明本发明的实施例3所涉及的被检体内位置检测系统。此外，对于与实施例1相同部分附加相同的附图标记，省略重复说明。图12A、图12B是表示实施例3所涉及的被检体内位置检测系统的成为基准的第二垫201a和生物体10的图。

上述体外装置所具备的第二垫中的至少一个是成为位置检测的基准的垫201a。将成为基准的第二垫粘贴在生物体10的规定位置、例如生物体的特征部上。作为生物体的特征部，可使用肚脐、乳头、脊椎等。在本实施例中，将肚脐401用作特征部。

图13是表示成为基准的第二垫201a的立体结构的分解图。此外，其它的第二垫201b、201c也是与第二垫201a相同的结构。为了贴紧身体表面，垫201a成为用树脂薄膜、带状等基材220a来夹住白金(Pt)、金(Au)等的薄膜220b的构造。

例如，在圆形形状的薄膜220b与绝缘薄膜220c的中央附近形成有贯通孔2011b、2011c。基材220a是大致透明的材质，在至少一个表面上描绘有大致垂直的基准线2011a。基准线2011a在基材220a的中央附近交叉。

并且，使薄膜220b的贯通孔2011b的中心位置、绝缘薄膜220c的贯通孔2011c的中心位置、以及基材220a的基准线2011a的交点一致地进行粘贴。由此，构成对位标记2011(图14)。

对位标记2011对应于对位部。对位标记2011用于对作为生物体10的规定位置的肚脐401进行相对的对位。

图14示出了成为基准的第二垫201a的截面结构。在第二垫

201a中与身体表面接触的部分，例如形成有硅树脂等绝缘薄膜220c。与身体表面接触的绝缘薄膜220c最好具有能够由第二信号处理单元206检测生物体表面的电位的程度的厚度。绝缘薄膜220c的厚度例如是1mm以下。

另外，也可以在生物体10的身体表面与第二垫201a之间涂敷凝胶、油。由此，能够进一步提高第二垫201a和身体表面之间的贴紧度。

由此，能够根据各垫201a、201b、201c与胶囊型内窥镜100之间的三维的相对位置，算出在以肚脐401为基准的如图12B所示那样的坐标系中的胶囊型内窥镜100的三维的绝对位置。

并不限于胶囊型内窥镜100的移动量、姿势的变化等的位置变化，能够使胶囊型内窥镜100的绝对位置、观察方向与实际的生物体10的概观信息、生物体信息相关联。因此，能够以容易活用的方式获知胶囊型内窥镜100的位置。

并且，观察者E能够一边通过贯通孔2011b和贯通孔2011c观察肚脐401一边将基准线2011a的交点对准肚脐401的大致中心，来粘贴基准用的垫201a。由此，能够将基准用的垫201a再现性良好地粘贴在相同的位置上。因此，能够容易地比较各检查时的生物体内信息。

本实施例中的对位部使用了贯通孔2011b、2011c、以及十字线的基准线2011a。然而，如果是能够对生物体10的规定位置进行成为基准的垫的相对的对位的结构，则并不限于于此。例如，也可以在垫的表面上设置对位用的标记、或者在垫的外形上设置凹槽部、突起部。

另外，在上述各实施例中，最好是考虑信号在生物体10内传播时的衰减而算出位置信息。由此，能够算出胶囊型内窥镜100的更正确的位置。

另外，如上所述，当在第二垫201a、201b、201c上分别连接专用解调单元203时，也可以不设置切换单元202。此时，能够对第二垫201a、201b、201c的全部算出与胶囊型内窥镜100之间的距离。此时，例如能够在位置检测的运算中使用最小二乘法。由此，具有能够进一步降低胶囊型内窥镜100的位置的导出误差的优点。

并且，在位置检测的运算中，也可以采用进行多次位置检测来将分别得到的位置进行平均化的结构。

另外，将上述各实施例的胶囊型内窥镜设为通过具备LED、CCD等来拍摄生物体内部的图像的结构。然而，导入到被检体内的被检体内导入装置并不限定于上述结构，也可以设为例如获取被检体内的温度信息、PH信息等其它生物体信息的结构。并且，也可以设为胶囊型内窥镜100具备振荡器的结构来获取被检体10内的超声波图像的结构。除此之外，也可以设为从这些生物体内信息获取多个信息的结构。

另外，在上述各实施例中示出了作为被检体而检查、观察生物体的例子。然而，本发明并不限于此，例如也可以将工业用产品设为被检体。

根据本发明能够提供一种被检体内位置检测系统，该被检体内位置检测系统不需要在被检体内外的装置上设置天线、磁铁、磁场检测传感器等，能够使被检体内外的装置小型化，能够减轻患者的负担，不存在由电场方向等引起的静区，能够高精度地检测位置。

