



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101511255 B

(45) 授权公告日 2012.05.30

(21) 申请号 200780032093.4

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

(22) 申请日 2007.08.27

务所（普通合伙）11277

(30) 优先权数据

代理人 刘新宇

232789/2006 2006.08.29 JP

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 1/04 (2006.01)

2009.02.27

A61B 5/07 (2006.01)

(86) PCT申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/JP2007/066573 2007.08.27

WO 2006014011 A1, 2006.02.09,

(87) PCT申请的公布数据

JP 2005304638 A, 2005.11.04,

W02008/026549 JA 2008.03.06

CN 1517717 A, 2004.08.04,

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

JP 2005004383 A, 2005.01.06,

地址 日本东京都

CN 1741766 A, 2006.03.01,

专利权人 奥林巴斯株式会社

JP 2004255174 A, 2004.09.16,

(72) 发明人 内山昭夫 佐藤良次 木村敦志

审查员 张蔚

千叶淳 泷泽宽伸 森健

药袋哲夫

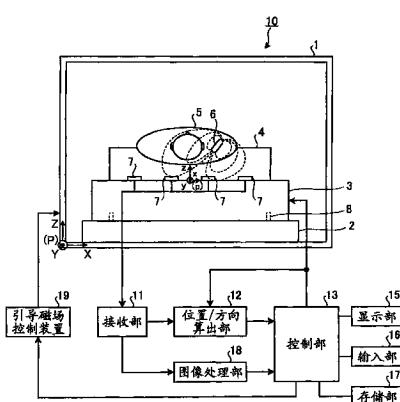
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

胶囊引导系统

(57) 摘要

本发明的目的在于高精度地检测使用人体通信的胶囊型内窥镜在被检体内的位置以及 / 或者方向来高精度地引导该胶囊型内窥镜。本发明所涉及的胶囊引导系统具备：电极垫 (7)、固定配置电极垫 (7) 的床 (3)、用于使胶囊型内窥镜 (6) 移动的磁场产生装置 (1)、位置 / 方向算出部 (12) 以及控制部 (13)。位置 / 方向算出部 (12) 根据电极垫 (7) 的检测值求出胶囊型内窥镜 (6) 的位置以及 / 或者方向，将该胶囊型内窥镜 (6) 的位置以及 / 或者方向与床 (3) 相对于磁场产生装置 (1) 的位置以及 / 或者方向相结合考虑，算出胶囊型内窥镜 (6) 相对于磁场产生装置 (1) 的绝对位置以及 / 或者绝对方向。控制部 (13) 根据该胶囊型内窥镜 (6) 的绝对位置以及 / 或者绝对方向来控制磁场产生装置 (1)。



1. 一种胶囊引导系统,其特征在于,具备:

电极垫,其被配置在体外,用于与胶囊型内窥镜进行人体通信并且检测该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向;

人体配置装置硬性部,其固定配置上述电极垫;

磁性引导装置,其用于使上述胶囊型内窥镜移动;

算出部,其根据上述电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向,将该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向与上述人体配置装置硬性部相对于上述磁性引导装置的位置以及 / 或者方向相结合考虑,从而算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向;

控制部,其根据上述绝对位置以及 / 或者上述绝对方向来控制上述磁性引导装置;

多个传感器,该多个传感器被设置在各电极垫附近,检测人体是否接触电极垫;以及选择部,其根据上述多个传感器的检测结果选择人体所接触的电极垫,

其中,上述算出部根据人体所接触的电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向。

2. 根据权利要求 1 所述的胶囊引导系统,其特征在于,

具有薄板状部件,各电极垫被配置在该薄板状部件上,其中,上述薄板状部件将各电极垫配置在与各传感器对应的位置上,各电极垫分别能够相对于各传感器进行安装和拆卸。

## 胶囊引导系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够通过人体通信与胶囊型内窥镜进行通信并且高精确度地检测该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向来进行引导的胶囊引导系统以及胶囊引导方法。

### [0002] 背景技术

[0003] 近年来,在内窥镜的领域中出现了一种吞服型的胶囊型内窥镜。在该胶囊型内窥镜中设置有摄像功能和无线功能。胶囊型内窥镜具有如下功能:为了进行观察(检查)而从患者的口中吞服该胶囊型内窥镜之后,直到从人体自然排出为止的期间,该胶囊型内窥镜在体腔内例如胃、小肠等脏器的内部随着其蠕动运动而移动,并依次进行摄像。

[0004] 但是,由于该胶囊型内窥镜通过无线功能与人体外进行通信,因此存在如下问题:功耗变大而动作时间变短,并且一次电池所占的体积变大,从而阻碍胶囊型内窥镜的小型化和高功能化。因此,近年来出现了一种使用人体通信与人体外进行通信的胶囊型内窥镜。在该使用人体通信的胶囊型内窥镜中,根据形成于胶囊型内窥镜的表面的发送电极之间的电位差产生电流,当该电流通过人体流通时,在安装于人体表面上的两个接收电极之间感应出电压,根据该感应出的电压接收来自胶囊型内窥镜侧的数据。在使用人体通信的该胶囊型内窥镜中,不需要数百MHz的高频信号而以10MHz左右的低频信号就能够发送数据,因此能够极大地降低功耗(参照专利文献1、2)。

[0005] 另一方面,存在一种如下系统:在胶囊型内窥镜中设置磁铁,对该胶囊型内窥镜施加外部旋转磁场,由此使胶囊型内窥镜旋转,通过该旋转将被检体内的胶囊型内窥镜引导到所期望位置来进行检查(参照专利文献3、4)。

[0006] 专利文献1:日本特表2006-513001号公报

[0007] 专利文献2:日本特表2006-513670号公报

[0008] 专利文献3:日本特开2004-255174号公报

[0009] 专利文献4:日本特开2005-304638号公报

### 发明内容

#### [0010] 发明要解决的问题

[0011] 然而,在想要将利用外部旋转磁场的胶囊型内窥镜的引导系统应用于上述人体通信系统的情况下,存在如下问题:由于人体的动作而导致胶囊型内窥镜的发送电极与接收电极之间的位置关系容易发生变化,无法高精确度地检测被检体内的胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向,其结果,无法进行高精确度的引导。

[0012] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够高精确度地检测使用人体通信的胶囊型内窥镜在被检体内的位置以及 / 或者方向来高精确度地引导该胶囊型内窥镜的胶囊引导系统以及胶囊引导方法。

#### [0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,具备:电极垫,其被配置在体外,用于与胶囊型内窥镜进行人体通信并且检测该胶囊型内窥镜的

位置以及 / 或者方向 ; 磁性引导装置, 其用于使上述胶囊型内窥镜移动 ; 检测部, 其检测上述电极垫与上述磁性引导装置之间的相对位置 ; 算出部, 其根据上述电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向, 根据该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向和由上述检测部检测出的相对位置, 算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向 ; 以及控制部, 其根据上述绝对位置以及 / 或者上述绝对方向来控制上述磁性引导装置。

[0015] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 具备 : 人体配置装置硬性部, 其固定配置上述检测部 ; 以及人体配置装置软性部, 其被设置在上述人体配置装置硬性部与人体之间, 其中, 上述电极垫被配置在上述人体配置装置软性部的人体侧, 上述检测部与上述电极垫的位置相对应地被配置在上述人体配置装置软性部的上述人体配置装置硬性部侧而检测电极垫相对于上述人体配置装置硬性部的相对位置, 上述算出部根据上述电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向, 将该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向与由上述检测部检测出的相对位置以及上述人体配置装置硬性部的位置相结合考虑, 从而算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向。

[0016] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 具备检测人体的动作的人体检测部, 上述检测部根据由上述人体检测部检测出的人体的动作来校正上述电极垫的相对位置。

