

[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 200580030292.2

[43] 公开日 2007年8月8日

[11] 公开号 CN 101014278A

[22] 申请日 2005.9.14
 [21] 申请号 200580030292.2
 [30] 优先权
 [32] 2004.9.16 [33] JP [31] 269570/2004
 [86] 国际申请 PCT/JP2005/016974 2005.9.14
 [87] 国际公布 WO2006/030839 日 2006.3.23
 [85] 进入国家阶段日期 2007.3.9
 [71] 申请人 奥林巴斯株式会社
 地址 日本东京
 [72] 发明人 松井亮

[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

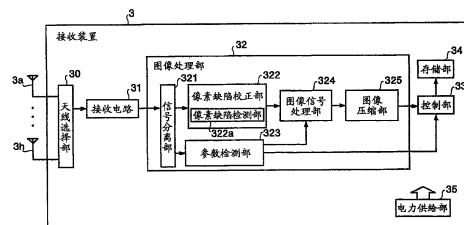
权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图 6 页

[54] 发明名称

胶囊型内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供胶囊型内窥镜系统，其能够简单地检测或校正通信错误，而不增大胶囊型内窥镜的功耗。本发明的胶囊型内窥镜系统具有接收装置，该接收装置具备像素缺陷校正部。接收装置接收包含导入到被检体内部的胶囊型内窥镜所拍摄的图像数据的无线信号，根据所接收到的该无线信号，取得该无线数据。像素缺陷校正部根据构成所取得的图像数据的像素的像素值，检测该图像数据的像素缺陷，并校正所检测出的像素缺陷。



1.一种胶囊型内窥镜系统，其特征在于，所述胶囊型内窥镜系统具备：

 胶囊型内窥镜，其拍摄被检体的图像数据，并发送包含未校正像素缺陷状态的该图像数据的无线信号；以及

 接收装置，其接收所述无线信号，并根据所接收到的该无线信号，取得所述图像数据，并且具有检测该图像数据的像素缺陷而进行校正的像素缺陷校正单元。

2.根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，所述胶囊型内窥镜以非压缩状态发送所述无线信号。

3.一种胶囊型内窥镜系统，其具备：胶囊型内窥镜，其被导入到被检体的内部，拍摄该被检体内部的图像数据，并发送包含该图像数据的无线信号；以及接收装置，其接收该无线信号，并根据所接收到的该无线信号，取得所述图像数据，所述胶囊型内窥镜系统的特征在于，

 所述胶囊型内窥镜具备：参数存储单元，其存储该胶囊型内窥镜的固有信息；发送单元，其在作为发送所述图像数据时的发送单位的各个行中包含所述固有信息的至少一部分，并将每个所述行中包含的所述固有信息与所述图像数据一起作为所述无线信号进行发送，

 所述接收装置具有控制单元，该控制单元根据每个所述行中包含的所述固有信息，判断所述图像数据的有效或无效。

胶囊型内窥镜系统

技术领域

本发明涉及使用了如下的接收装置的胶囊型内窥镜系统，该接收装置通过预定的电波从导入到被检体体内的胶囊型内窥镜接收由该胶囊型内窥镜拍摄的图像数据。

背景技术

近年来，在内窥镜的领域中，出现了设有摄像功能和无线通信功能的吞入型内窥镜、即胶囊型内窥镜，并正在开发取得该胶囊型内窥镜所拍摄的被检体内图像数据的胶囊型内窥镜系统。在该胶囊型内窥镜系统中，为了进行观察（检查）而从被检体的口吞入胶囊型内窥镜之后，到从该被检体自然排出胶囊型内窥镜的期间，该胶囊型内窥镜随着该被检体内例如胃或小肠等脏器的蠕动而在其内部移动，并且进行如下工作：以预定间隔例如 0.5 秒间隔对该被检体内进行拍摄。