产业上的可利用性

如上所述，本发明中的被检体内位置检测系统是小型，减轻患者(生物体)的负担，用于得到被检体内导入装置的位置信息的情况。

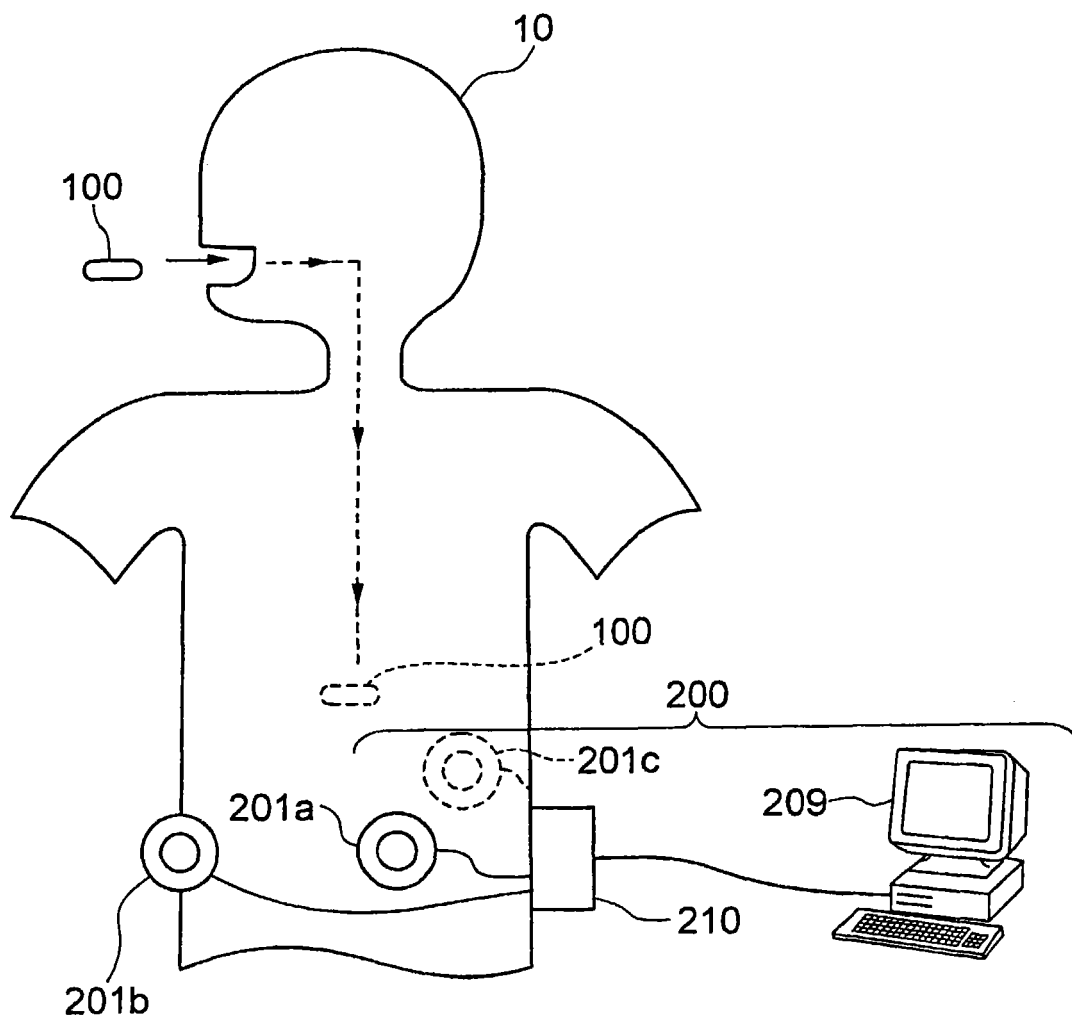


图 1

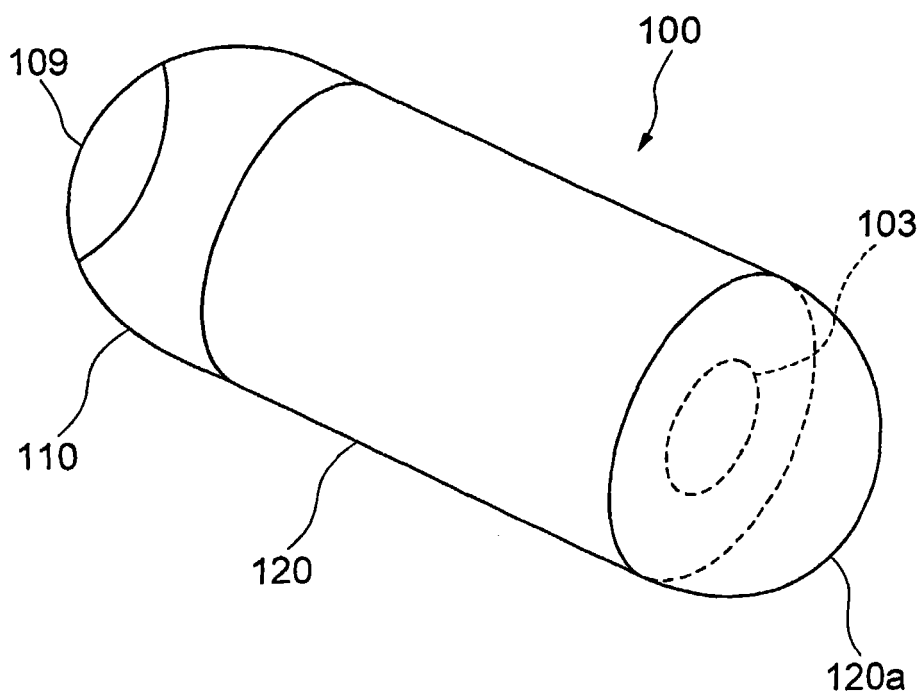


图 2

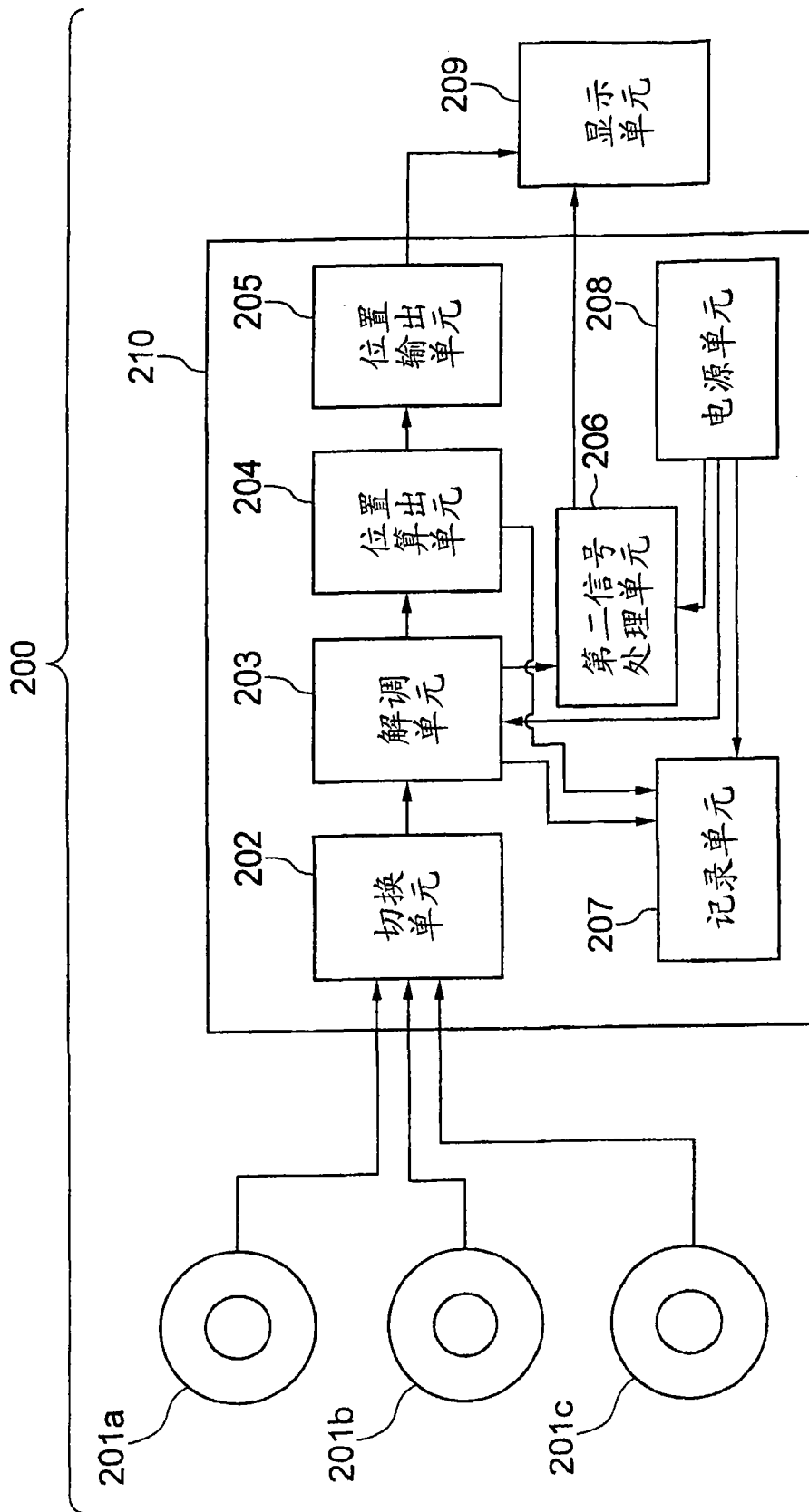


图 4

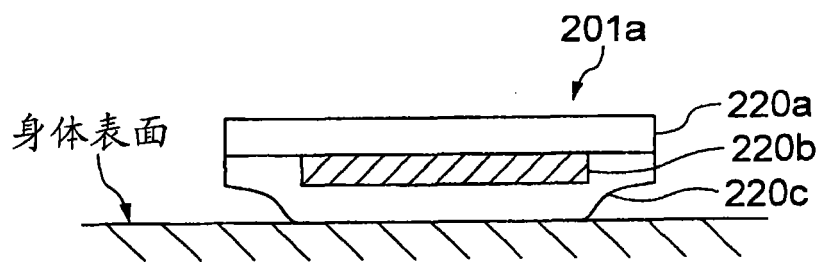