[0017] 另外, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 具备 : 电极垫, 其被配置在体外, 用于与胶囊型内窥镜进行人体通信并且检测该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向 ; 人体配置装置硬性部, 其固定配置上述电极垫 ; 磁性引导装置, 其用于使上述胶囊型内窥镜移动 ; 算出部, 其根据上述电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向, 将该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向与上述人体配置装置硬性部相对于上述磁性引导装置的位置以及 / 或者方向相结合考虑, 从而算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向 ; 以及控制部, 其根据上述绝对位置以及 / 或者上述绝对方向来控制上述磁性引导装置。

[0018] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 在上述人体配置装置硬性部与人体之间设置有导电性人体配置装置软性部。

[0019] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 上述人体配置装置硬性部是浴缸, 人体被配置在充满流体的上述浴缸内。

[0020] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 上述导电性人体配置装置软性部或者上述流体的阻抗与人体的阻抗大致相等。

[0021] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 具备 : 多个传感器, 该多个传感器被设置在各电极垫附近, 检测人体是否接触电极垫 ; 以及选择部, 其根据上述多个传感器的检测结果选择人体所接触的电极垫, 其中, 上述算出部根据人体所接触的电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向。

[0022] 另外, 在上述发明中, 本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于, 具有薄板状部件, 各电极垫被配置在该薄板状部件上, 其中, 上述薄板状部件将各电极垫配置在与各传感器对应的位置上, 各电极垫分别能够相对于各传感器进行安装和拆卸。

[0023] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,具备使上述人体相对于上述磁性引导装置相对移动的人体移动部,上述算出部结合考虑上述人体移动部的相对移动的值来校正上述胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向。

[0024] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述检测部是超声波传感器。

[0025] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述检测部是对能够立体观察被配置在上述电极垫上的标记的图像进行摄像的多个摄像装置。

[0026] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述检测部是磁传感器。

[0027] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述检测部是对上述电极垫侧的人体表面进行三维扫描的三维扫描器。

[0028] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述检测部是被推到上述电极垫上而将上述电极垫的位移变换为机械位移来检测上述电极垫的三维位置的机械位移计。

[0029] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述人体检测部是压力传感器。

[0030] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述人体检测部是温度传感器。

[0031] 另外,在上述发明中,本发明所涉及的胶囊引导系统的特征在于,上述人体检测部是检测人体的接触的机械开关。

[0032] 另外,本发明所涉及的胶囊引导方法的特征在于,包括以下步骤:胶囊位置方向算出步骤,根据人体通信信号算出胶囊型内窥镜相对于电极垫的相对位置以及 / 或者相对方向,其中,上述电极垫与人体内部的上述胶囊型内窥镜进行人体通信来接收上述人体通信信号;电极垫位置算出步骤,算出上述电极垫相对于磁性引导装置的相对位置,其中,上述磁性引导装置对上述胶囊型内窥镜形成外部磁场来对上述胶囊型内窥镜进行磁性引导;绝对位置方向算出步骤,根据通过上述胶囊位置方向算出步骤算出的上述胶囊型内窥镜的相对位置以及 / 或者相对方向和通过上述电极垫位置算出步骤算出的上述电极垫的相对位置,算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向;以及磁场控制步骤,根据通过上述绝对位置方向算出步骤算出的上述胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向来控制上述磁性引导装置。

[0033] 另外,本发明所涉及的胶囊引导方法的特征在于,包括以下步骤:胶囊位置方向算出步骤,根据由与人体内部的胶囊型内窥镜进行人体通信的电极垫接收到的人体通信信号,算出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向;以及磁场控制步骤,根据通过上述胶囊位置方向算出步骤算出的上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向来控制上述胶囊型内窥镜的引导磁场。

#### [0034] 发明的效果

[0035] 根据本发明所涉及的胶囊引导系统,检测部检测电极垫与磁性引导装置之间的相对位置,算出部根据上述电极垫的检测值求出胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向,并根据该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向和由上述检测部检测出的相对位置算出上述胶

囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向,因此在进行人体通信的情况下也能够高精度地检测胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向,其结果,能够高精度地引导胶囊型内窥镜。

[0036] 另外,本发明所涉及的胶囊引导系统在人体配置装置硬性部上固定配置电极垫,算出部根据上述电极垫的检测值求出上述胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向,将该胶囊型内窥镜的位置以及 / 或者方向与上述人体配置装置硬性部相对于磁性引导装置的位置以及 / 或者方向相结合考虑,算出上述胶囊型内窥镜 相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向,因此在进行人体通信的情况下也能够以简单的结构来高精度地检测胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向,其结果,能够高精度地引导胶囊型内窥镜。

[0037] 并且,本发明所涉及的胶囊引导方法,根据人体通信信号算出胶囊型内窥镜相对于与人体内部的上述胶囊型内窥镜进行人体通信来接收上述人体通信信号的电极垫的相对位置以及 / 或者相对方向,算出上述电极垫相对于对上述胶囊型内窥镜形成外部磁场来磁性引导上述胶囊型内窥镜的磁性引导装置的相对位置,根据上述胶囊型内窥镜的相对位置以及 / 或者相对方向和上述电极垫的相对位置算出上述胶囊型内窥镜相对于上述磁性引导装置的绝对位置以及 / 或者绝对方向,根据上述胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向来控制上述磁性引导装置,因此在进行人体通信的情况下也能够高精度地检测胶囊型内窥镜的绝对位置以及 / 或者绝对方向,其结果,能够高精度地引导胶囊型内窥镜。

## 附图说明

- [0038] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的胶囊引导系统的概要结构的示意图。
- [0039] 图 2 是表示图 1 所示的胶囊引导系统的胶囊型内窥镜的结构的图。
- [0040] 图 3 是表示图 1 所示的胶囊引导系统的磁场产生装置的结构的图。
- [0041] 图 4 是表示本发明的实施方式 1 的变形例所涉及的胶囊引导系统的概要结构的示意图。
- [0042] 图 5 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的胶囊引导系统的概 要结构的示意图。
- [0043] 图 6 是表示使用薄板状部件的变形例的截面图。
- [0044] 图 7 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的胶囊引导系统的概要结构的示意图。
- [0045] 图 8 是表示本发明的实施方式 4 所涉及的胶囊引导系统的概要结构的示意图。
- [0046] 图 9 是表示图 8 所示的标记的具体例的图。
- [0047] 附图标记说明
- [0048] 1 :磁场产生装置 ;2 :基台 ;3 :床 ;4 :凝胶状导电性床 ;5 :人体 ;6 :胶囊型内窥镜 ;7、67、77 :电极垫 ;10、50、60、70 :胶囊引导系统 ;11 :接收部 ;12 :位置 / 方向算出部 ;13 :控制部 ;15 :显示部 ;16 :输入部 ;17 :存储部 ;18、74 :图像处理部 ;19 :引导磁场控制装置 ;20 :筒状壳体 ;21 :圆顶形状壳体 ;22、23 :发送电极 ;24 :螺旋突起 ;43 :浴缸 ;44 :导电性流体 ;51 :选择部 ;57 :压力传感器 ;61 :传感器 ;71 :标记 ;72、73 :摄像装置。

## 具体实施方式

[0049] 下面参照附图说明作为用于实施本发明的较佳方式的胶囊引导系统以及胶囊引导方法。此外,本发明不限定于该实施方式。

[0050] (实施方式 1)

