

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580026222.X

[43] 公开日 2007 年 7 月 4 日

[11] 公开号 CN 1993077A

[22] 申请日 2005.8.5

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司  
代理人 黄纶伟

[21] 申请号 200580026222.X

[30] 优先权

[32] 2004.8.6 [33] JP [31] 231113/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/014443 2005.8.5

[87] 国际公布 WO2006/013977 日 2006.2.9

[85] 进入国家阶段日期 2007.2.2

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 铃岛浩 藤森纪幸 折原达也  
穗满政敏 本多武道 中土一孝

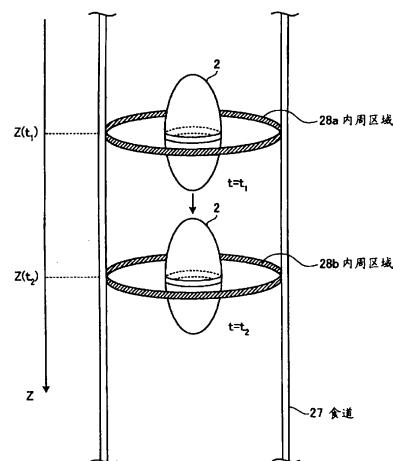
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 9 页

[54] 发明名称

被检体内图像获取系统及被检体内导入装置

[57] 摘要

本发明提供被检体内图像获取系统及被检体内导入装置。胶囊型内窥镜(2)具备部分图像获取单元，其具有在长度方向(前进方向)的中心轴的周围的360°视野，随着胶囊型内窥镜(2)的移动，获取多个与内周区域(28a、28b)等相关的部分图像数据。另一方面，胶囊型内窥镜(2)具有获取位置关联数据的结构，该位置关联数据使得能够推导部分图像数据获取时的位置 $Z(t_1)$ 、 $Z(t_2)$ ，在接收装置等中，能够基于部分图像数据以及位置关联数据，形成整体图像数据，由此，能够抑制数据量的增加，同时以简易的结构获取被检体内部的预定的拍摄对象的整体图像。



1. 一种被检体内图像获取系统，该系统获取被检体内部的预定的拍摄对象的图像，其特征在于，

所述被检体内图像获取系统包括：

部分图像获取单元，其获取与被检体内的拍摄对象中的不同部分对应的多个部分图像数据；

位置关联数据获取单元，其获取用于推导在拍摄所述部分图像数据时所述部分图像获取单元在所述被检体内的位置的位置关联数据；以及

整体图像生成单元，其基于所述位置关联数据，使用多个所述部分图像数据，生成与拍摄对象的整体像对应的整体图像数据。

2. 根据权利要求 1 所述的被检体内图像获取系统，其特征在于，所述部分图像获取单元以及所述位置关联数据获取单元内置于被导入所述被检体内部、发送预定的无线信号的被检体内导入装置中，

所述整体图像生成单元内置于在使用时配置于所述被检体的外部、接收从所述被检体内导入装置发送的无线信号的接收装置中。

3. 根据权利要求 2 所述的被检体内图像获取系统，其特征在于，所述被检体内导入装置还包括：

数据合成单元，其生成基于所述部分图像数据以及所述位置关联数据而生成的整体图像生成用数据；和

发送单元，其发送包含由所述数据合成单元生成的整体图像生成用数据的无线信号，

所述接收装置还包括接收电路，该接收电路对由所述发送单元发送的无线信号进行预定的接收处理，将提取的所述整体图像生成用数据输出到所述整体图像生成单元。

4. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的被检体内图像获取系统，其特征在于，所述部分图像获取单元具备线传感器，该线传感器具有沿与在被检体内部的前进方向垂直的方向排列的多个光电转换机构。

5. 根据权利要求 1~4 中任一项所述的被检体内图像获取系统，其

---

特征在于，所述位置关联数据单元包括加速度传感器单元，该加速度传感器单元至少获取与所述部分图像获取单元的移动相关的加速度数据作为所述位置关联数据。

6. 根据权利要求 1~5 中任一项所述的被检体内图像获取系统，其特征在于，所述部分图像获取单元根据所述被检体内导入装置的移动速度，使所述部分图像数据的获取间隔改变。

7. 根据权利要求 6 所述的被检体内图像获取系统，其特征在于，所述部分图像获取单元在所述被检体内导入装置的移动方向变为反方向的期间，停止驱动。

8. 一种被检体内导入装置，该被检体内导入装置被导入被检体内，在该被检体内移动，其特征在于，

所述被检体内导入装置包括：

部分图像获取单元，该部分图像获取单元随着该被检体内导入装置在被检体内的移动，获取与所述被检体内的拍摄对象中的不同部分对应的多个部分图像数据；

位置关联数据获取单元，其获取为了推导在拍摄所述部分图像数据时的所述部分图像获取单元在所述被检体内的位置所必需的位置关联数据；

数据合成单元，其基于所述部分图像数据以及所述位置关联数据，生成整体图像生成用数据，该整体图像生成用数据被用于与所述拍摄对象的整体像对应的整体图像数据的生成；以及

发送单元，其发送包含所述整体图像生成用数据的无线信号。

## 被检体内图像获取系统及被检体内导入装置

### 技术领域

本发明涉及获取被检体内部的拍摄对象的图像的被检体内图像获取系统，以及在获取被检体内部的拍摄对象的图像时使用的被检体内导入装置。

### 背景技术

近年来，在内窥镜领域中，提出了吞入型的胶囊型内窥镜。在该胶囊型内窥镜中，设置有摄像装置和无线通讯装置。胶囊型内窥镜具有如下功能：在为了进行观察（检查）而从被检体（人体）的口中吞入后，到被自然排出为止的观察期间，在体腔内，例如胃、小肠等内脏器官内部，伴随该内脏器官的蠕动运动而移动，随着移动，以例如0.5秒的间隔进行被检体内图像的拍摄。

在体腔内移动期间，借助无线通信将由胶囊型内窥镜在体内拍摄的图像数据依次发送到外部，并存储在设置于外部的存储器中。被检体通过携带具有无线通信功能和存储功能的接收机，使得被检体在吞入了胶囊型内窥镜后到被排出为止的观察期间可以自由行动。胶囊型内窥镜被排出后，医生或者护士可根据存储在存储器中的图像数据，使内脏器官的图像显示于显示器上，来进行诊断（例如参照专利文献1）。

### 专利文献1：日本特开2003-19111号公报

但是在现有的胶囊型内窥镜系统中有下面的问题：对于如食道等那样的胶囊型内窥镜高速移动的区域，很难拍摄整体图像。例如，在被检体保持直立的状态的情况下，食道以沿垂直方向延伸的状态连接着口腔和胃，被导入被检体内的胶囊型内窥镜通过口腔后，以与自由落下相同的状态到达胃。鉴于食道的全长是30cm左右，则胶囊型内窥镜用1秒左右通过了食道，如果使用0.5秒间隔左右的摄像速率，假定使用通常的摄

像装置，则只不过能够拍摄食道的极小区域，而要获取食道整体的图像数据是非常困难的。

因此，在现有的胶囊型内窥镜系统中，例如为了获取关于食道整体的图像数据，必须内置例如具有宽的摄像视野的摄像装置。但是，为了实现这种结构，必须备置复杂的光学系统等，于是产生了胶囊型内窥镜大型化等新问题，这是不妥的。

另外，为了获取食道等的整体图像数据，也考虑过使摄像速率高速化。但是，在将摄像速率高速化的情况下，会增加获取的图像数据的量，也增加由无线装置发送的数据量。因此，在提高摄像速率的情况下，必须处理的数据量增加，产生了胶囊型内窥镜的消耗电力增加的新问题，这种结构也是不妥的。

### 发明内容

本发明就是鉴于上述问题而提出的，其目的在于，实现一种胶囊型内窥镜等被检体内导入装置以及使用被检体内导入装置的被检体内图像获取系统，该被检体内导入装置能够在抑制数据量的增加的同时，用简易的结构获取被检体内部的预定的拍摄对象的整体图像。

为了解决上述问题，并达到目的，本发明之一的被检体内图像获取系统获取被检体内部的预定的拍摄对象的图像，其特征在于，所述被检体内图像获取系统包括：部分图像获取单元，其获取与被检体内的拍摄对象中的不同部分对应的多个部分图像数据；位置关联数据获取单元，其获取用于在拍摄所述部分图像数据时、所述部分图像获取单元在所述被检体内的位置的推导的位置关联数据；以及整体图像生成单元，其基于所述位置关联数据，使用多个所述部分图像数据，生成与拍摄对象的整体像对应的整体图像数据。

根据本发明之一，因为具有获取部分图像数据的部分图像获取单元，和获取对应于部分图像的位置关联数据的位置关联数据获取单元，并具有基于部分图像数据以及位置关联数据而获取拍摄对象的整体图像的整体图像生成单元，所以具有可降低实现部分图像获取单元的摄像装置的

像素数，可构建简易结构的系统的优点。

另外，本发明之二的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述部分图像获取单元以及所述位置关联数据获取单元内置于被导入所述被检体内部、发送预定的无线信号的被检体内导入装置中，所述整体图像生成单元内置于在使用时配置于所述被检体的外部、接收从所述被检体内导入装置发送的无线信号的接收装置中。