图 5

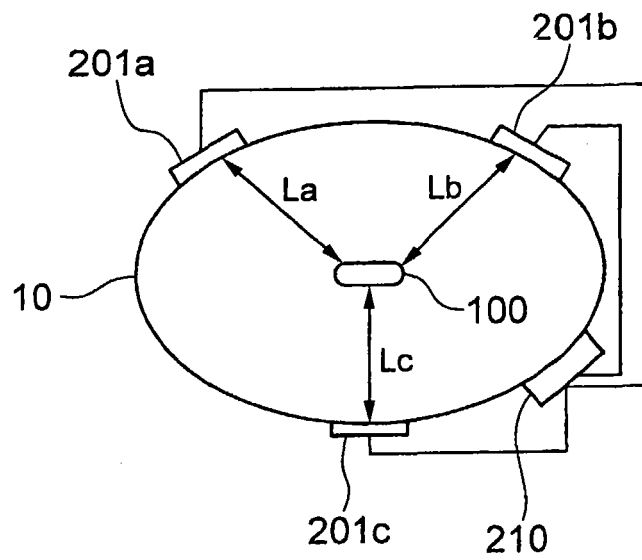


图 6

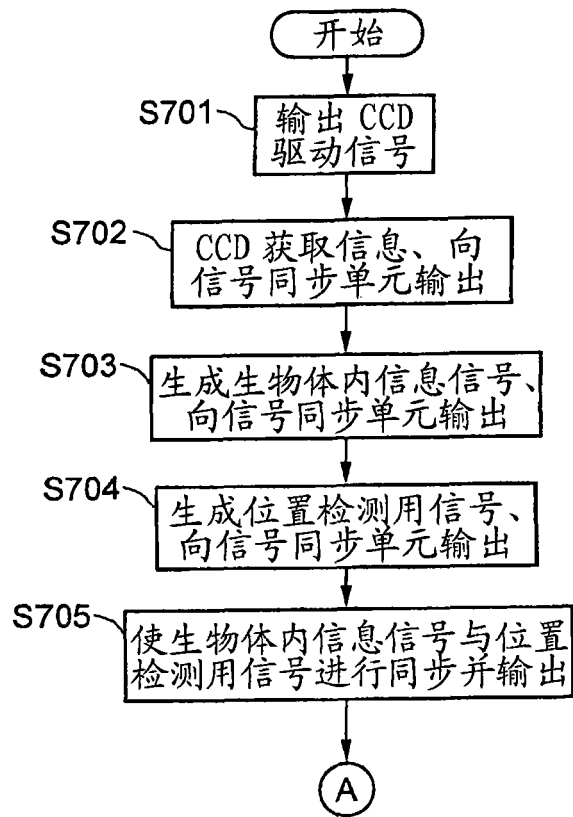


图 7A

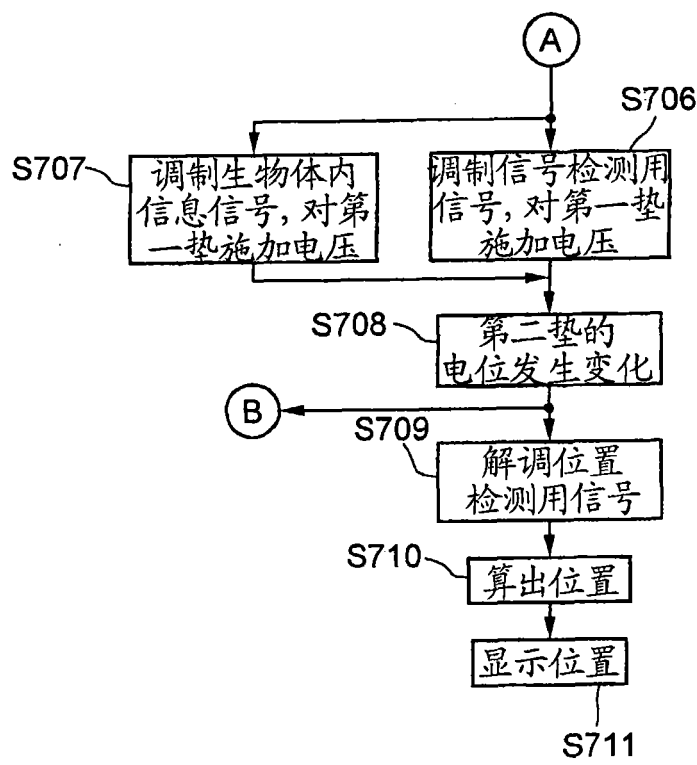


图 7B

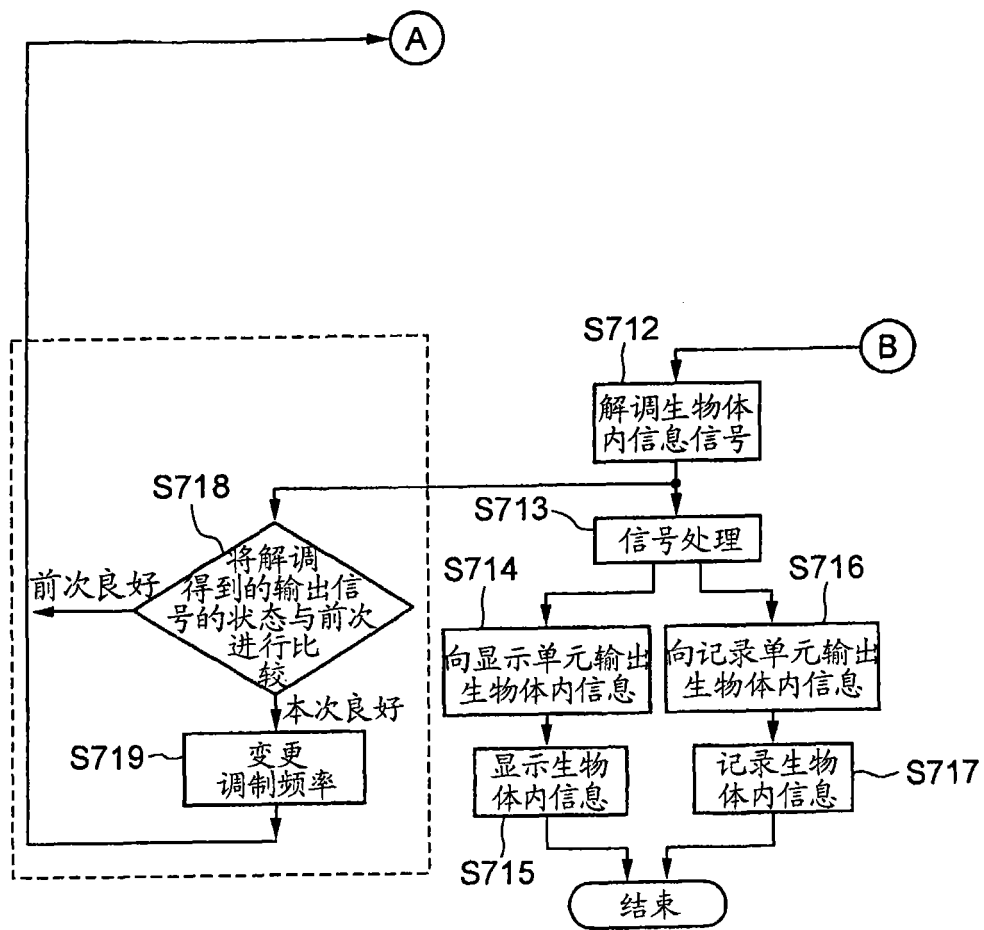


图 7C

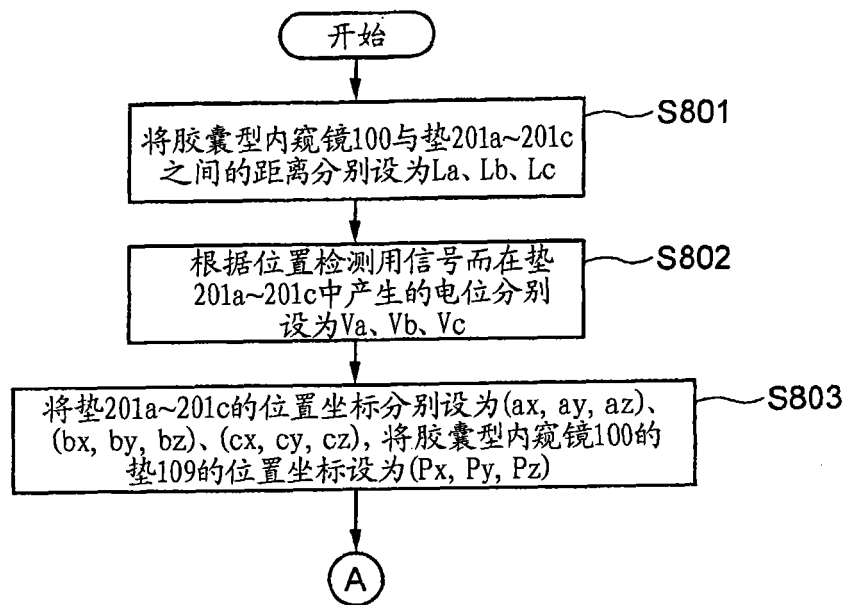