[0051] 图 1 是表示作为本发明的实施方式 1 的胶囊引导系统的结构的示意图。另外,图 2 是表示图 1 所示的胶囊型内窥镜的结构的图。并且,图 3 是表示图 1 所示的磁场产生装置的结构的示意图。在图 1 ~ 图 3 中,该胶囊引导系统 10 具有:磁场产生装置 1,其产生三维的旋转磁场;基台 2,其至少一部分被设置在磁场产生装置 1 内;床 3(人体配置装置硬性部),其用于在基台 2 的上部通过导轨 8 在 Y 轴方向上可移动地配置人体 5;多个电极垫 7,该多个电极垫 7 以矩阵状固定配置在床 3 的上部;凝胶状导电性床 4(导电性人体配置装置软性部),其被配置在床 3 和电极垫 7 上,由具有导电性的软性部件、例如凝胶状导电性部件形成。作为被检体的人体 5 携带从口部吞服的可进行人体通信的胶囊型内窥镜 6 而躺在该凝胶状导电性床 4 上,由此成为在电气上与凝胶状导电性部件导通的状态。在此,即使人体 5 进行动作,人体 5 也维持至少一部分与凝胶状导电性床 4 导通的状态,另外,各电极垫 7 的位置不动。在此,能够使用导电性橡胶等来代替凝胶状导电性部件。另外,设为将电极垫固定配置成矩阵状,但是也可以不是矩阵状,只要将电极垫固定在已知的位置即可。

[0052] 各电极垫 7 被连接在接收部 11 上,接收部 11 接收在各电极垫 7 之间感应出的电压,并将其作为从胶囊型内窥镜 6 通过人体 5 传输的接收信号而输出到位置 / 方向算出部 12 和图像处理部 18。位置 / 方向算出部 12 根据各电极垫 7 之间的电压值算出胶囊型内窥镜 6 相对于床 3 的相对位置以及 / 或者相对方向。另一方面,图像处理部 18 根据从接收部 11 输出的接收信号生成从胶囊型内窥镜 6 发送的图像信息,并输出到控制部 13。

[0053] 在控制部 13 上连接有显示部 15、输入部 16、存储部 17,将从图像处理部 18 输入的图像信息显示在显示部 15 上,并且依次存储到存储部 17 中。输入部 16 将包含对磁场产生装置 1 的各种操作的输入信息输出到控制部 13,控制部 13 根据该输入信息进行对引导磁场控制装置 19 的指示、床 3 相对于基台 2 的移动控制等。床 3 的移动控制的信息也被输入到位置 / 方向算出部 12。位置 / 方向算出部 12 结合考虑床 3 的基准位置 p 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的相对位置,对根据床 3 的移动控制的信息而得到的床 3 的移动量进行校正,并且结合考虑上述的从床 3 的基准位置 p 观察的胶囊型内窥镜 6 的相对位置以及 / 或者相对方向的值,最终算出从磁场产生装置 1 的基准位置 P 观察的胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向,将该算出的结果发送到控制部 13。控制部 13 将该胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向的值发送到引导磁场控制装置 19,并且暂时存储在存储部 17 中,从而在显示部 15 中显示胶囊型内窥镜 6 的位置 / 方向时使用。

[0054] 如图 2 所示,胶囊型内窥镜 6 成为如下形状:不透明的筒状壳体 20 的一端为不透明的圆顶形状,另一端被透明的圆顶形状壳体 21 塞住。在该筒状壳体 20 和圆顶形状壳体 21 的内部,在圆顶形状壳体 21 侧具备利用 LED 等来实现的照明部 31、聚光透镜 32、摄像元件 33,对圆顶形状壳体 21 侧的周围的被摄体进行摄像。由信号处理部 34 对从摄像元件 33 输出的摄像信号进行处理,并作为图像信号而利用后述的发送电极 22、23 从发送部 36 输出,通过人体发送到电极垫 7。在此,在圆顶形状壳体 21 的表面和圆顶形状壳体 21 的相反侧的圆顶表面上分别形成有人体通信用的发送电极 22、23。形成于圆顶形状壳体 21 的表面上的发送电极 22 是利用 ITO 等来实现的透明电极。另外,各发送电极 22、23 是耐腐蚀性

优异且对人体无害的金属,例如发送电极 23 利用 SUS316L、金等来实现。并且,各发送电极 22、23 通过体液等与人体内部电连接。

[0055] 胶囊型内窥镜 6 的中央部配置有电池 35 和磁铁 30。将磁铁 30 的磁极配置在与胶囊型内窥镜 6 的长度方向、即轴方向垂直的方向上,旋转磁场围绕轴发生作用从而牵引磁铁 30,磁铁 30 如马达的转子那样围绕轴进行旋转,由此胶囊型内窥镜 6 进行旋转。在此,胶囊型内窥镜 6 的圆筒部周围形成有螺旋突起 24,当胶囊型内窥镜 6 进行旋转时,螺旋突起 24 与体内的消化管壁螺纹结合,胶囊型内窥镜 6 如螺丝那样在轴方向上进行移动。例如,在图 2 中,当胶囊型内窥镜 6 在围绕轴的 A 方向上进行旋转时,胶囊型内窥镜 6 向 F 方向前进,当胶囊型内窥镜 6 在与围绕轴的 A 方向相反的方向上进行旋转时,胶囊型内窥镜 6 向 B 方向后退。由此,在体内,胶囊型内窥镜 6 能够利用磁场产生装置 1 的旋转引导磁场来进行移动。

[0056] 另外,如图 3 所示,磁场产生装置 1 是形成为在强磁性体等介电常数较高的部件上缠绕线圈的状态的电磁铁,具有以在 XYZ 三个方向上夹住人体 5 的方式分别组合一对电磁铁的结构,能够通过控制在各方向产生的磁场的强弱来对胶囊型内窥镜 6 形成三维的外部旋转磁场。引导磁场控制装置 19 根据经由控制部 13 的输入部 16 的操作指示来控制对各方向的电磁铁的通电量,由此形成该外部旋转磁场。

[0057] 接着,说明具有上述结构的胶囊引导系统 10 通过旋转磁场来引导人体 5 内部的胶囊型内窥镜 6 的胶囊引导方法。首先,位置 / 方向算出部 12 从各电极垫 7 获取从人体 5 内部的胶囊型内窥镜 6 通过人体 5 而传输的接收信号、即人体通信信号,根据来自上述各电极垫 7 的人体通信信号的电压值、即各电极垫 7 之间的电压值算出胶囊型内窥镜 6 相对于各电极垫 7 的相对位置以及 / 或者相对方向(胶囊位置方向算出步骤)。在此,在对于床 3 固定配置上述各电极垫 7 的情况下,在该胶囊位置方向算出步骤中,位置 / 方向算出部 12 如上述那样算出胶囊型内窥镜 6 相对于床 3 的相对位置以及 / 或者相对方向。

[0058] 接着,位置 / 方向算出部 12 算出各电极垫 7 相对于磁场产生装置 1 的相对位置(电极垫位置算出步骤)。在这种情况下,位置 / 方向算出部 12 根据床 3 的基准位置 p 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的相对位置和床 3 上的各电极垫 7 的固定位置,算出各电极垫 7 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的相对位置,并根据上述的床 3 的移动量,对该算出的各电极垫 7 的相对位置进行校正。此外,在上述各电极垫 7 与床 3 之间的相对位置关系始终固定的情况下,也可以根据磁场产生装置 1 的基准位置 P 与床 3 的基准位置 p 之间的相对位置关系预先设定上述各电极垫 7 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的相对位置。

[0059] 接着,位置 / 方向算出部 12 根据胶囊型内窥镜 6 相对于上述各电极垫 7 的相对位置以及 / 或者相对方向和各电极垫 7 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的相对位置,算出从磁场产生装置 1 的基准位置 P 观察的胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向(绝对位置方向算出步骤)。位置 / 方向算出部 12 如上述那样将上述胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向的算出结果发送到控制部 13。

[0060] 之后,控制部 13 根据从上述位置 / 方向算出部 12 获取到的胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向来控制磁场产生装置 1(磁场控制步骤)。在这种情况下,控制部 13 通过上述引导磁场控制装置 19 的控制来控制磁场产生装置 1。上述引导磁场控制装