还有，本发明之三的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述被检体内导入装置还包括：数据合成单元，其生成基于所述部分图像数据以及所述位置关联数据而生成的整体图像生成用数据；和发送单元，其发送包含由所述数据合成单元生成的整体图像生成用数据的无线信号，所述接收装置还包括接收电路，该接收电路对由所述发送单元发送的无线信号进行预定的接收处理，将提取的所述整体图像生成用数据输出到所述整体图像生成单元。

又，本发明之四的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述部分图像获取单元包括线传感器（line sensor），该线传感器具有沿与在被检体内部的前进方向垂直的方向排列的多个光电转换机构。

另外，本发明之五的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述位置关联数据单元包括加速度传感器单元，该加速度传感器单元获取至少与所述部分图像获取单元的移动相关的加速度数据作为所述位置关联数据。

还有，本发明之六的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述部分图像获取单元根据所述被检体内导入装置的移动速度，改变所述部分图像数据的获取间隔。

又，本发明之七的被检体内图像获取系统，其特征在于，在上述的发明中，所述部分图像获取单元在所述被检体内导入装置的移动方向变为反方向的期间，停止驱动。

另外，本发明之八的被检体内导入装置被导入被检体内，在该被检体内移动，其特征在于，所述被检体内导入装置包括：部分图像获取单

元，该部分图像获取单元随着该被检体内导入装置在被检体内的移动，获取与所述被检体内的拍摄对象中的不同部分对应的多个部分图像数据；位置关联数据获取单元，其获取在拍摄所述部分图像数据时的所述部分图像获取单元在所述被检体内的位置的推导所必需的位置关联数据；数据合成单元，其基于所述部分图像数据以及所述位置关联数据，生成整体图像生成用数据，该整体图像生成用数据被用于与所述拍摄对象的整体像对应的整体图像数据的生成；以及发送单元，其发送包含所述整体图像生成用数据的无线信号。

本发明的被检体内图像获取系统以及被检体内导入装置包括获取部分图像数据的部分图像获取单元，和获取对应于部分图像的位置关联数据的位置关联数据获取单元，因此，能获得如下效果：可基于部分图像数据以及位置关联数据来生成拍摄对象的整体图像数据，并且可降低用于实现部分图像获取单元的摄像装置的像素数，可构建简易结构的系统。

#### 附图说明

图 1 是表示实施例的被检体内图像获取系统的整体结构的示意图。

图 2 是表示被检体内图像获取系统所具备的胶囊型内窥镜的内部结构的示意性方框图。

图 3 是表示胶囊型内窥镜的外观的示意图。

图 4 是表示图 3 的 A-A 线剖面图。

图 5 是表示图 4 的 B-B 线剖面图。

图 6 是用于说明由胶囊型内窥镜执行的部分图像数据的获取动作的示意图。

图 7 是表示整体图像生成用数据的内容的示意图。

图 8 是表示接收装置的内部结构的示意性方框图。

图 9 是表示部分图像数据的内容的示意图。

图 10 是表示整体图像数据的内容的示意图。

#### 标号说明

1 被检体；2 胶囊型内窥镜；3 接收装置；4 显示装置；5 便携式记录介质；6a～6h 接收天线；8 部分图像获取部；9 加速度传感器部；10 数据合成部；11 发送部；12 控制部；13 供电部；14、14a、14b 线传感器部；15 传感器驱动电路；16、16a、16b LED；17 LED 驱动电路；18 发送电路；19 发送天线；21 外壳部件；21a 摄像窗；22a、22b 棱镜；24a、24b 入射镜；25a～25d 导光镜；27 食道；28a、28b 内周区域；30a、30b 整体图像生成用数据；31 部分图像数据；32 位置关联数据；32a 时刻数据；32b 加速度数据；33 位置关联数据；33a 时刻数据；33b 加速度数据；35 天线选择部；36 接收电路；37 信号处理部；38 数据分离部；39 位置数据生成部；40 整体图像生成部；41 控制部；42 A/D 转换部；43 存储部；44 供电部；46 部分图像数据；47 整体图像数据。

### 具体实施方式

以下，对用于实施该发明的优选方式（以下简单称为“实施例”）的被检体内导入装置以及被检体内图像获取系统进行说明。另外，附图是示意性图，应注意各部分的厚度与宽度的关系、各个部分的厚度的比率等与实际的不同，当然附图彼此之间，也包含了彼此的尺寸关系和比例不同的部分。

图 1 是表示本实施例的被检体内图像获取系统的整体结构的示意图。如图 1 所示，本实施例的被检体内图像获取系统包括：胶囊型内窥镜 2，其被导入被检体 1 的内部，沿着通过路径移动；接收装置 3，其接收从胶囊型内窥镜 2 发送的、包含整体图像生成用数据（后述）的无线信号，基于整体图像生成用数据而生成拍摄对象整体的图像即整体图像数据；显示装置 4，其显示由接收装置 3 生成的整体图像数据等；以及便携式记录介质 5，其用于进行接收装置 3 与显示装置 4 之间的数据的交接。

显示装置 4 用于显示由接收装置 3 生成的、作为拍摄对象整体的图像数据的整体图像数据，具有基于通过便携式记录介质 5 输入的数据进行图像显示的工作站等那样的结构。具体地来说，显示装置 4 也可以是通过 CRT 显示器、液晶显示器等直接显示图像等的结构，也可以是像打

印机等那样，向其他介质输出图像等的结构。

便携式记录介质 5 具有如下结构：其对于接收装置 3 以及显示装置 4 可装卸，在安装到两者上时，可进行数据的输出和记录。具体地来说，在胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 的体腔内移动的期间，便携式记录介质 5 被安装于接收装置 3 上，存储被检体内图像。而且，具有如下结构：在胶囊型内窥镜 2 从被检体 1 排出后，从接收装置 3 上取出该便携式记录介质 5，安装于显示装置 4 上，通过显示装置 4 读出记录的数据。通过利用紧凑型闪存（CF）（注册商标）存储器等便携式记录介质 5 来进行接收装置 3 与显示装置 4 之间的数据的交接，由此，不同于接收装置 3 与显示装置 4 之间有线连接的情况，即使在胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部移动过程中，被检体 1 也可以自由行动。

接收天线 6a～6h 例如使用环形天线形成。这种环形天线具有被固定于被检体 1 的身体表面上的预定位置上，并且与接收装置 3 电连接的结构，可通过接收装置 3 接收从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号。

下面，对胶囊型内窥镜 2 进行说明。图 2 是示意性地表示胶囊型内窥镜 2 所具备的构成要素间的关系的方框图。如图 2 所示，胶囊型内窥镜 2 包括：部分图像获取部 8，其用于获取部分图像；加速度传感器部 9，其检测由在被检体 1 内部移动时的胶囊型内窥镜 2 的加速度数据等构成的位置关联数据；以及数据合成部 10，其基于由部分图像获取部 8 获取的部分图像数据、和由加速度传感器部 9 检测出的位置关联数据，生成整体图像生成用数据。另外，胶囊型内窥镜 2 具有：发送部 11，其将包含由数据合成部 10 合成的整体图像生成用数据的无线信号发送到被检体 1 的外部；控制部 12，其控制部分图像获取部 8、加速度传感器部 9、数据合成部 10、以及发送部 11 的驱动状态；以及供电部 13，其对胶囊型内窥镜 2 具有的构成要素提供驱动电力。

部分图像获取部 8 用于获取与被检体 1 内部的预定的拍摄对象的一部分区域相关的图像即部分图像。具体地来说，部分图像获取部 8 包括：线传感器部 14，其作为摄像单元起作用；传感器驱动电路 15，其控制线传感器部 14 的驱动状态；LED 16，其在线传感器部 14 拍摄部分图像时

输出照明光；以及 LED 驱动电路 17，其控制 LED 16 的驱动状态。另外，关于线传感器部 14 和 LED 16 的具体结构，后面会详细说明，所以这里省略说明。

加速度传感器部 9 作为权利要求中的位置关联数据获取单元的一例起作用，用于检测在推导部分图像获取时的胶囊型内窥镜的位置时所必需的位置关联数据。在本实施例中，作为位置关联数据，使用与胶囊型内窥镜 2 的加速度相关的数据即加速度数据，以及检测出加速度数据的时刻的数据即时刻数据作为位置关联数据。作为加速度传感器 9 的具体结构，包括例如小型陀螺仪等加速度检测机构以及时刻检测机构，具有将检测出的加速度数据以及时刻数据作为位置关联数据向数据合成部 10 以及控制部 12 输出的功能。

数据合成部 10 用于生成整体图像生成用数据。具体地来说，数据合成部 10 具有如下功能：基于从部分图像获取部 8 输入的部分图像数据和从加速度传感器部 9 输入的位置关联数据，生成整体图像生成用数据，向发送部 11 输出。

发送部 11 用于将由数据合成部 10 生成的整体图像生成用数据在实施了必要的处理后进行无线发送。具体地来说，发送部 11 包括：发送电路 18，其对输入数据实施调制处理等；和发送天线 19，其用于将从发送电路 18 输出的无线信号进行发送。

控制部 12 用于控制胶囊型内窥镜 2 具有的部分图像获取部 8 等的驱动状态等。具体地来说，控制部 12 除了具有对这些构成要素进行一般性控制的功能之外，还具有使部分图像获取部 8、加速度传感器部 9 以及数据合成部 10 以彼此同步的状态驱动的功能。

另外，控制部 12 具有基于从加速度传感器 9 输入的位置关联信息来推导胶囊型内窥镜 2 的移动速度的功能，具有基于推导出的移动速度来控制部分图像获取部 8 的驱动状态的功能。关于这些功能的具体内容后面详细说明。