胶囊型内窥镜在被检体内移动的期间，该胶囊型内窥镜所拍摄的图像数据依次通过无线通信发送到外部，经由设置于外部的接收天线被接收装置接收。该接收装置根据经由接收天线依次接收的无线信号，生成图像数据，从而取得胶囊型内窥镜所拍摄的被检体内图像数据。该接收装置将取得的图像数据依次存储到存储器中。被检体携带该具有无线通信功能和存储功能的接收装置，从而在吞入胶囊型内窥镜到自然排出的期间，能够自由行动。之后，医生或护士将接收装置的存储器中存储的图像数据取入到显示装置中，将基于所得到的图像数据的被检体内图像、例如脏器图像显示到显示装置的显示器上。医生或护士能够使用显示器上显示的脏器图像等，对被检体进行诊断（例如参照专利文献 1）。

在这种胶囊型内窥镜系统中，胶囊型内窥镜将无线信号发送到接收装置，从而将图像数据等的各种数据发送到接收装置，所以有可能因通

信途中的噪声等而发生通信错误。作为检测这种通信错误并进行纠正的方法，一般是由作为数据发送侧的胶囊型内窥镜计算与发送对象数据相关的纠错码，并将该纠错码附加在原本应发送的数据上进行发送，接收装置接收从胶囊型内窥镜发送的数据，同时，根据附加在该接收到的数据上的纠错码，检测该接收数据的错误，进行纠正。

专利文献 1：日本特开 2001-231186 号公报

但是，在上述的胶囊型内窥镜系统中，若由作为发送装置的胶囊型内窥镜进行上述的计算纠错码并附加到发送对象数据上的处理，则存在如下问题：胶囊型内窥镜的内部电路增大，导致胶囊型内窥镜的功耗增大。

本发明是鉴于上述情况而进行的，其目的在于，提供一种胶囊型内窥镜系统，该胶囊型内窥镜系统能够简单地检测通信错误并进行校正，而不会增大胶囊型内窥镜主体的功耗。

为了解决上述课题，达到目的，本发明的胶囊型内窥镜系统的特征在于，所述胶囊型内窥镜系统具备：胶囊型内窥镜，其拍摄被检体的图像数据，并发送包含未纠正像素缺陷状态的该图像数据的无线信号；以及接收装置，其接收所述无线信号，并根据所接收到的该无线信号，取得所述图像数据，并且具有检测该图像数据的像素缺陷而进行校正的像素缺陷校正单元。

此外，本发明的胶囊型内窥镜系统的特征在于，在上述发明中，所述胶囊型内窥镜以非压缩状态发送所述无线信号。

另外，本发明的胶囊型内窥镜系统具备：胶囊型内窥镜，其被导入到被检体内部，拍摄该被检体内部的图像数据，并发送包含该图像数据的无线信号；以及接收装置，其接收该无线信号，根据所接收到的该无线信号，取得所述图像数据，所述胶囊型内窥镜系统的特征在于，所述胶囊型内窥镜具备：参数存储单元，其存储该胶囊型内窥镜的固有信息；发送单元，其在作为发送所述图像数据时的发送单位的每个行中包含所述固有信息的至少一部分，将每个所述行中包含的所述固有信息与所述图像数据一起作为所述无线信号进行发送，所述接收装置具有控制单元，

该控制单元根据每个所述行中包含的所述固有信息，判断所述图像数据的有效或无效。

根据本发明，能够实现使用了如下的接收装置的胶囊型内窥镜系统，该接收装置能够在不增大胶囊型内窥镜的功耗的情况下，检测来自胶囊型内窥镜的无线信号在其传播路径上受到噪声干扰或与其它无线信号混合而引起的通信错误，容易地校正检测到的通信错误。