置 19 使磁场产生装置 1 形成施加给胶囊型内窥镜 6 的旋转引导磁场,使得将胶囊型内窥镜 6 引导到控制部 13 所指示的位置以及 / 或者方向上。这样,胶囊引导系统 10 能够将人体 5 内部的胶囊型内窥镜 6 高精确度地引导到所期望位置以及 / 或者方向上。

[0061] 在本实施方式 1 中,通过凝胶状导电性床 4 使电极垫 7 与人体电接触,因此能够进行稳定的人体通信以及胶囊型内窥镜 6 的位置以及 / 或者方向的检测。另外,在本实施方式 1 中,电极垫 7 兼有人体通信功能和胶囊型内窥镜 6 的位置以及 / 或者方向的检测功能,因此结构变得简单。并且,在本实施方式 1 中,由于电极垫 7 被固定配置在床 3 上,因此已知磁场产生装置 1 与电极垫 7 之间的位置关系,仅根据基于电极垫 7 的胶囊型内窥镜 6 的相对位置以及 / 或者相对方向的检测精确度,就大致决定了胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向的精确度,由于如上述那样基于电极垫 7 的相对位置以及 / 或者相对方向的检测精确度较高,因此最终能够提高胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向的检测精确度。即,检测到的胶囊型内窥镜 6 的位置 / 方向与想要通过磁场产生装置 1 来控制的胶囊型内窥镜 6 的位置 / 方向的坐标一致。其结果,能够进行用于高精确度地移动胶囊型内窥镜 6 的引导控制。

[0062] 此外,在上述实施方式 1 中,在人体 5 与床 3 之间设置了凝胶状导电性床 4,但是不限于此,例如也可以以水床来代替凝胶状导电性床 4。另外,如图 4 所示,也可以在基台 2 上设置浴缸 43,并且在该浴缸 43 的内部设置电极垫 7,使该浴缸 43 内部充满导电性流体 44、例如水,来代替凝胶状导电性床 4。已知人体的大部分都是水分,由此可知水具有导电性,阻抗也取与人体的阻抗相近的值。相反地,凝胶状导电性床 4 和导电性流体 44 的阻抗最好取人体 5 的阻抗、即  $20\Omega$  左右的相近值。并且,为了使水的阻抗与人体的阻抗一致,也可以使用生理盐水来代替水。

[0063] 另外,关于床 3 的移动,除了可以设为能够对于 Y 轴方向移动以外,也可以设为能够对 X 轴、Z 轴方向移动。另外,作为配置人体 5 的装置,以床为例进行了说明,但是除了床以外,也可以是如椅子那样使人体坐着的形状的装置、以使人体 5 站立的状态下倚靠导电性人体配置装置软性部的方式使用的柱状或壁状的装置。

[0064] (实施方式 2)

[0065] 接着,说明本发明的实施方式 2。在上述实施方式 1 中,通过凝胶状导电性床 4 而所有的电极垫 7 都成为人体通信和位置 / 方向检测的对象,但是在本实施方式 2 中,不设置凝胶状导电性床 4,仅将人体 5 所接触的床 3 上的电极垫 7 作为检测对象来进行人体通信和位置 / 方向检测。

[0066] 图 5 是表示作为本发明的实施方式 2 的胶囊引导系统的概要结构的示意图。如图 5 所示,在该胶囊引导系统 50 中,设为删除了胶囊引导系统 10 中所示的凝胶状导电性床 4 的结构,并且与各电极垫 7 接触地、或者在电极垫 7 附近设置探测人体的接触的多个压力传感器 57。并且,将各压力传感器 57 的检测结果发送到接收部 11,设置在接收部 11 内的选择部 51 仅将与检测到规定值以上的压力的压力传感器 57 成对的电极垫 7 的检测结果输出到位置 / 方向算出部 12 和图像处理部 18,其中,在检测到上述规定值以上的压力的情况下可视为人体接触。其它的结构与实施方式 1 相同。

[0067] 在本实施方式 2 中,不需要设置凝胶状导电性床 4,因此能够实现胶囊引导系统的小型化。

[0068] 此外,在上述实施方式 2 中,使用压力传感器作为检测人体的接触的传感器,但是不限于此,例如也可以使用温度传感器、机械开关。

[0069] 并且,如图 6 所示,也可以使用具有如下配置的薄板状部件 53:将电极垫 7 分离成中央形成有凸部的电极垫 7b 以及中央形成有凹部的电极垫 7a,使凹部与凸部如摁扣那样嵌合来分别结合,电极垫 7a 与电极垫 7b 相对应。由此,能够交换薄板状部件 53,从而能够容易地进行重复检查时的卫生管理以及维护。

[0070] (实施方式 3)

[0071] 接着,说明本发明的实施方式 3。在上述实施方式 1、2 中,都将电极垫 7 固定配置在床 3 上,但是在本实施方式 3 中,配置成电极垫根据人体的动作而进行移动。

[0072] 图 7 是表示作为本发明的实施方式 3 的胶囊引导系统的概要结构的示意图。图 7 所示的胶囊引导系统 60 设置凝胶状床 64(人体配置装置软性部)来代替胶囊引导系统 10 的凝胶状导电性床 4,在该凝胶状床 64 的人体 5 侧安装被配置成矩阵状的多个电极垫 67。因而,电极垫 67 的位置与人体 5 的动作相对应地发生变化。为此,在凝胶状床 64 的床 3 侧或床 3 的表面上与各个电极垫 67 相对应地配置能够检测电极垫 67 的位置变化的传感器 61。传感器 61 例如利用超声波传感器来实现,根据超声波传感器所发出的超声波的回波来检测电极垫 67 的距离或位置变化。将该检测结果输出到位置 / 方向算出部 12,位置 / 方向算出部 12 根据由传感器 61 检测出的电极垫 67 的位置来对电极垫 67 的位置进行校正。其它的结构与实施方式 1 相同。

[0073] 根据本实施方式 3 也能够进行稳定的人体通信和高精确度的胶囊型内窥镜的位置 / 方向检测。

[0074] (实施方式 4)

[0075] 接着,说明本发明的实施方式 4。在上述实施方式 3 中,从床 3 侧检测电极垫的位置,但是在本实施方式 4 中,从床 3 的相反侧、即外部检测电极垫的位置变化。

[0076] 图 8 是表示作为本发明的实施方式 4 的胶囊引导系统 70 的概要结构的图。在图 8 中,人体 5 在其表面配置多个电极垫 77,在该电极垫 77 之间所检测出的电压值被输出到接收部 11。各电极垫 77 的外表面上粘贴有具有图 9 所示的图案的标记 71。

[0077] 另一方面,在人体 5 的外部,隔开规定距离而配置有对多个标记 71 进行摄像的两个摄像装置 72、73,由图像处理部 74 对由各摄像装置 72、73 拍摄得到的图像实施图像处理,将其结果输出到位置 / 方向算出部 12,其中,上述图像处理用于算出从摄像装置 72、73 观察时的到各标记 71 的三维位置。由于摄像装置 72、73 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的位置为固定且已知,因此位置 / 方向算出部 12 能够算出各电极垫 77 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的位置,根据各电极垫 77 的三维位置和基于各电极垫 77 的胶囊型内窥镜 6 的相对位置以及 / 或者相对方向,能够算出胶囊型内窥镜 6 相对于磁场产生装置 1 的基准位置 P 的绝对位置以及 / 或者绝对方向。

[0078] 本实施方式 4 也能够高精确度地检测胶囊型内窥镜 6 的绝对位置以及 / 或者绝对方向。

[0079] 此外,在上述实施方式 4 中,人体 5 躺在床 3 上,但是并不限于此,例如在人体 5 凭借自身的力量站立的情况下也能够应用。另外,在设为人体 5 坐在如椅子那样的装置上的情况下也能够应用。