下面，对构成部分图像获取部 8 的线传感器部 14 以及 LED 16 的具体结构进行说明。图 3 是表示胶囊型内窥镜 2 的外观的示意图，图 4 是

图 3 的沿 A-A 线的剖面图, 图 5 是图 4 的沿 B-B 线的剖面图。下面, 使用这些附图对线传感器部 14 等进行说明。

如图 3 所示, 胶囊型内窥镜 2 的外形由用于内置图 2 所示的各构成要素的外壳部件 21 形成。外壳部件 21 由生物体适合性材料等形成, 具有在其一部分中具备由具有透光性的部件形成的摄像窗 21a 的结构。摄像窗 21a 用于向线传感器部 14 输入来自外部的光, 具体地来说, 其形成于对于外壳部件 21 的长度方向中心轴 21b, 具有沿轴周围 360° 的视野。

而且, 上述的线传感器部 14 被配置于外壳部件 21 的内部、且通过该摄像窗 21a 输入的光可到达的位置上。具体地来说, 如作为图 3 的 A-A 线剖面图的图 4 所示, 在包含 A-A 线并且与长度方向中心轴 21b 垂直的面上, 配置了线传感器部 14a、14b。另外, 为了使通过摄像窗 21a 输入的光在线传感器部 14a、14b 的受光面上成像, 胶囊型内窥镜 2 具有在线传感器部 14a、14b 与摄像窗 21a 之间的区域中分别配置了棱镜 22a、22b 的结构。

线传感器部 14a、14b 具有如下结构: 光电二极管等多个光电转换机构分别排列为一维阵列状, 该线传感器部 14a、14b 具有根据需要而输出由光电转换机构得到的电信号的机构等。线传感器部 14a、14b 在彼此相面对的面的相反侧有受光面, 该受光面具有将从外部输入的光转换为电信号的功能。通过线传感器部 14a、14b 的光电转换处理而获取的数据, 由预定的电路(图示省略)合成, 作为与由摄像窗 21a 所规定的视野对应的、与长度方向中心轴 21b 的轴周围的 360° 范围对应的部分图像数据, 被输出到数据合成部 10。

棱镜 22a、22b 用于使通过摄像窗 21a 输入的光分别在线传感器部 14a、14b 的受光面上成像。具体地来说, 棱镜 22a、22b 具有如下功能: 通过对通过摄像窗 21a 的输入光施加折射和成像作用, 使被检体 1 内部的组织中的相对于摄像窗 21a 位于与长度方向中心轴 21b 垂直的方向的延长上的区域的像, 成像于线传感器部 14a、14b 的受光面上。

更进一步, 对沿图 4 的 B-B 线的剖面结构进行说明。如图 5 所示, 棱镜 22a、22b 也作为从 LED 16 输出的照明光的导光路径而起作用。具

体地来说，从分别配置于线传感器部 14a、14b 上的 LED 16a、16b 输出的光，被配置于附近的入射镜 24a、24b 反射，分别入射到棱镜 22a、22b。另外，在棱镜 22a、22b 的上表面上以及下表面上，分别配置有导光镜 25a～25d，入射到棱镜 22a、22b 的照明光，被导光镜 25a～25d 反射，从而在棱镜 22a、22b 中传输，最后通过摄像窗 21a 输出到外部。

下面，对胶囊型内窥镜 2 进行的部分图像的拍摄动作进行说明。胶囊型内窥镜 2 具有随着在被检体 1 内部的移动，依次获取对应于不同部分的部分图像数据的功能。图 6 是作为拍摄动作的一例，示意性地表示通过食道时的胶囊型内窥镜 2 的拍摄动作的图，以下一边参照图 6 一边对胶囊型内窥镜 2 的动作进行说明。

如已经说明过的那样，胶囊型内窥镜 2 中具有的线传感器部 14a、14b 具有如下功能：利用摄像窗 21a 以及棱镜 22a、22b 的作用，拍摄位于相对于胶囊型内窥镜 2 的前进方向（长度方向中心轴 21b 的延长方向）垂直的方向上的被检体内组织的像。因此，在时刻  $t_1$ ，胶囊型内窥镜 2 获取食道 27 的内壁中相对于摄像窗 21a 位于与前进方向垂直的方向上、相对于前进方向具有与摄像窗 21a 相同的宽度的内周区域 28a 的像，作为部分图像数据。

其后，胶囊型内窥镜 2 通过重力的作用等在食道 27 内移动，具体地来说，在时刻  $t_2$  移动到与时刻  $t_1$  时的位置  $Z(t_1)$  不同的位置  $Z(t_2)$ 。因此，相对于摄像窗 21a 而位于与胶囊型内窥镜 2 的前进方向垂直的方向上的区域成为与内周区域 28a 不同的内周区域 28b，线传感器部 14a、14b 重新获取作为内周区域 28b 的像的部分图像数据。以下，同样地随着胶囊型内窥镜 2 的移动，依次获取对应于不同的内周区域的部分图像数据。

另一方面，胶囊型内窥镜 2 随着部分图像的获取动作，获取与不同的内周区域间的位置关系相关联的位置关联数据。具体地来说，胶囊型内窥镜 2 中具有的加速度传感器部 9 检测获取部分图像的时刻的胶囊型内窥镜 2 的加速度，作为加速度数据。同样，加速度传感器 9 检测加速度数据被检测出的时刻（=部分图像数据的获取时刻） $t_1$ 、 $t_2$ 、... 作为时刻数据，并将基于加速度数据和时刻数据的位置关联数据，向数据合成

部 10 以及控制部 12 输出。

如上所述，胶囊型内窥镜 2 在通过被检体 1 内部，例如食道 27 时，对拍摄对象（在图 6 的情况下是食道 27）的一部分区域（内周区域 28a、28b 等）进行拍摄，获取多个部分图像，并且获取用于推导部分图像间的位置关系的位置关联数据（在本实施例中，是关于部分图像拍摄时的加速度以及时刻的信息）。而且，数据合成部 10 基于这些数据而生成整体图像生成用数据，由发送部 11 向接收装置 3 发送包含整体图像生成用数据的无线信号。

图 7 是表示由数据合成部 10 生成的整体图像生成用数据的结构的示意图。在图 7 中，设横轴为时刻  $t$ 、纵轴为速度  $v$  的曲线图是表示胶囊型内窥镜 2 的移动速度随时间的变动的一例的示意性曲线图，假定数据合成部 10 对应于该曲线图所示的速度变化，生成不同状态的整体图像生成用数据。另外，曲线图的纵轴所示的速度  $v$ ，以胶囊型内窥镜 2 通常时候的移动方向为正。具体地来说，设从口腔依次向食道、胃、小肠、大肠的方向的速度为正，设与该方向相反的方向的速度为负。该假设在以下的说明中也相同。

具体地来说，数据合成部 10 在胶囊型内窥镜 2 的速度  $v$  为正值的情况下，即  $t \leq t_3$  或  $t_4 \leq t$  时，生成整体图像生成用数据 30a，在速度  $v$  为负值的情况下，即  $t_3 < t < t_4$  时，生成具有与整体图像生成用数据 30a 不同的结构的整体图像生成用数据 30b。

整体图像生成用数据 30a 由部分图像数据 31 以及与部分图像数据 31 对应的位置关联数据 32 构成。部分图像数据 31 是分别对应于上述的内周区域 28a、28b 等的图像数据，位置关联数据 32 是在确定对应于部分图像数据 31 的被拍摄区域的位置时使用的数据。具体地来说，位置关联数据 32 由表示拍摄对应的部分图像数据 31 的时刻的时刻数据 32a、和表示该时刻的胶囊型内窥镜 2 的加速度的值的加速度数据 32b 构成。

另一方面，整体图像生成用数据 30b 仅由位置关联数据 33 形成。因为在  $t_3 < t < t_4$  时，胶囊型内窥镜 2 的速度为负值，所以在该时间段，部分图像获取部 8 不拍摄部分图像，因此，由数据合成部 10 生成的整体

图像生成用数据 30b 也不包含部分图像数据。另外，位置关联数据 33 与位置关联数据 32 相同，由时刻数据 33a 以及加速度数据 33b 构成。

下面，对接收包含整体图像生成用数据 30a、30b 的无线信号、生成整体图像数据的接收装置 3 进行说明。图 8 是表示接收装置 3 的结构的示意性方框图。

如图 8 所示，接收装置 3 包括：天线选择部 35，其从存在多个的接收天线 6a～6h 中选择适合无线信号的接收的天线；接收电路 36，其对通过由天线选择部 35 选择的接收天线 6 接收的无线信号进行解调等处理；以及信号处理部 37，其用于从接收电路 36 输出的信号中提取整体图像生成用数据。另外，接收装置 3 包括：数据分离部 38，其将包含于从信号处理部 37 输入的整体图像生成用数据中的部分图像数据和位置关联数据分离并输出；位置数据生成部 39，其基于从数据分离部 38 输出的位置关联数据，生成位置数据；以及整体图像生成部 40，其基于从信号处理部 37 输出的部分图像数据以及从位置数据生成部 39 输出的位置数据，生成拍摄对象的整体图像。再有，接收装置 3 包括：控制部 41，其控制接收装置内部具备的各构成要素的驱动状态等；A/D 转换部 42，其将从接收电路 36 输出的接收强度信号进行 A/D 转换、输出到控制部 41；存储部 43，其用于存储由整体图像生成部 40 生成的整体图像数据；以及供电部 44，其供给各构成要素的驱动电力。