附图说明

图 1 是示意性地例示作为本发明实施方式的胶囊型内窥镜系统的一个构成例的示意图。

图 2 是示意性地例示构成胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的一个构成例的框图。

图 3 是示意性地例示作为本发明实施方式的接收装置的一个构成例的框图。

图 4 是示意性地例示图像信号的发送单位的数据格式的示意图。

图 5 是例示将图像 ID 和接收图像数据对应起来存储到存储部中为止的处理过程的流程图。

图 6 是例示将接收图像数据判断为有效图像或无效图像的处理过程的流程图。

标号说明

1 被检体；2 胶囊型内窥镜；3 接收装置；3a~3h 接收天线；4 显示装置；5 便携型记录介质；20 照明部；21 照明部驱动电路；22 摄像部；23 摄像部驱动电路；24,32 图像处理部；25 参数存储部；26 发送电路；27 发送天线；28,33 控制部；29,35 电力供给部；30 天线选择部；31 接收电路；34 存储部；321 信号分离部；322 像素缺陷校正部；322a 像素缺陷检测部；323 参数检测部；324 图像信号处理部；325 图像压缩部；D1 水平识别数据；D2 胶囊 ID 数据；D3 WB 数据；D4 图像数据。

具体实施方式

下面，参照附图，详细说明本发明的接收装置以及使用了该接收装置的胶囊型内窥镜系统的优选实施方式。另外，本发明不被该实施方式所限定。

图 1 是示意性地例示作为本发明实施方式的胶囊型内窥镜系统的一个构成例的示意图。如图 1 所示，该胶囊型内窥镜系统具备：胶囊型内窥镜 2，其沿着被检体 1 内的通过路径移动，同时对被检体 1 内进行拍摄；接收装置 3，其接收胶囊型内窥镜 2 所拍摄的图像数据；显示装置 4，其根据胶囊型内窥镜 2 所拍摄的图像数据，显示被检体 1 内的图像；以及便携型记录介质 5，其用于进行接收装置 3 和显示装置 4 之间的信息交换。接收装置 3 设有接收天线 3a~3h，该接收天线 3a~3h 接收胶囊型内窥镜 2 所发送的无线信号。

显示装置 4 显示胶囊型内窥镜 2 所拍摄的被检体 1 内的图像等，该显示装置 4 具有显示基于以便携型记录介质 5 作为媒介而得到的图像数据等的图像、例如被检体 1 内的脏器等的图像的、工作站等这样的结构。显示装置 4 可以利用 CRT 显示器或液晶显示器等显示图像，也可以如打印机那样将图像输出到其他介质上。并且，显示装置 4 具有用于医生或护士根据胶囊型内窥镜 2 所拍摄的被检体内的脏器等的图像来进行诊断的处理功能。

便携型记录介质 5 是 Compact Flash（注册商标）或 Smart Media 等可携带的记录介质。便携型记录介质 5 相对于接收装置 3 和显示装置 4 可拆装，具有装在两者上时能够进行信息的输出和记录的结构。具体地说，当便携型记录介质 5 装在接收装置 3 上时，接收装置 3 能够依次存储从胶囊型内窥镜 2 接收到的被检体 1 内的图像数据等。并且，从被检体 1 排出胶囊型内窥镜 2 之后，从接收装置 3 取出便携型记录介质 5 而装到显示装置 4 上，利用显示装置 4 读出所存储的图像数据等。通过使用便携型记录介质 5 进行接收装置 3 和显示装置 4 之间的数据交换，从而不同于接收装置 3 和显示装置 4 有线连接的情况，即使胶囊型内窥镜 2 正在被检体 1 的内部移动，被检体 1 也能够在携带接收装置 3 的状态下

自由行动。

胶囊型内窥镜 2 被吞入到被检体 1 内，从而通过被检体 1 内的食道，借助消化管腔的蠕动，在体腔内行进。与此同时，胶囊型内窥镜 2 依次拍摄被检体 1 体内的图像，并将所得到的被检体 1 内的图像数据等依次发送到接收装置 3 侧。