[0080] 另外,在上述实施方式4中,设置标记71,通过该标记71的立体观察得到电极垫77的三维位置,但是并不限于此,也可以设置共振线圈、LC标记、MI(磁阻抗)传感器、MR(磁阻)传感器等磁传感器来代替标记71,通过由各磁传感器检测固定的引导磁场来检测各电极垫的三维位置。

[0081] 并且,也可以由超声波扫描器、利用光等的三维扫描器对电极垫侧的人体表面进行扫描,根据扫描得到的图像来检测人体的动作,根据该检测结果检测或估计各电极垫的三维位置。

[0082] 另外,也可以在未图示的臂的前端设置多个机械位移计,事先将该机械位移计推到电极垫上,将电极垫的位移变换为机械位移来检测各电极垫的三维位置。在此,也可以在机械位移计的前端设置电极垫。由此人体与电极垫之间的接触稳定,并且结构变得简单。

[0083] 此外,在上述实施方式1~4中,胶囊型内窥镜6的发送电极利用摄像侧的透明的发送电极22和相反侧的圆顶形状部分的发送电极23来实现,但是不限于此,一对发送电极的配置和式样是任意的。例如,也可以在螺旋突起24上设置一对发送电极,也可以设置双重的螺旋突起而在各螺旋突起上设置发送电极。由此,能够使胶囊型内窥镜6与人体5的接触状态稳定。

[0084] 另外,也可以为了提高人体通信的通信特性而在检查时事先喝下与人体5的阻抗相近的离子水,由此改善胶囊型内窥镜6与人体5的接触状态。并且,作为进行胶囊型内窥镜6的引导的方式,记述了使螺旋突起旋转的方式,但是不限于此,也能够应用于利用磁梯度来通过磁引力对胶囊型内窥镜6进行牵引引导的方式。

[0085] 产业上的可利用性

[0086] 如上所述,本发明所涉及的胶囊引导系统以及胶囊引导方法用于引导被导入到人体内部的胶囊型内窥镜,特别适用于能够高精确度地将进行人体通信的胶囊型内窥镜引导到所期望位置以及/或者方向的胶囊引导系统以及胶囊引导方法。