天线选择部 35 用于从具备多个的接收天线 6a～6h 中选择适合于无线信号的接收的天线。具体地来说，天线选择部 35 有以下功能：基于控制部 41 的控制，选择预定的接收天线 6，将通过选择的接收天线 6 所接收的无线信号向接收电路 36 输出。

接收电路 36 具有对通过选择的接收天线 6 接收的无线信号，进行解调等预定的处理的功能。另外，接收电路 36 具有向 A/D 转换部 42 输出与接收的无线信号的强度对应的模拟信号的功能。

信号处理部 37 具有从由接收电路 36 实施了预定的处理的信号中，提取出预定的数据的功能。具体地来说，信号处理部 37 具有从接收电路 36 输出的信号中，提取出由胶囊型内窥镜 2 中具备的数据合成部 10 生成

的整体图像生成用数据的功能。

数据分离部 38 具有将从信号处理部 37 输出的整体图像生成用数据中包含的部分图像数据和位置关联数据相分离的功能。由数据分离部 38 分离的部分图像数据被输出到整体图像生成部 40，位置关联数据被输出到位置数据生成部 39。

位置数据生成部 39 具有如下功能：基于位置关联数据而生成位置数据，作为表示进行对应的部分图像数据的拍摄时的胶囊型内窥镜 2 的位置，更准确地说是作为表示胶囊型内窥镜 2 中具备的部分图像获取部 8 的位置的信息。在本实施例的情况下，因为提供了加速度数据和时刻数据作为位置关联数据，所以，位置数据生成部 39 例如对于加速度数据，进行 2 次时间积分处理，由此推导出获取部分图像数据时的部分图像获取部 8 的位置，作为位置数据，向整体图像生成部 40 输出。另外，在进行加速度数据的时间积分的情况下，也使用与部分图像获取部 8 未获取部分图像的时刻相关的加速度数据，由此生成更准确的位置数据。

控制部 41 除了对各构成要素进行一般性控制之外，还进行包括天线选择部 35 的天线选择动作在内的整体性控制。具体地来说，控制部 41 具有如下功能：将由整体图像生成部 40 获取的整体图像数据传送到存储部 43 进行存储，并且，基于从 A/D 转换部 42 输出的、对应于接收强度的数字信号（例如，RSSI（Received Signal Strength Indicator：接收信号强度表示信号）），决定使用的接收天线 6，对天线选择部 35 进行指示。

存储部 43 用于存储由整体图像生成部 40 生成的整体图像数据。作为存储部 43 的具体结构，也可以通过配备存储器等而由存储部 43 自身来存储数据，在本实施例中，存储部 43 具有向便携式记录介质 5 写入数据的功能。

以下，对整体图像生成部 40 以及由整体图像生成部 40 生成的整体图像数据进行说明。整体图像生成部 40 用于基于部分图像数据和与部分图像数据对应的位置关联数据（准确地来说，是基于位置关联数据而生成的位置数据）来生成拍摄对象的整体图像。具体地来说，整体图像生成部 40 具有对应于在位置数据中记述的拍摄位置，将多个部分图像数据

排列在预定的图像空间上，由此生成整体图像数据的功能。

这里，作为生成的整体图像数据的内容，也可以是仅对应于位置关系，排列多个部分图像而得到的整体图像数据的内容。但是，在本实施例中，通过实施预定的图像处理，进行使医生等的诊断能简单地进行的作业。

图9是对在整体图像数据生成之前由整体图像生成部40实施了图像处理的部分图像数据46进行表示的示意图。如图9所示，部分图像数据46具有表示对应的内周区域28的各部分的亮度的数据结构。即，部分图像数据46包括如下内容：利用相对于预定的基准轴X的角度 $\theta$ 表现内周区域28的各部分的位置，对应于距原点O的距离r来表现各部分的亮度。另外，距离r例如利用各部分的亮度的倒数来定义，距离r的值变大，则意味着亮度降低。

这样，整体图像生成部40在生成整体图像数据之前，通过进行预定的图像处理而生成部分图像数据46。而且，整体图像生成部40根据对应的位置数据，将多个部分图像数据46排列在预定的图像空间上，由此生成整体图像数据。

图10是表示由整体图像生成部40生成的整体图像数据47的结构的示意图。如图10所示，整体图像数据47具有以下结构：以与胶囊型内窥镜2的前进方向对应的z轴为基准，排列多个部分图像数据46。更具体地来说，所排列的部分图像数据46分别在以z轴上的预定点为原点的状态下被配置，多个部分图像数据46的排列顺序是根据拍摄时的线传感器部14在被检体1内部的位置来确定的。另外，在图10的例中，将位置数据仅用于部分图像数据46的排列顺序的确定，将部分图像数据46连续排列，例如，也可以在隔开与根据位置数据所推导出的相邻部分图像数据之间的距离对应的间隔的状态下来排列部分图像数据46。

通过如图10所示那样构成整体图像数据47，来形成拍摄对象（例如食道27）的整体像。而且，该整体图像数据47通过存储部43输出到便携式记录介质5，通过便携式记录介质5输出到显示装置4，在显示装置4的画面上，以图10中所示的样子进行显示，由此，被用于医生的诊

断等。

下面，就本实施例的被检体内图像获取系统的优点进行说明。首先，本实施例的被检体内图像获取系统具有如下结构：基于由部分图像获取部8获取的部分图像，和对应于部分图像的位置关联数据，生成整体图像。因此，其优点是，即使是在宽的范围内存在的拍摄对象整体的图像，也可以获取使用了具有窄的拍摄视野的摄像单元的图像数据。即，在本实施例中，因为采用了不仅获取部分图像数据而且获取对应的位置关联数据的结构，所以能够掌握多个部分图像数据间的位置关系，能够使用多个部分图像数据来生成整体图像数据。因此，即使拍摄宽范围的情况下，也无需配备具有宽的拍摄视野的摄像单元，便能够实现低成本的被检体内图像获取系统。

具体地来说，由于配备具有排列为一维阵列状的光电转换机构的线传感器部14作为摄像单元，所以可获取宽范围的被检体内图像。而且，因此，本实施例的被检体内图像获取系统具有如下优点：无需配备现有的具有二维阵列状的多个光电转换机构的摄像单元，能够使摄像单元小型化，降低制造成本。

另外，在本实施例中，胶囊型内窥镜2具有依靠重力或消化器官的蠕动运动等外力的作用，在被检体1内移动的特点。因此，部分图像获取部8通过以预定的时间间隔进行多次拍摄动作，可获取与拍摄对象的不同部位相关的部分图像，无须配备了拍摄不同部分而使部分图像获取部8的视野改变的装置，用于使胶囊型内窥镜2的位置改变的移动装置等。因此，如本实施例那样，在使用胶囊型内窥镜2构成被检体内图像获取系统的情况下，具有能够利用不配备移动装置等的简易的结构来构成被检体内图像获取系统的优点。

另外，本实施例的被检体内图像获取系统具有如下优点：能够抑制获取的图像的数据量的增加，同时能够获取拍摄对象的整体图像。作为现有的胶囊型内窥镜系统的问题，曾列举了如下情况：为了抑制消耗电力的增加而限制摄像速率，难以获取拍摄对象的整体像。与此相对，本实施例的被检体内图像获取系统，例如通过调整拍摄间隔，可使用于整

体图像数据的形成的部分图像数据的数量发生变化，通过使部分图像数据的数量发生变化，可调整从胶囊型内窥镜 2 发送的数据量，可将部分图像数据的数量减少到足够抑制消耗电力的程度。另一方面，即使部分图像数据的数量减少，虽然产生分辨率的些许减低，但能够生成整体图像数据，因此，本实施例的被检体内图像获取系统具有如下优点：能满足消耗电力减低这种条件，同时能获取拍摄对象的整体图像。

而且，本实施例的被检体内图像获取系统因为采用了根据被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 的移动速度来控制部分图像获取部 8 的驱动状态的结构，所以具有能防止获取无用的部分图像的优点。具体地来说，本实施例的被检体内图像获取系统具有如下功能：如上述那样，在胶囊型内窥镜 2 的移动速度为负值时，通过控制部 12 停止部分图像获取部 8 的驱动。移动速度变为负值，意味着胶囊型内窥镜 2 返回到已经获取了部分图像的区域，所以从生成整体图像的角度来看，这种情况下拍摄部分图像缺乏意义。因此，在本实施例中，在移动速度变成了负值的情况下，除了停止部分图像的拍摄、以防止获取无用的部分图像之外，还存在如下优点：减少部分图像获取部 8 的消耗电力，并且减少发送的数据量，由此，降低发送部 11 的消耗电力等。再有，从享有这种优点的角度来看，不仅是移动速度变为负值的情况，而且也可以例如按照移动速度来变更摄像速率。

另外，本实施例的被检体内图像获取系统，整体图像生成部 40 生成对应于各部分的亮度的三维图像，作为整体图像数据。例如，在拍摄对象内存在肿瘤等异物的情况下，一般来说，和其他部分相比，通常是用不同的亮度来拍摄。因此，具有如下优点：通过采用表示各部分的亮度的结构作为整体图像数据，从而可构成生成使医生等容易诊断的整体图像数据的被检体内图像获取系统。