图 8A

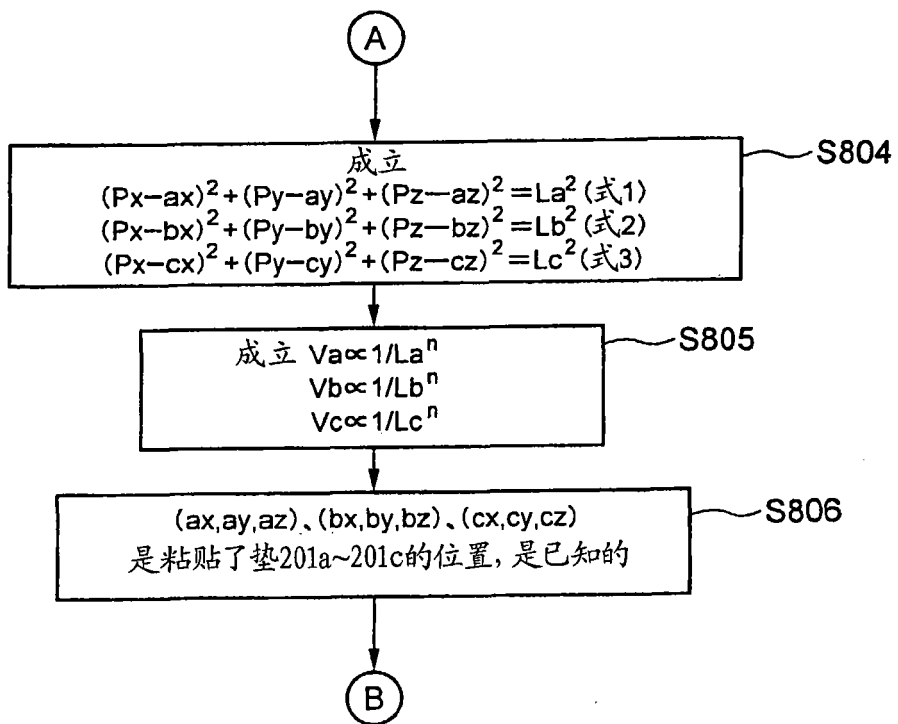


图 8B

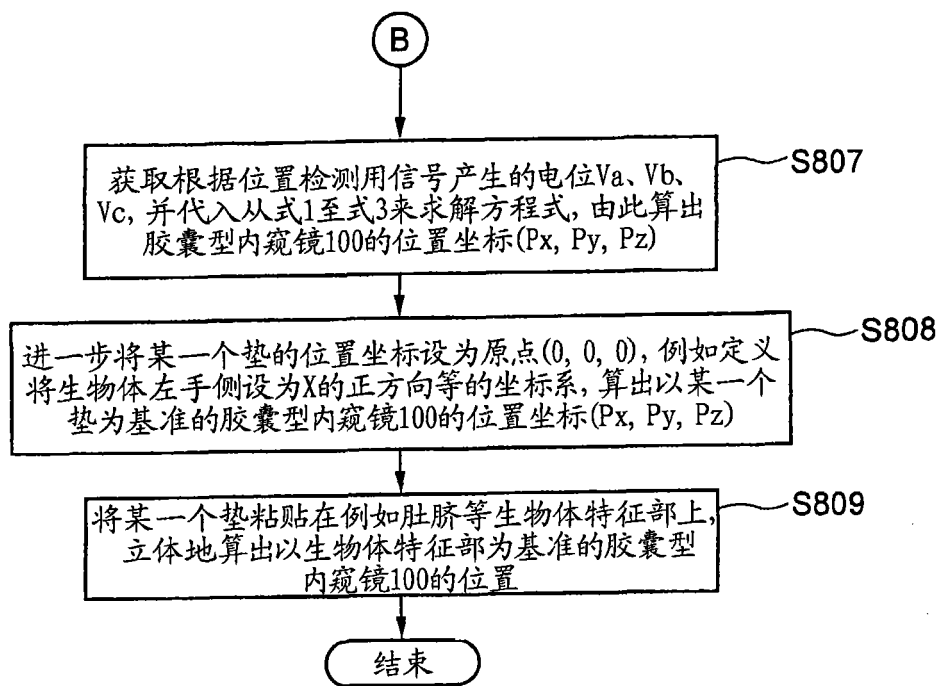


图 8C

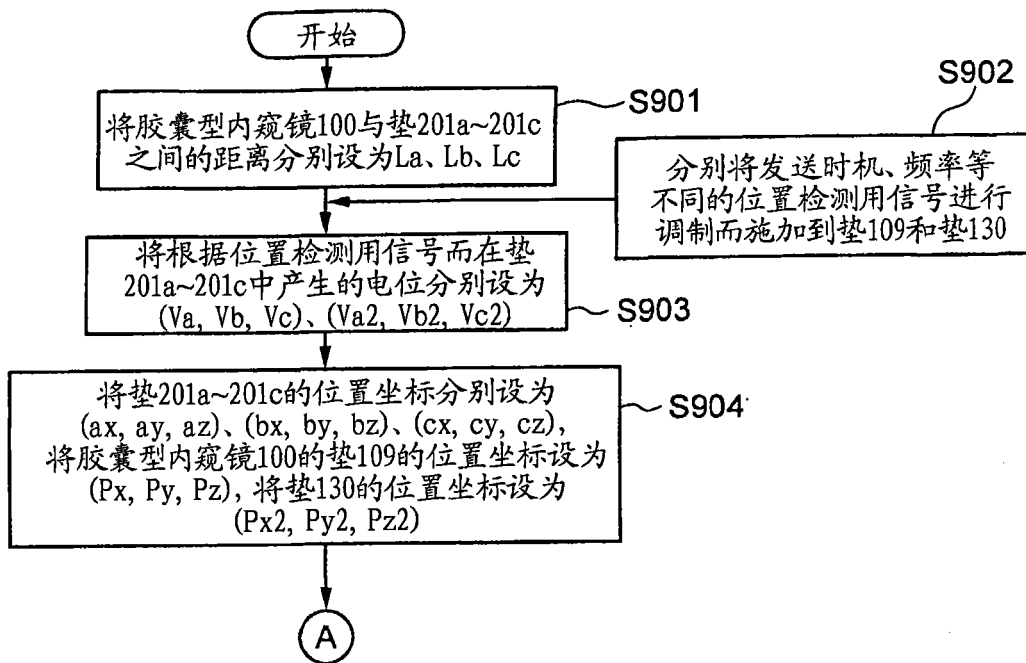


图 9A

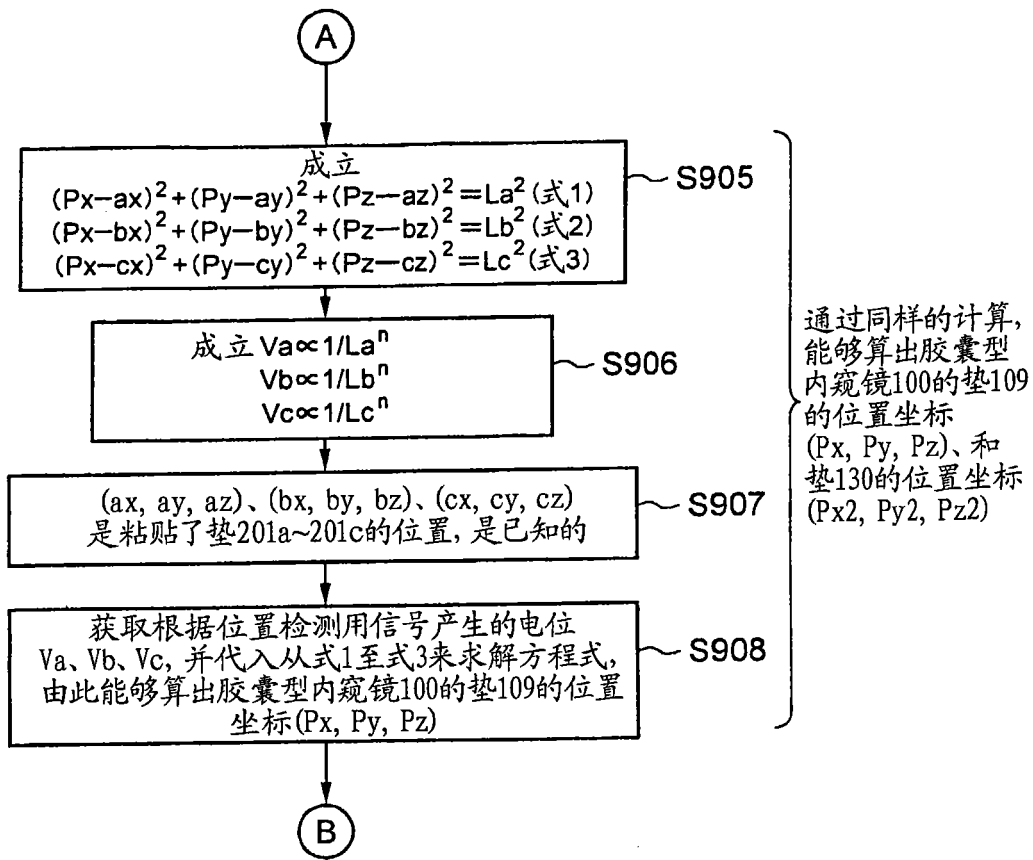


图 9B