图 2 是示意性地例示构成胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的一个构成例的框图。胶囊型内窥镜 2 具备：照明部 20，其在拍摄被检体 1 的内部时，照明摄像区域；照明部驱动电路 21，其控制照明部 20 的驱动；摄像部 22，其拍摄来自照明部 20 所照明的区域的反射光像；以及摄像部驱动电路 23，其控制摄像部 22 的驱动。此外，胶囊型内窥镜 2 还具备：图像处理部 24，其生成由摄像部 22 所拍摄的图像数据和白平衡数据(WB 数据)等参数重叠而成的图像信号；参数存储部 25，其预先存储该参数；发送电路 26，其对图像处理部 24 所生成的图像信号进行调制，从而生成无线信号；发送天线 27，其将从发送电路 26 输出的无线信号输出到外部；控制部 28，其控制照明部驱动电路 21、摄像部驱动电路 23、图像处理部 24、以及发送电路 26 的驱动；以及电力供给部 29，其向各构成要素供给驱动电力。

照明部 20 使用 LED 等发光元件来实现，对摄像部 22 所拍摄的区域输出照射光而进行照明。摄像部 22 使用 CCD 或 CMOS 等摄像元件来实现，对来自照明部 20 所照明的区域的反射光进行感光，从而拍摄该区域的图像。摄像部 22 将所得到的图像数据输出到图像处理部 24。控制部 28 控制照明部驱动电路 21 和摄像部驱动电路 23，使得照明部 20 照射摄像区域的照明定时和摄像部 22 拍摄摄像区域的摄像定时同步。

图像处理部 24 生成包含摄像部 22 所拍摄的图像数据的图像信号。在此，图像处理部 24 不压缩图像数据而生成图像信号。参数存储部 25 使用 EPROM 等非易失性存储器 IC 来实现，预先记录与图像数据相关的胶囊型内窥镜 2 所固有的参数、例如 WB 数据和胶囊 ID 数据。图像处理部 24 读出参数存储部 25 中存储的胶囊 ID 数据和 WB 数据，生成由所读出的胶囊 ID 数据和 WB 数据与未压缩的图像数据重叠而成的图像信号。

图像处理部 24 将所生成的图像信号发送到发送电路 26。另外，该胶囊 ID 数据是胶囊型内窥镜 2 所固有的信息，是用于确定胶囊型内窥镜 2 的确定信息。

发送电路 26 对图像处理部 24 所生成的图像信号进行预定的调制处理和功率放大处理等，生成与该图像信号对应的无线信号。该无线信号中包含未压缩的图像数据。发送电路 26 将所生成的无线信号输出到发送天线 27。发送天线 27 将从发送电路 26 输入的无线信号输出到外部。在此，胶囊型内窥镜 2 在包含未压缩的图像数据的状态（非压缩状态）下，将该无线信号输出到外部。

接着，说明接收装置 3。如上所述，接收装置 3 与接收天线 3a~3h 电连接。接收天线 3a~3h 使用例如环形天线来实现，如图 1 所示，其配置于被检体 1 的体表上的预定位置、例如与胶囊型内窥镜 2 的通过路径对应的位置上。接收天线 3a~3h 在该配置状态下接收胶囊型内窥镜 2 所发送的无线信号。另外，与接收装置 3 电连接的接收天线优选为 1 个以上，只要是多个即可，不特别限于 4 个。

接收装置 3 进行经由接收天线 3a~3h 中的任意一个接收到的无线信号的接收处理。接收装置 3 通过在被检体 1 上配置多个接收天线，从而可以根据胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内的位置，经由处于适合接收无线信号的位置的接收天线，取得胶囊型内窥镜 2 所拍摄的图像数据。