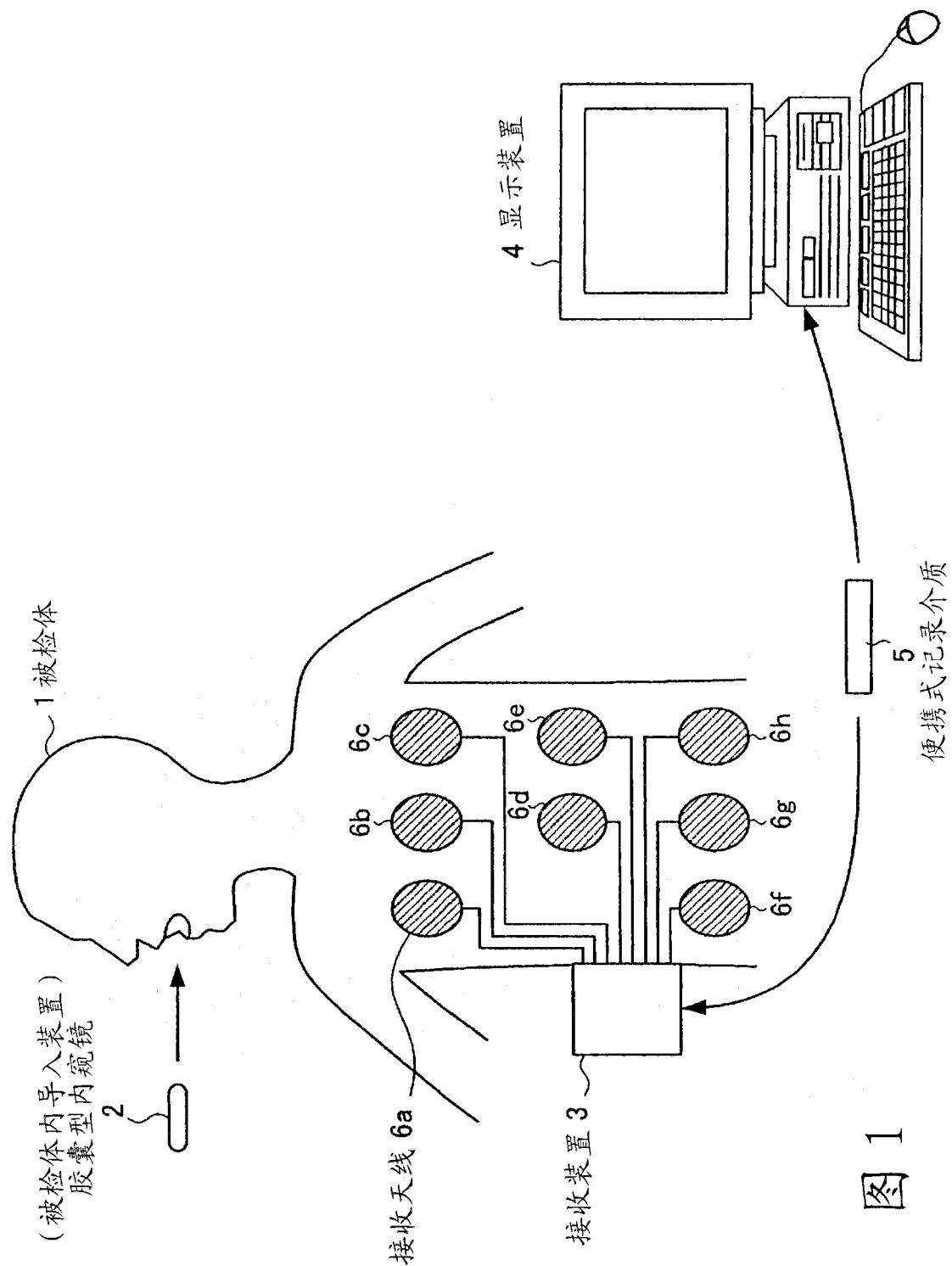
以上，基于实施例说明了本发明，但本发明并不限于上述的实施例，此无需解释，本领域的技术人员可想到各种实施例、变形例等。例如，本实施例中，由加速度数据和时刻数据构成位置关联数据，但无需解释，本发明并不限于这种结构，也可由速度数据和时刻数据来构成位置关联数据。另外，位置关联数据也可以由与拍摄时的胶囊型内窥镜 2

的位置相关的信息本身构成，例如，通过另外配备胶囊型内窥镜 2 的位置检测装置，也可使用胶囊型内窥镜 2 的位置信息本身作为位置关联数据。进一步，作为简易结构，也可仅由时刻数据构成位置关联数据。这是因为即使仅获取了部分图像数据的拍摄时刻作为位置关联数据的情况下，部分图像数据的排列顺序是明确的，所以能够生成整体图像数据。

并且，在本实施例中，也如图 7 所示，由数据合成部 10 生成将部分图像数据和位置关联数据一体化的整体图像生成用数据，而无需解释，不限定于在胶囊型内窥镜 2 中生成整体图像精制用数据的结构。即，如从上述说明中可了解的那样，在整体图像生成部 40 生成整体图像数据时，如果各个部分图像数据、和对应于部分图像数据的位置数据是明确的，则可生成整体图像数据。因此，也可以例如在部分图像数据和位置关联数据的头部附加识别代码，对于对应的部分图像数据和位置关联数据，在分配了共同的识别代码的状态下分别独立地发送各个数据。用这种结构也可在接收装置侧掌握对应关系，能够生成整体图像数据。

另外，在本实施例中，对于由胶囊型内窥镜 2 和接收装置 3 等构成的被检体内图像获取系统进行了说明，而作为被检体内图像获取系统的物理性结构不必限定于这种方式，也可以是如下结构：例如，在日本特开 2004-188217 号公报中记载的内窥镜中，在插入部前端配置了部分图像获取部，在操作部内配置了整体图像生成部。即，作为本发明的最低限度的构成要素，包括拍摄部分图像的装置、和使与部分图像拍摄时的摄像装置的位置关联的位置关联数据和部分图像数据相对应起来的关联单元，更优选的是具备基于部分图像数据以及位置关联数据而生成整体图像的单元即可，例如关于部分图像数据等的传输方式等，可以是无线传输也可是有线传输，物理上，也可通过单一的装置构成被检体内图像获取系统。

如上所述，本发明的被检体内图像获取系统以及被检体内导入装置可用于被导入人体的内部、观察被检查部位的医疗用观察装置，特别适合于抑制数据量的增加、同时以简易的结构获取被检体内部的预定的拍摄对象（被检查部位）的整体图像的装置。