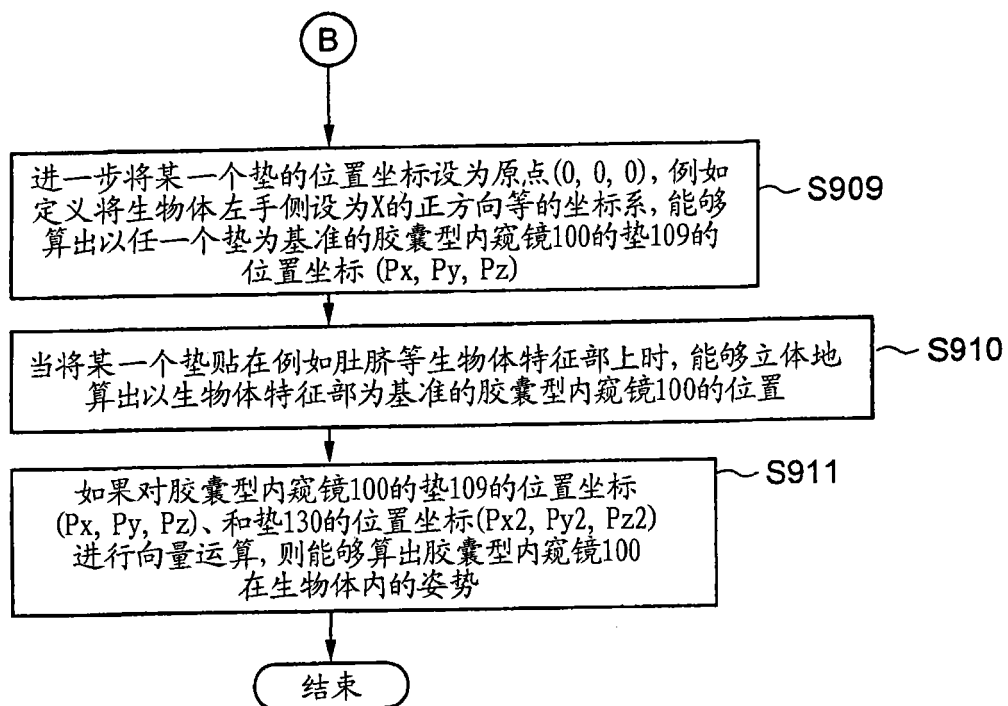


图 9C

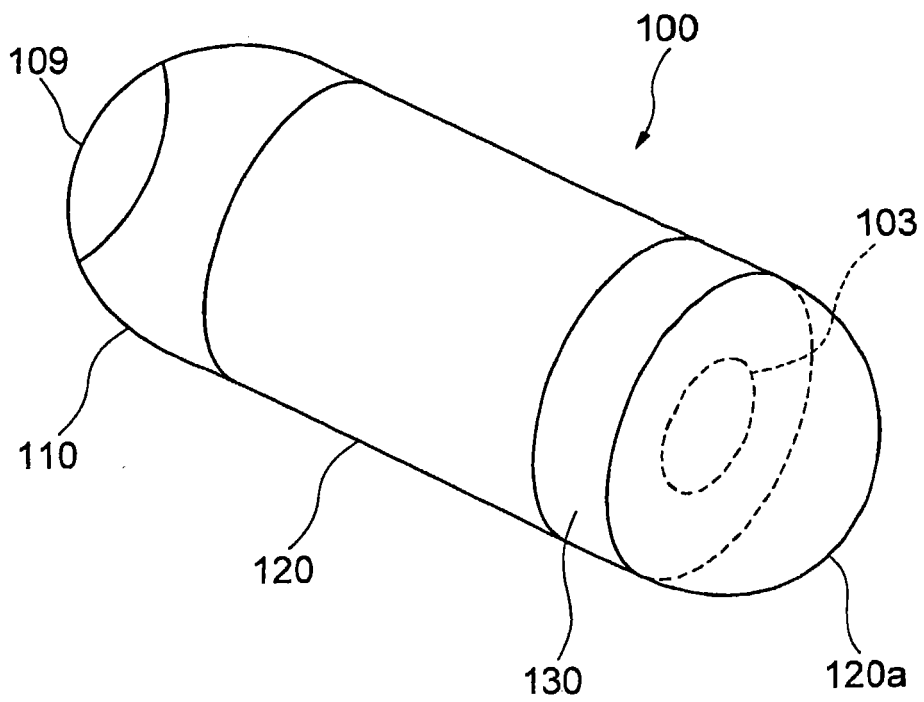


图 10

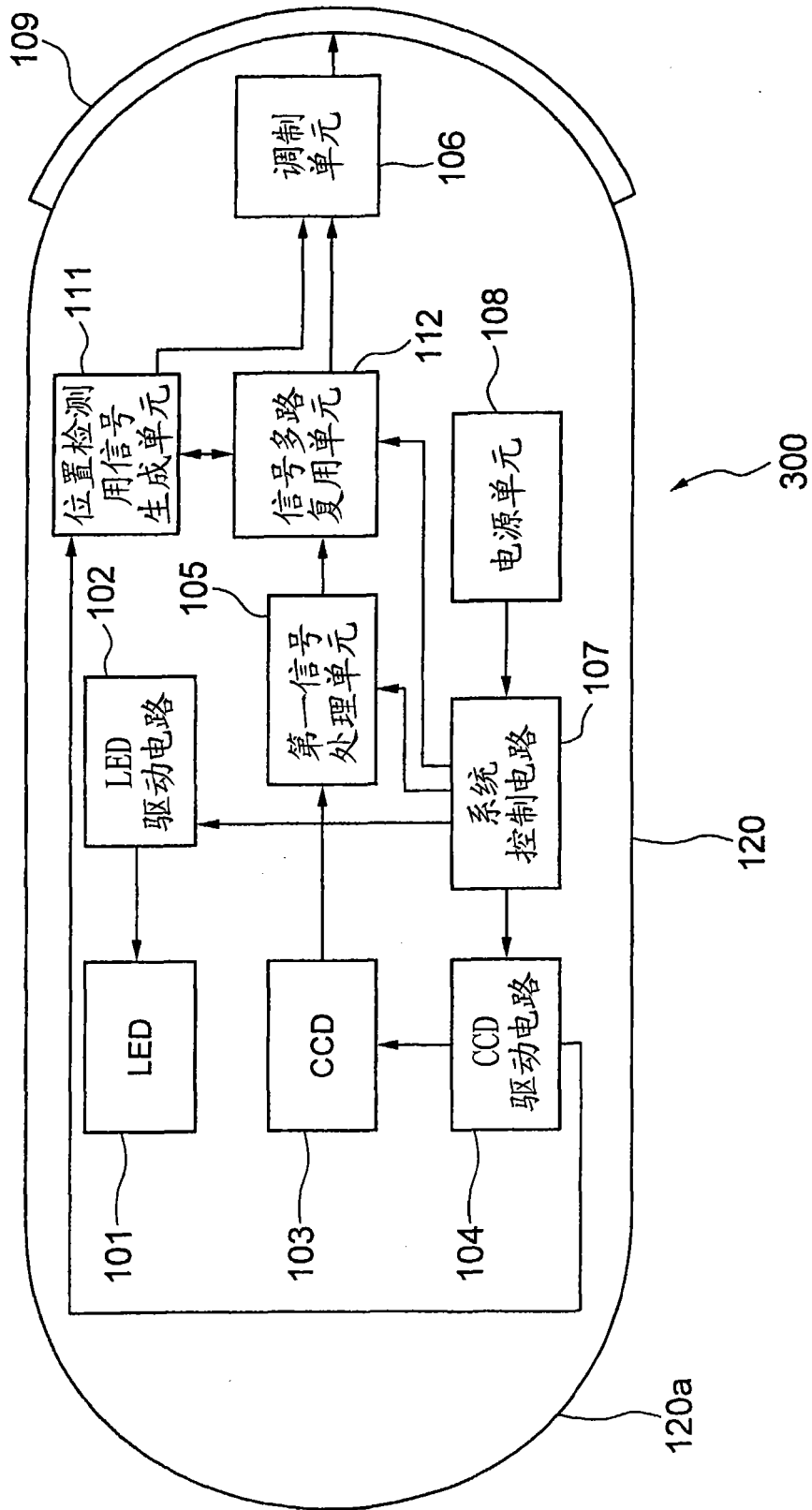


图 11

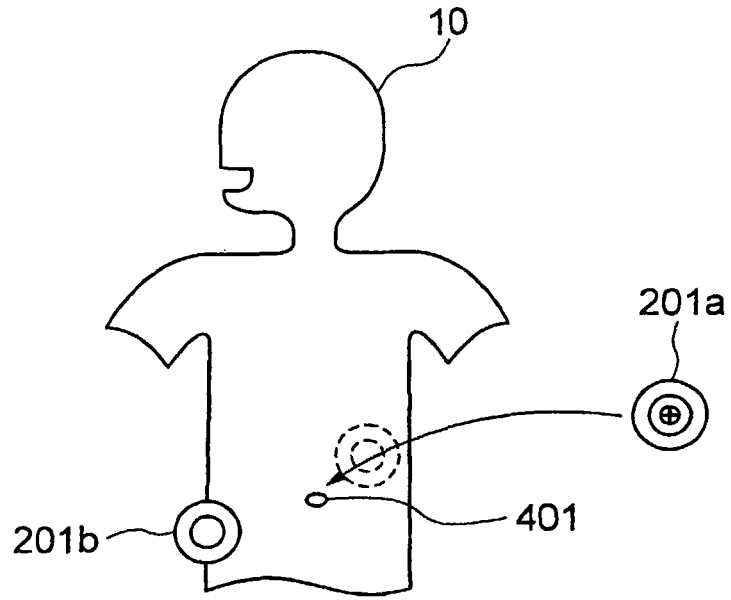


图 12A

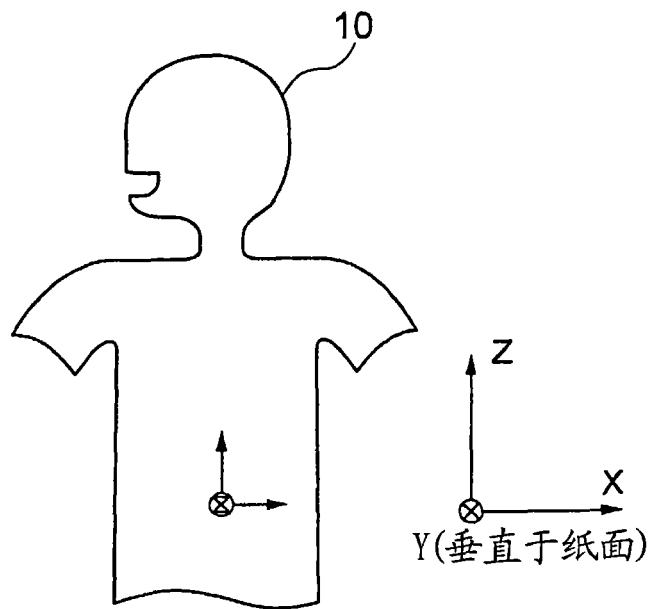


图 12B