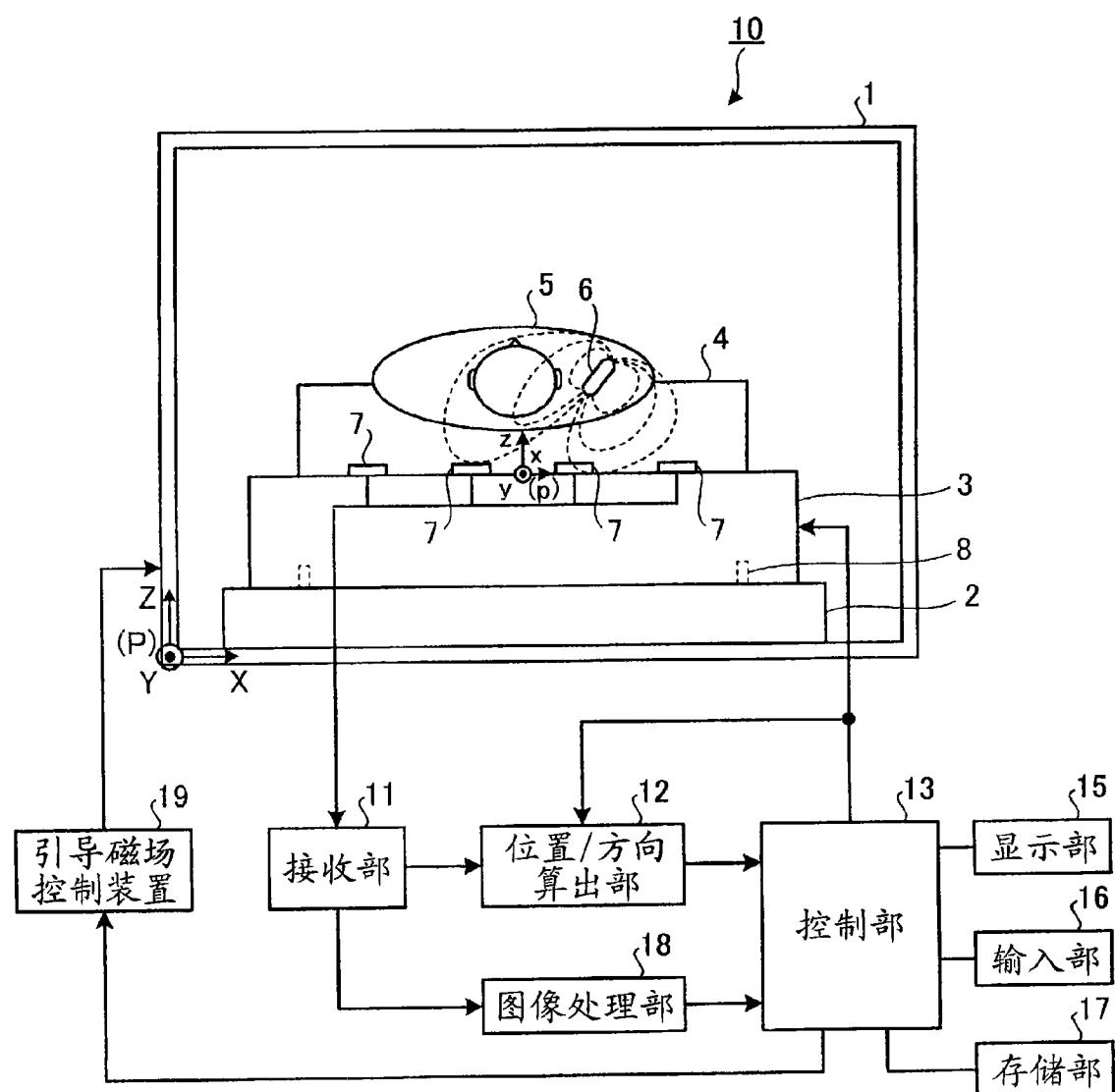


图 1

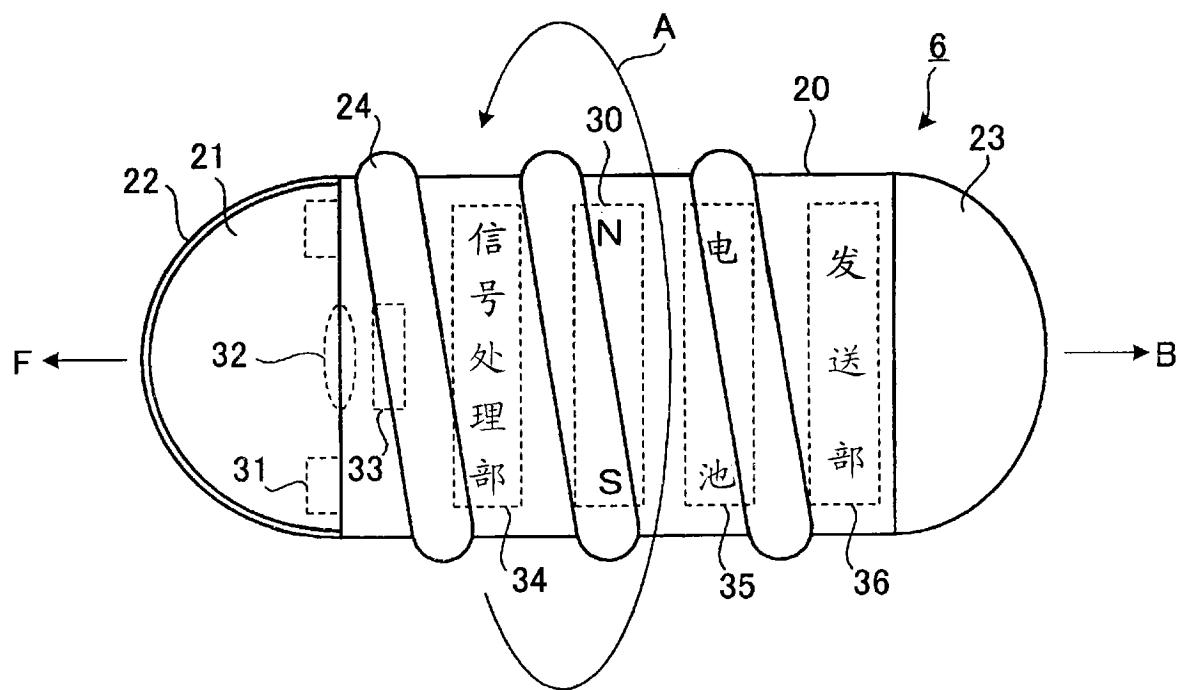


图 2

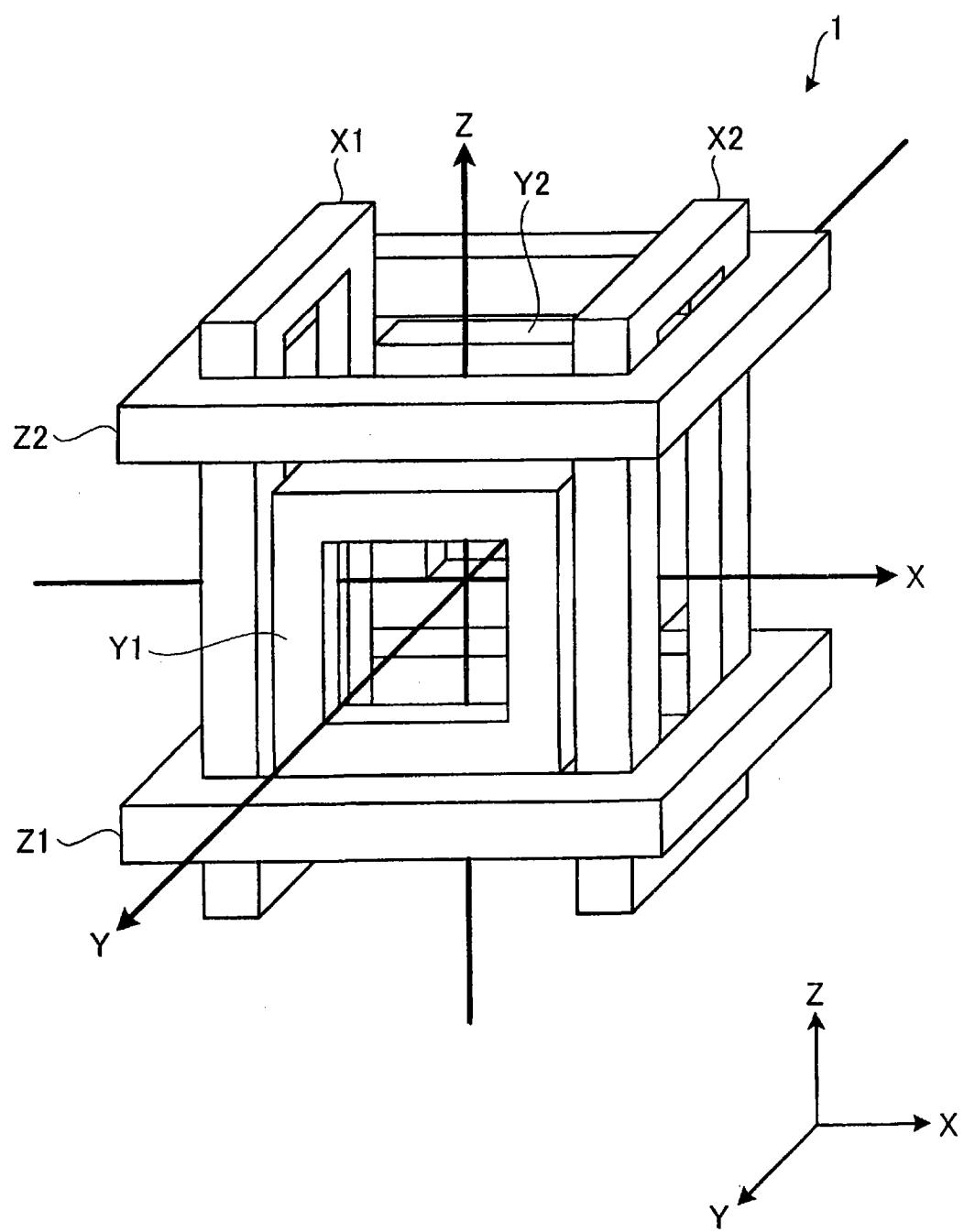


图 3

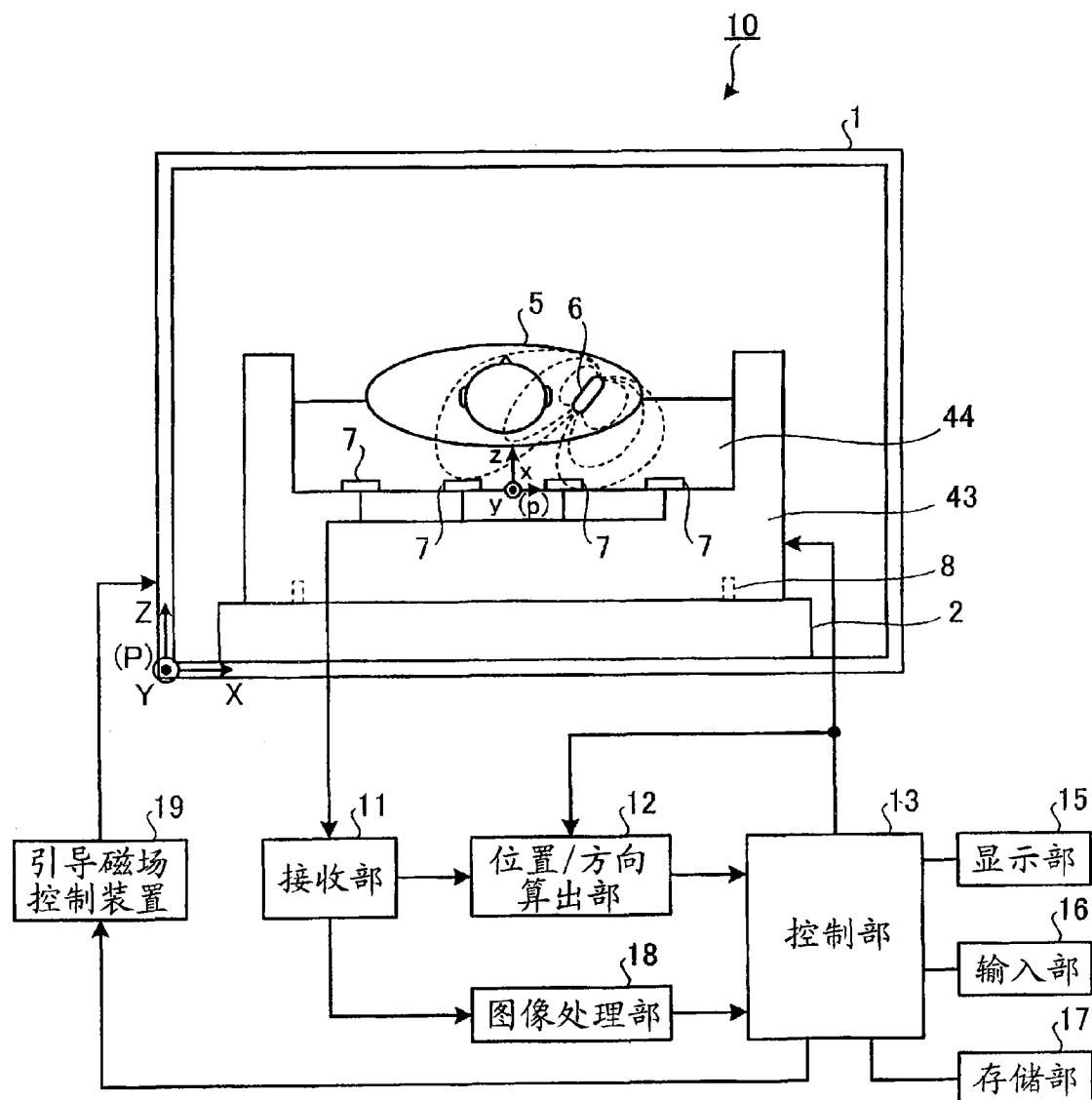


图 4

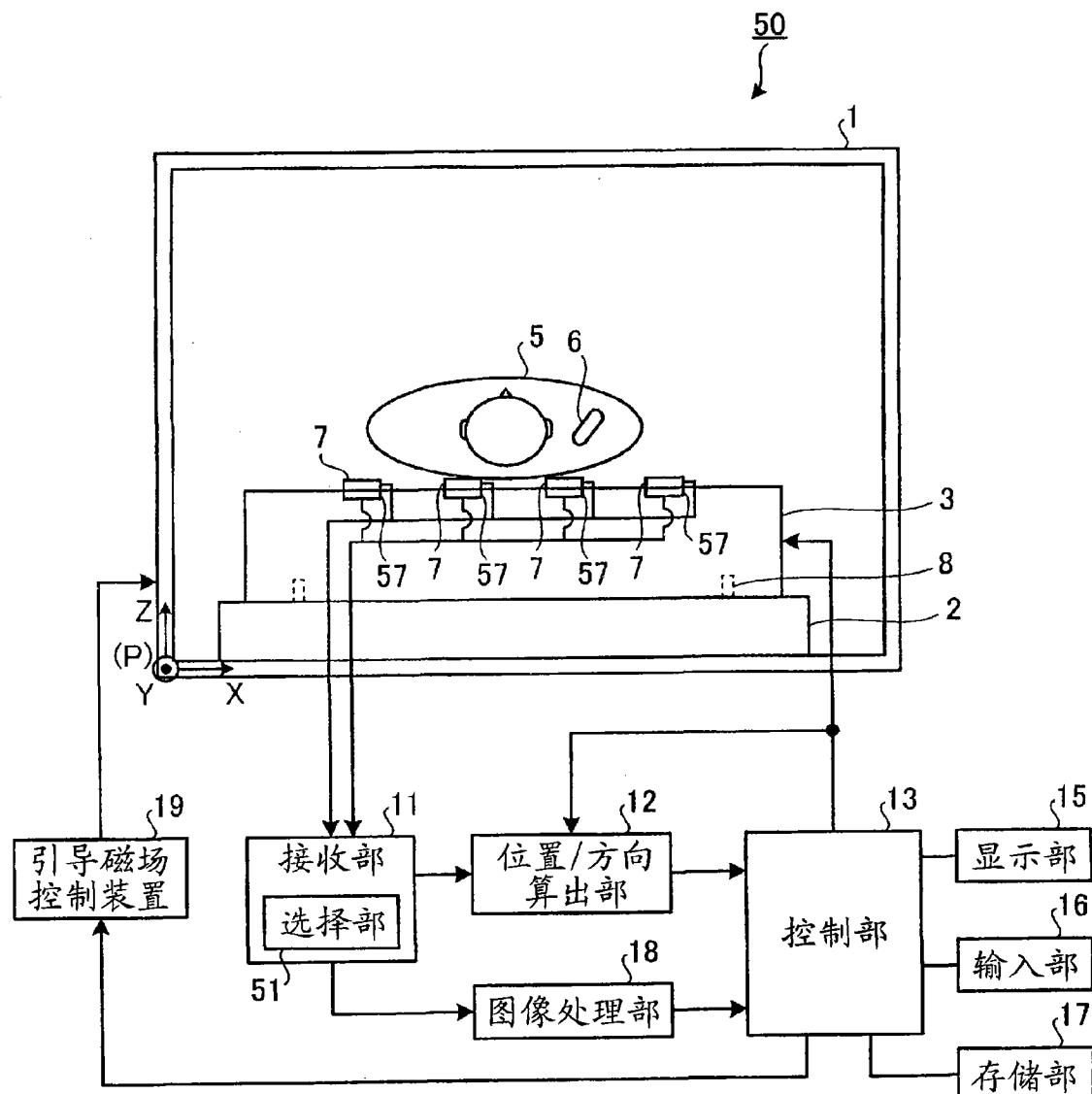


图 5

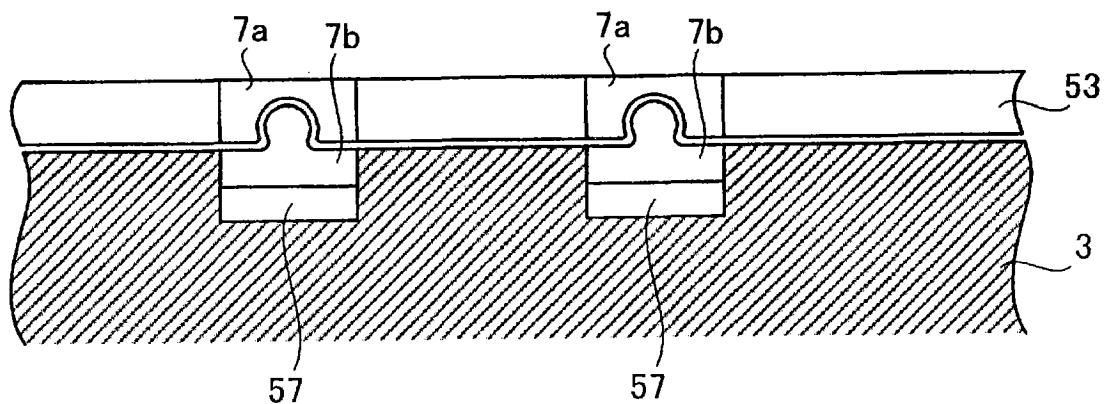


图 6

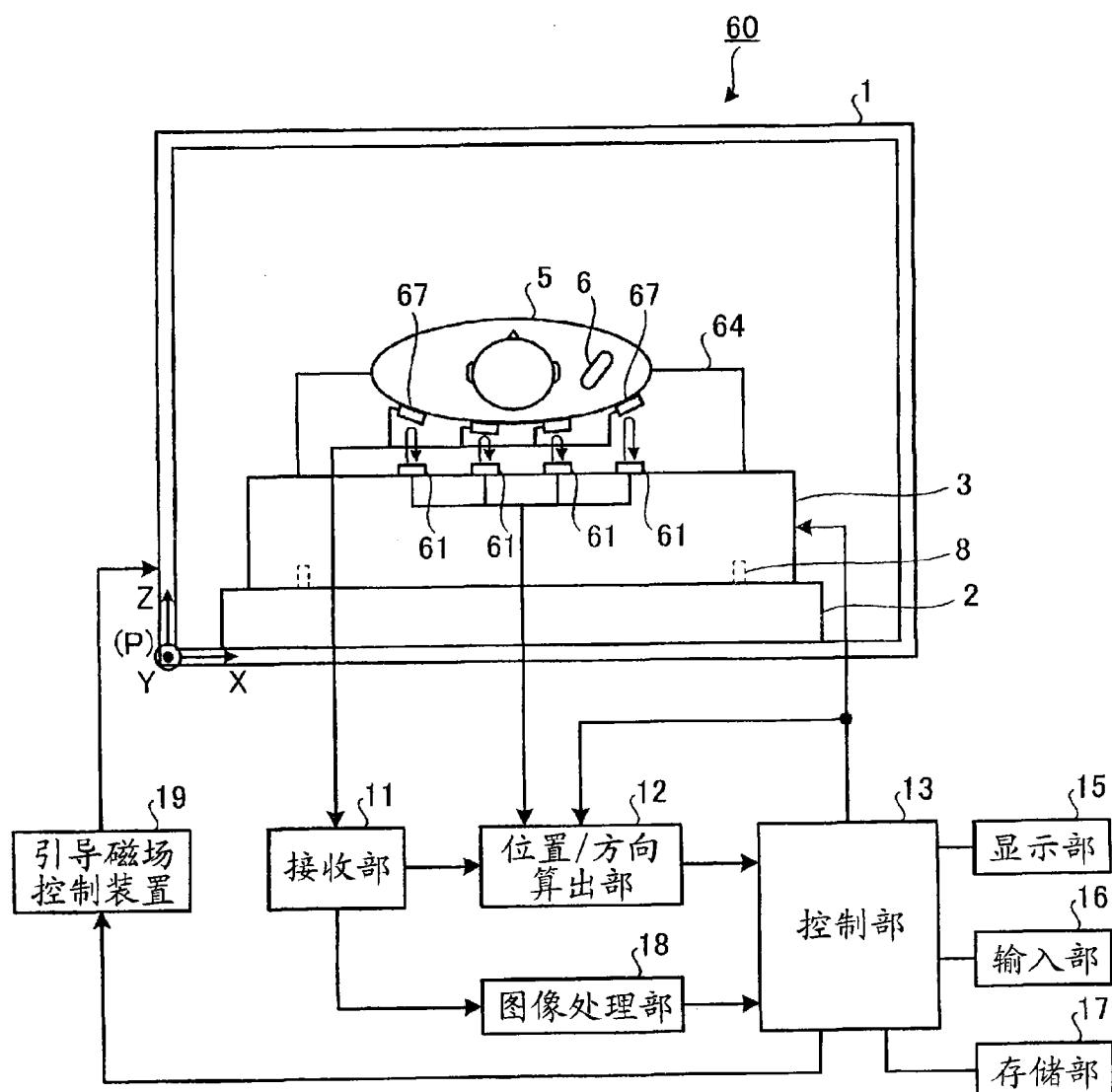


图 7

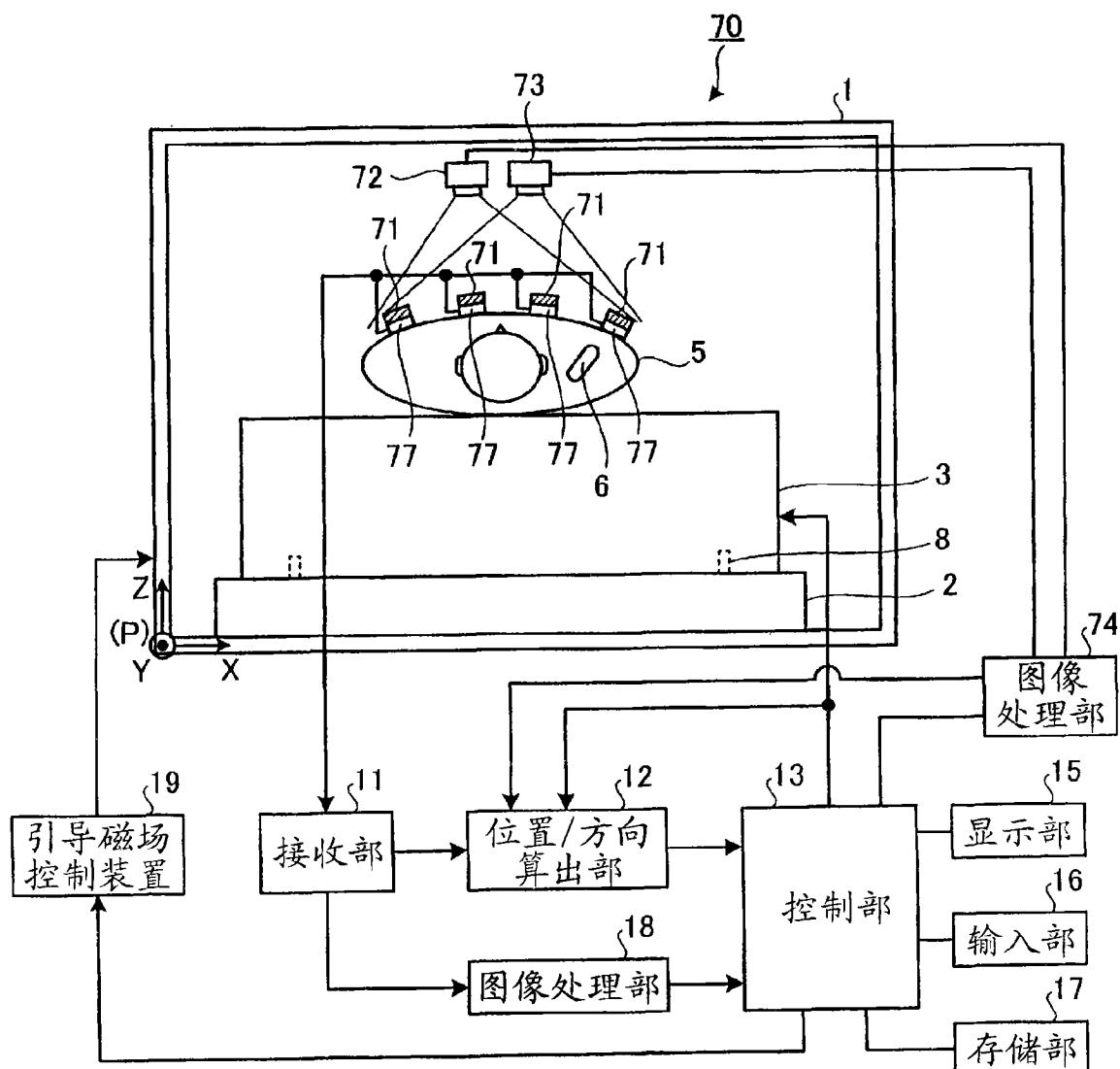


图 8

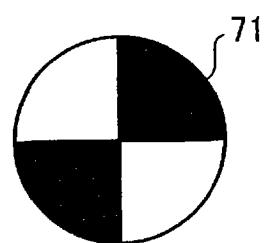


图 9