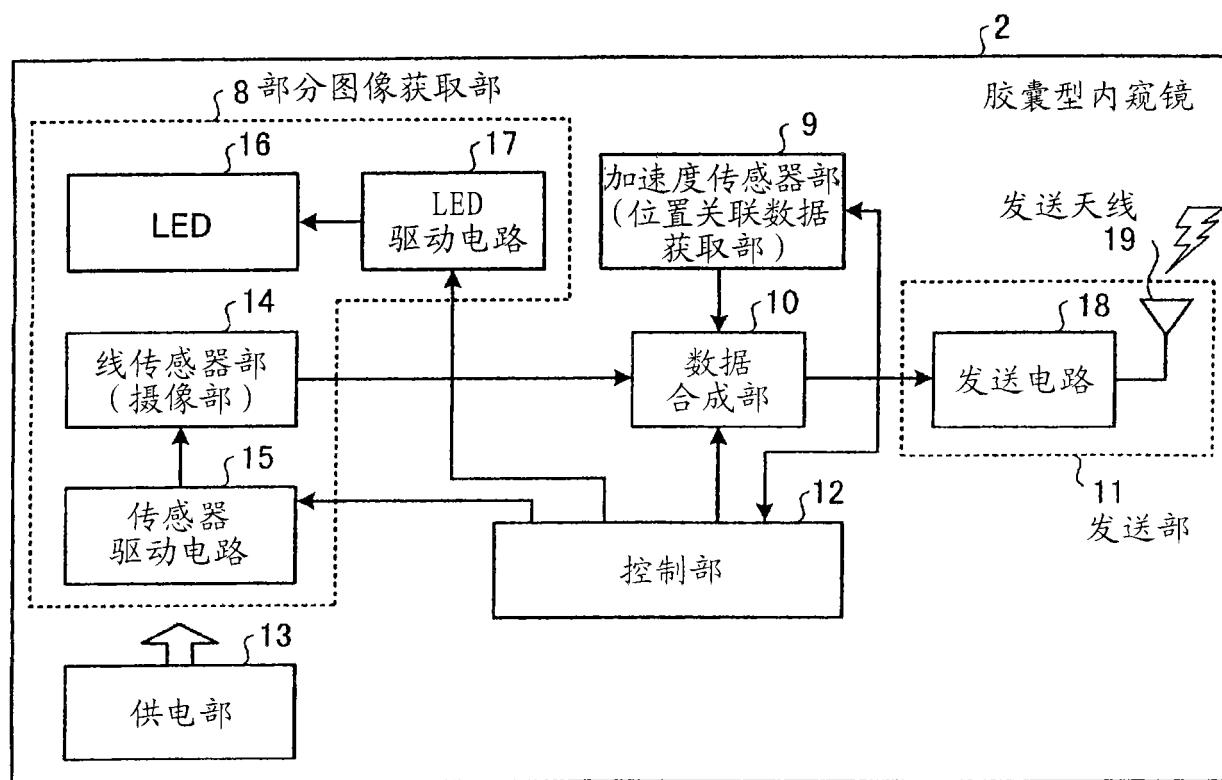


图 2

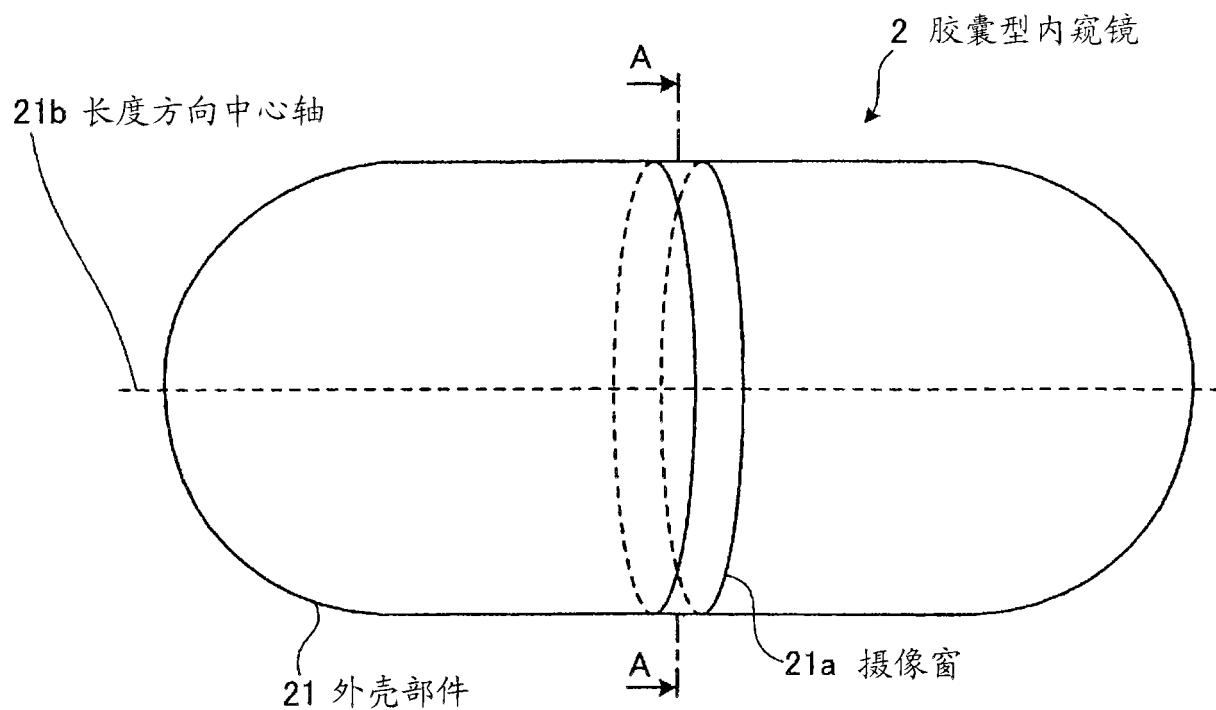


图 3

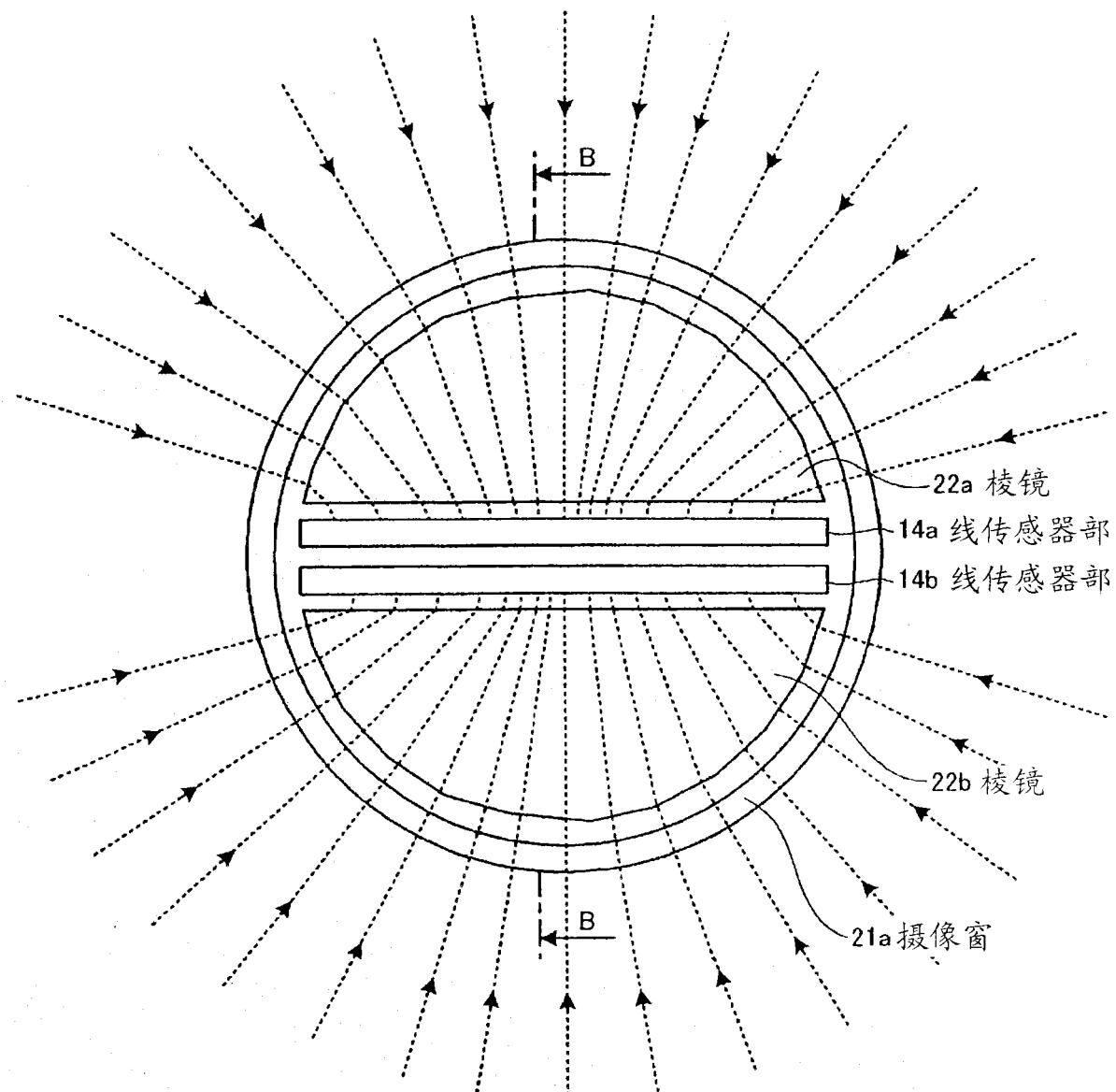


图 4

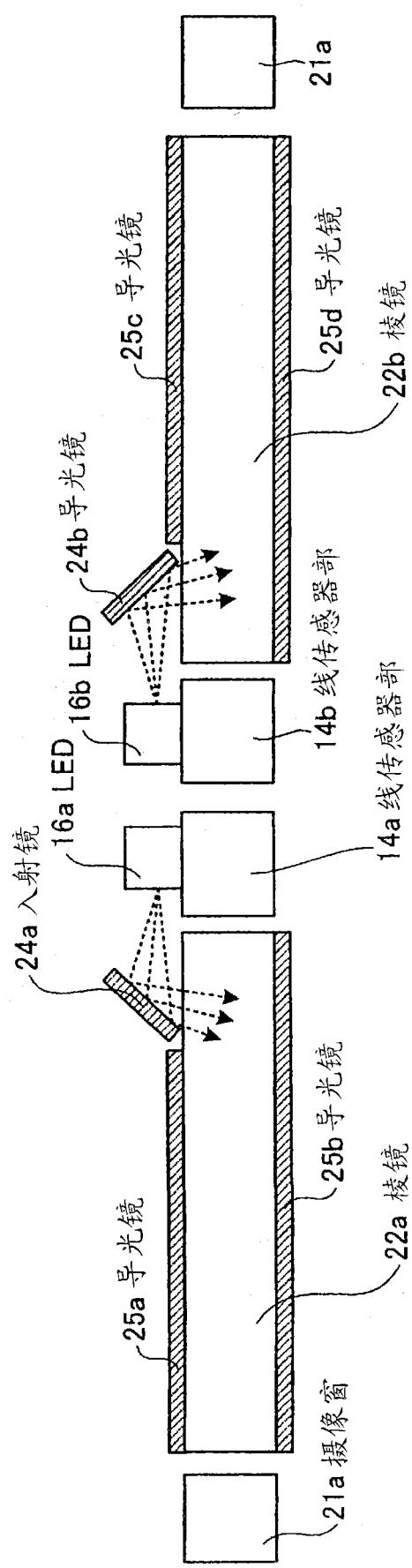


图 5

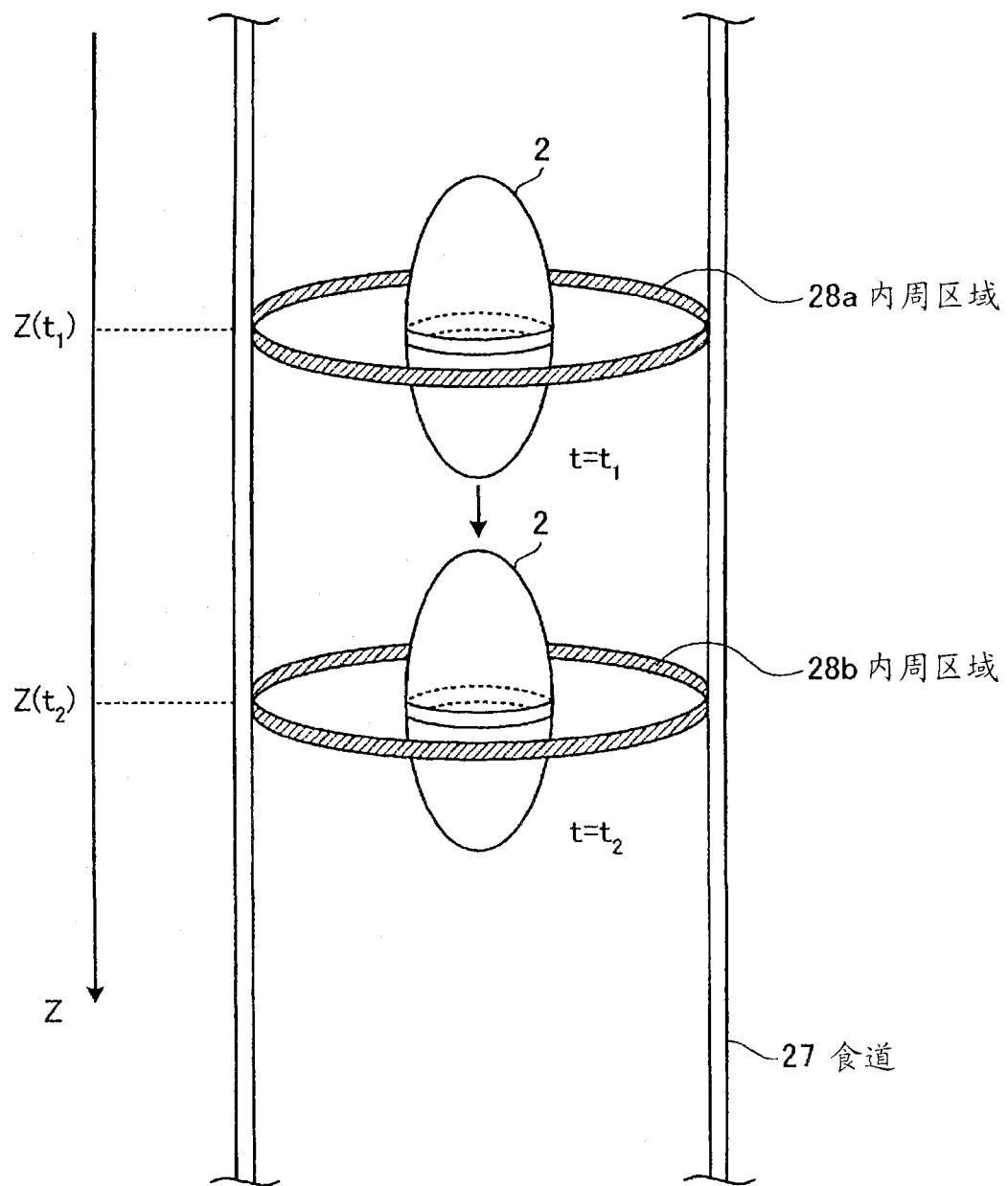


图 6

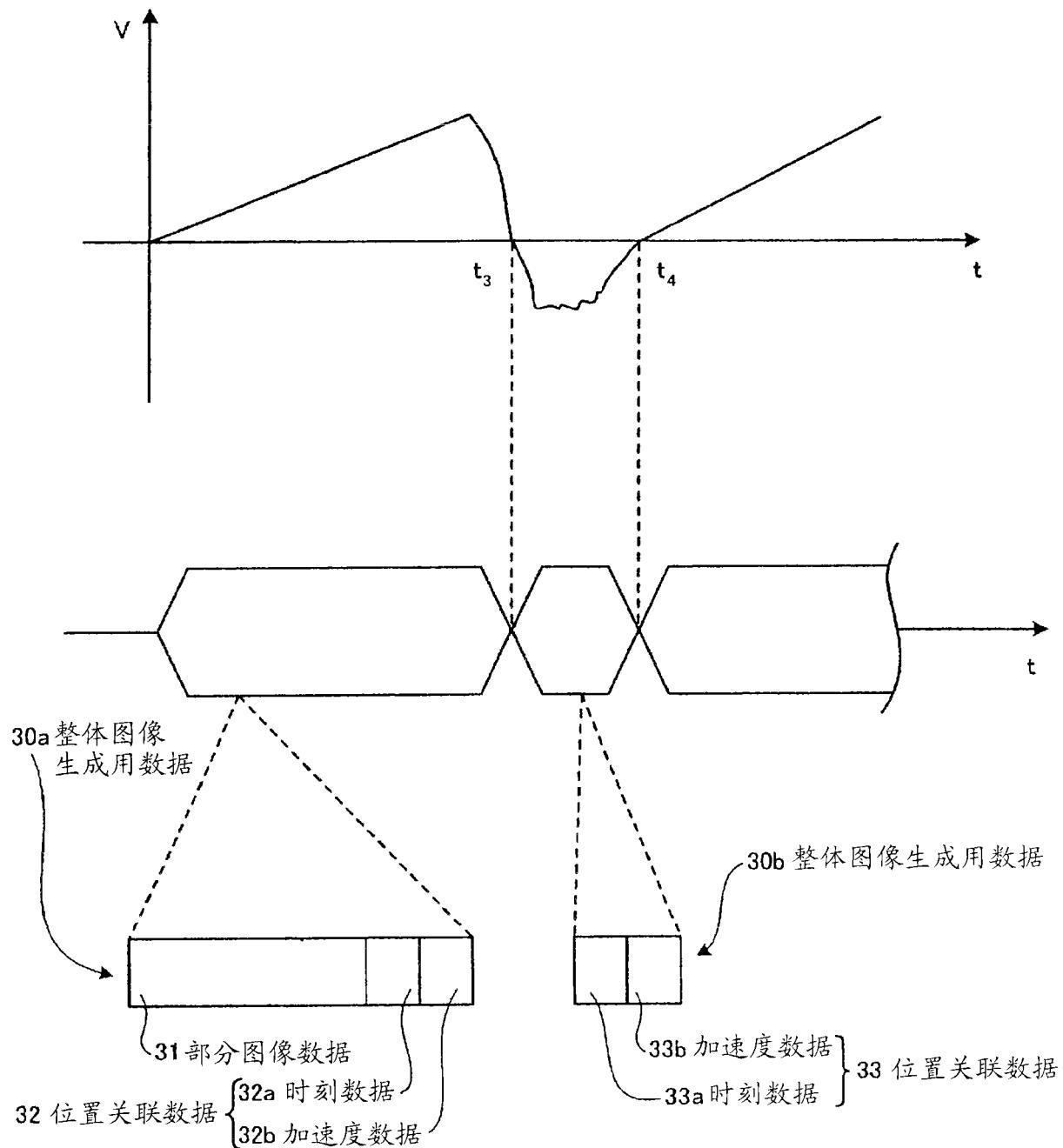


图 7

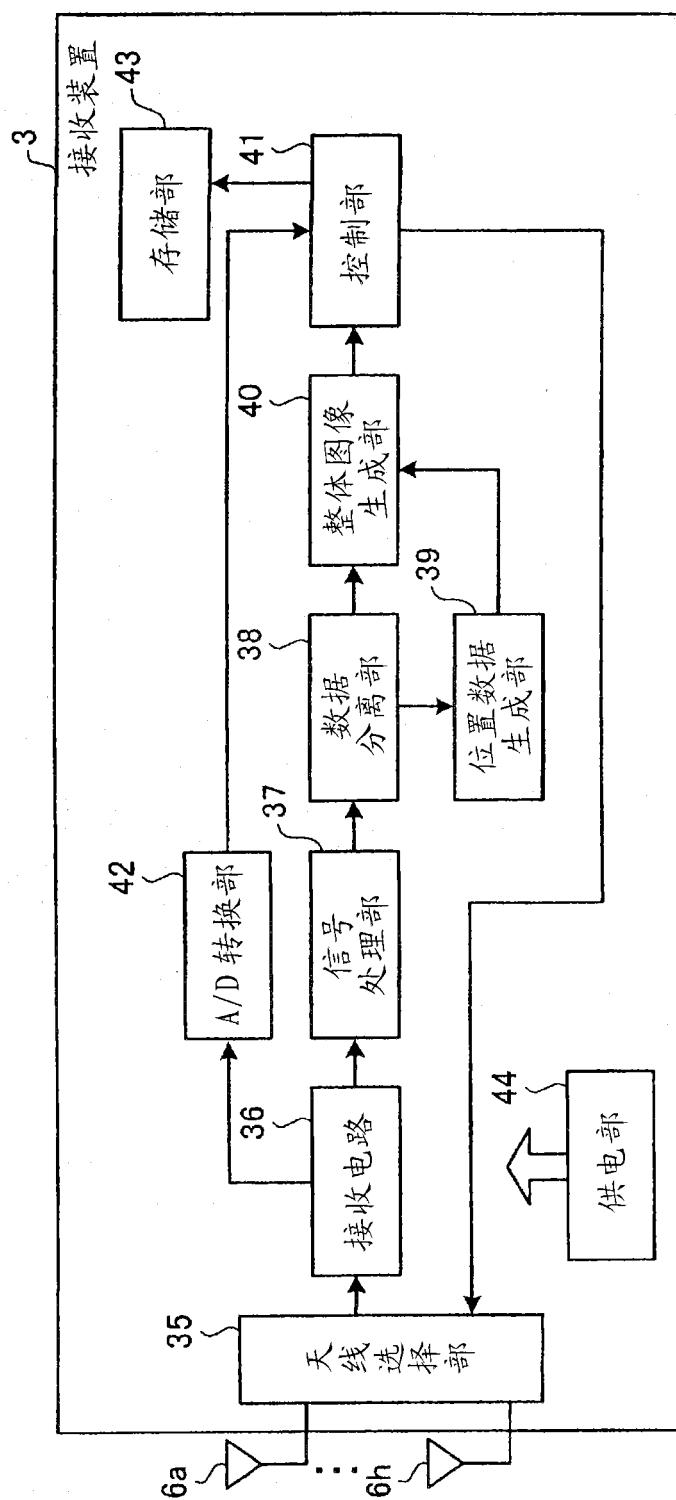
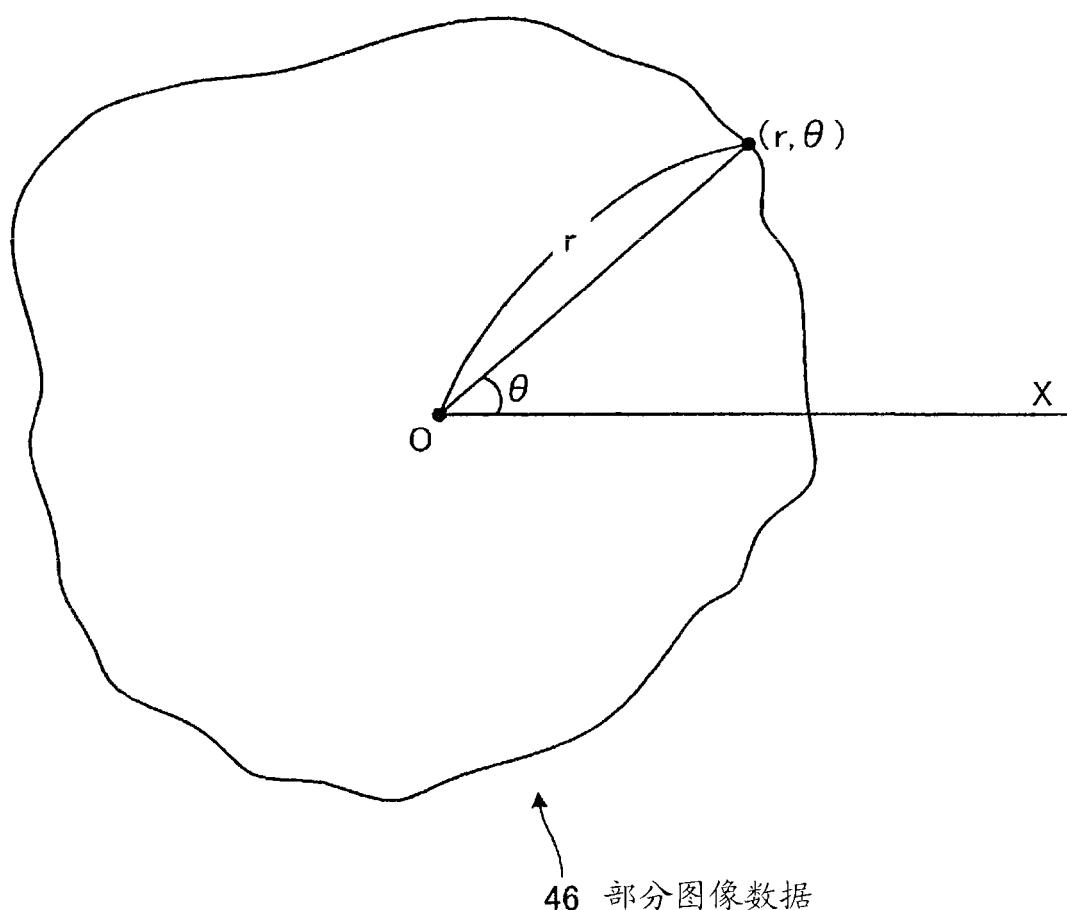


图 8