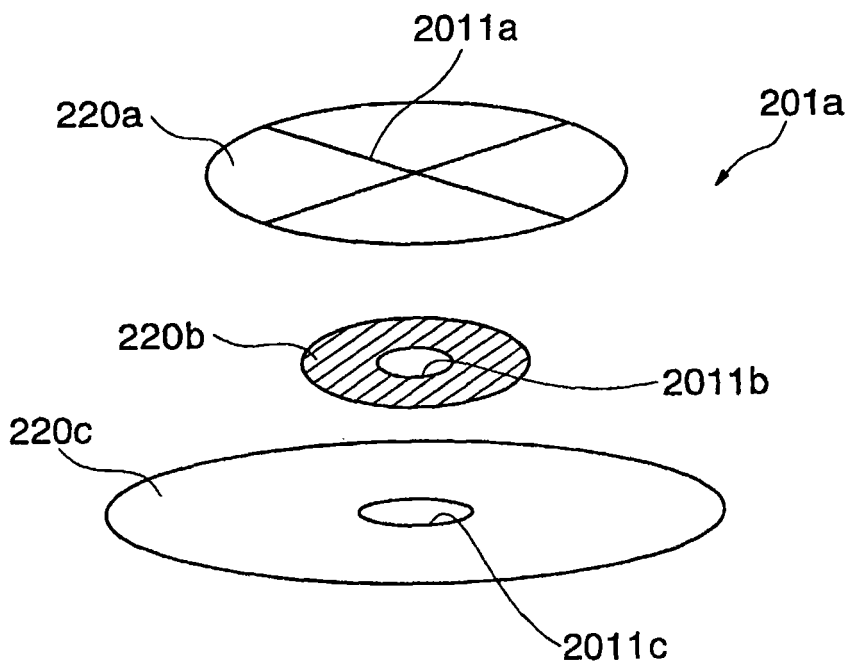


图 13

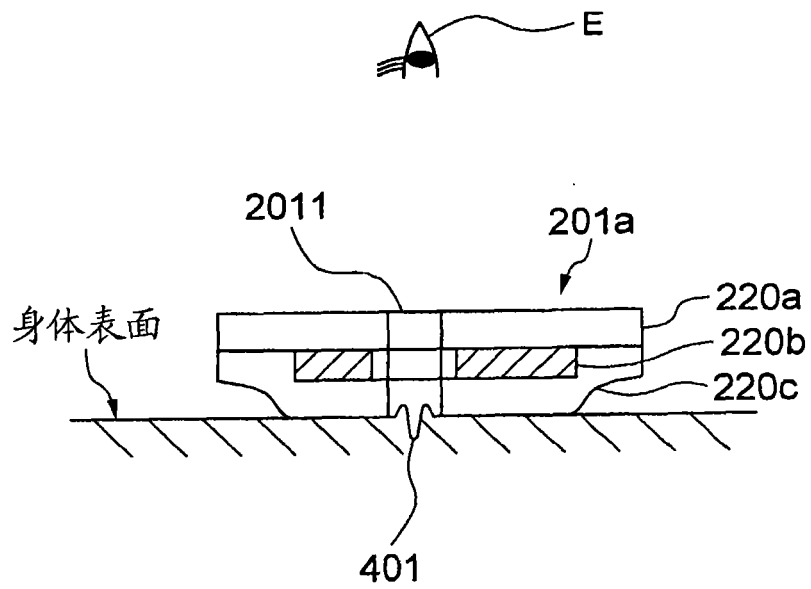


图 14

专利名称(译)	被检体内位置检测系统		
公开(公告)号	CN101330861A	公开(公告)日	2008-12-24
申请号	CN200680047398.8	申请日	2006-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	清水初男 中村干夫		
发明人	清水初男 中村干夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/061 A61B5/062 A61B5/7232		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2005362802 2005-12-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

胶囊型内窥镜(100)具备第一垫(109)，体外装置(200)具备多个第二垫(201a等)，胶囊型内窥镜(100)和体外装置(200)中的至少任一个装置具备对信号进行调制而对任一装置的垫施加电压的调制单元(106)，另一个装置具备根据另一个装置的垫的电位变化来进行信号解调的解调单元(203)，还具备用于发送位置检测用信号的位置检测用信号生成单元(111)、和根据基于多个第二垫(201a等)中的电位变化进行解调得到的位置检测用信号的信号强度的大小来算出胶囊型内窥镜(100)位置的位置算出单元(204)。