专利名称(译)	胶囊引导系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101511255B</a>	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN200780032093.4	申请日	2007-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志 千叶淳 泷泽宽伸 森健 药袋哲夫		
发明人	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志 千叶淳 泷泽宽伸 森健 药袋哲夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/073 A61B1/00016 A61B5/062 A61B2019/2253 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	张蔚		
优先权	2006232789 2006-08-29 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN101511255A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明的目的在于高精确度地检测使用人体通信的胶囊型内窥镜在被检体内的位置以及/或者方向来高精确度地引导该胶囊型内窥镜。本发明所涉及的胶囊引导系统具备：电极垫(7)、固定配置电极垫(7)的床(3)、用于使胶囊型内窥镜(6)移动的磁场产生装置(1)、位置/方向算出部(12)以及控制部(13)。位置/方向算出部(12)根据电极垫(7)的检测值求出胶囊型内窥镜(6)的位置以及/或者方向，将该胶囊型内窥镜(6)的位置以及/或者方向与床(3)相对于磁场产生装置(1)的位置以及/或者方向相结合考虑，算出胶囊型内窥镜(6)相对于磁场产生装置(1)的绝对位置以及/或者绝对方向。控制部(13)根据该胶囊型内窥镜(6)的绝对位置以及/或者绝对方向来控制磁场产生装置(1)。