46 部分图像数据

图 9

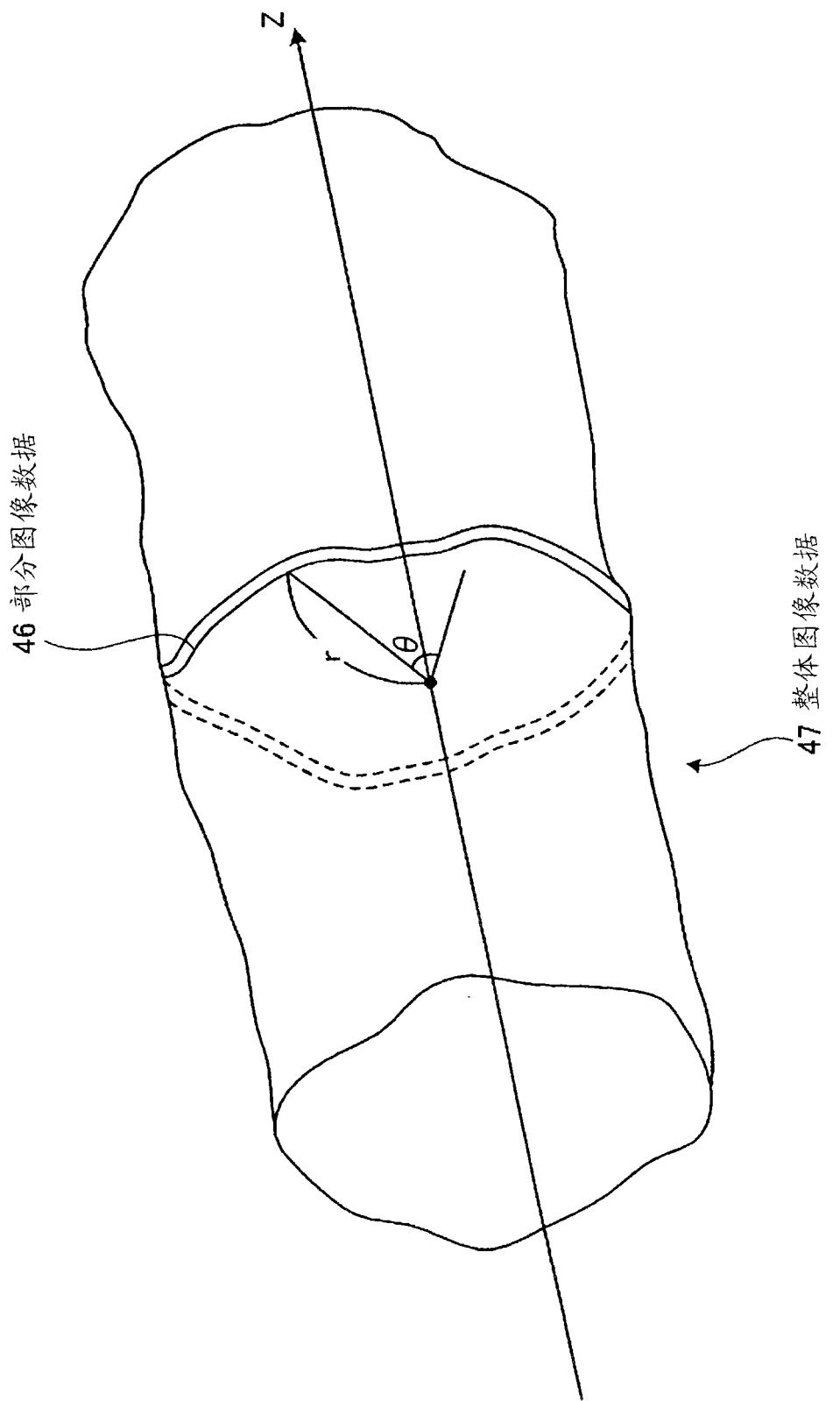


图 10

专利名称(译)	被检体内图像获取系统及被检体内导入装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1993077A</a>	公开(公告)日	2007-07-04
申请号	CN200580026222.X	申请日	2005-08-05
[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	铃岛浩 藤森纪幸 折原达也 穗满政敏 本多武道 中土一孝		
发明人	铃岛浩 藤森纪幸 折原达也 穗满政敏 本多武道 中土一孝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/065 A61B1/041		
优先权	2004231113 2004-08-06 JP		
其他公开文献	CN1993077B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明提供被检体内图像获取系统及被检体内导入装置。胶囊型内窥镜(2)具备部分图像获取单元，其具有在长度方向(前进方向)的中心轴的周围的360°视野，随着胶囊型内窥镜(2)的移动，获取多个与内周区域(28a、28b)等相关的部分图像数据。另一方面，胶囊型内窥镜(2)具有获取位置关联数据的结构，该位置关联数据使得能够推导部分图像数据获取时的位置Z(t1)、Z(t2)，在接收装置等中，能够基于部分图像数据以及位置关联数据，形成整体图像数据，由此，能够抑制数据量的增加，同时以简易的结构获取被检体内部的预定的拍摄对象的整体图像。