图 3 是示意性地例示作为本发明实施方式的接收装置 3 的一个构成例的框图。如图 3 所示，接收装置 3 具有：天线选择部 30，其从多个接收天线 3a~3h 中选择适合接收无线信号的接收天线；接收电路 31，其对经由天线选择部 30 所选择的接收天线 3a~3h 中的任意一个接收到的无线信号进行解调处理等；以及图像处理部 32，其根据从接收电路 31 输入的信号，进行与图像数据相关的处理。并且，接收装置 3 具有：控制部 33，其控制接收装置 3 的各构成部的驱动；存储部 34，其存储图像数据等的所提取的信息；以及电力供给部 35，其供给接收装置 3 的各构成部的驱动电力。

天线选择部 30 与多个接收天线 3a~3h 分别电连接，并选择接收天

线 3a~3h 中的任意一个, 将经由所选择的接收天线接收到的无线信号输出到接收电路 31。在此, 天线选择部 30 检测例如经由接收天线 3a~3h 中的各个天线接收到的无线信号的接收电场强度, 比较检测出的各接收电场强度, 从而选择接收到了最高接收电场强度的无线信号的接收天线。

接收电路 31 对从天线选择部 30 输入的无线信号进行解调处理等。具体地说, 当接收到胶囊型内窥镜 2 所发送的无线信号时, 接收电路 31 复原该无线信号中包含的图像信号。接收电路 31 将所得到的图像信号输出到图像处理部 32。

图像处理部 32 进行如下处理: 检测从接收电路 31 输入的图像信号中包含的图像数据的像素缺陷而进行校正, 根据校正后的图像数据, 生成帧单位的图像数据。如图 3 所示, 图像处理部 32 具有: 信号分离部 321, 其将从接收电路 31 输入的图像信号分离成图像数据和参数; 像素缺陷校正部 322, 其检测信号分离部 321 所分离提取的图像数据的像素缺陷, 进行校正; 参数检测部 323, 其根据信号分离部 321 所分离提取的参数, 检测 WB 数据和胶囊 ID 数据; 图像信号处理部 324, 其根据像素缺陷校正部 322 所校正的图像数据和参数检测部 323 所检测出的 WB 数据等, 生成帧单位的图像数据; 以及图像压缩部 325, 其对图像信号处理部 324 所生成的图像数据进行预定的图像压缩处理。

信号分离部 321 将从接收电路 31 输入的图像信号分离成图像数据和参数。在该图像信号为胶囊型内窥镜 2 生成输出的图像信号的情况下, 如上所述, 胶囊型内窥镜 2 所拍摄的图像数据与参数、例如胶囊 ID 数据和 WB 数据重叠。图 4 是示意性地例示胶囊型内窥镜 2 发送图像信号时作为发送单位的发送数据的数据格式的示意图。该发送单位与摄像部 22 所拍摄的图像的 1 行对应, 如图 4 所示, 在单位结构内包括: 水平识别数据 D1, 其表示 1 帧的图像数据中包含的水平方向的行的先头; 胶囊 ID 数据 D2, 其重叠在水平识别数据 D1 的紧后面; WB 数据 D3, 其重叠在胶囊 ID 数据 D2 的紧后面; 以及非压缩状态的图像数据 D4, 其重叠在 WB 数据 D3 的紧后面。在此, 信号分离部 321 使用预定的水平同步信号来检测出水平识别数据 D1, 从而取得该图像信号的水平方向的同步。之

后，信号分离部 321 提取分离出胶囊 ID 数据 D2 和 WB 数据 D3 作为参数信号，将该参数信号输出到参数检测部 323。与此同时，信号分离部 321 提取分离出图像数据 D4 作为图像数据信号，将该图像数据信号输出到像素缺陷校正部 322。另外，信号分离部 321 对从接收电路 31 接收到的全部的图像信号进行相关的信号分离处理。

像素缺陷校正部 322 检测由信号分离部 321 所分离提取的图像数据的像素缺陷，进行校正。此处，像素缺陷是因摄像部 22 中使用的 CCD 等固态摄像元件的半导体的局部结晶缺陷、静电破坏、或老化等而产生的。在发生了缺陷的像素中，在与入射光量对应的电信号上重叠一定的偏压后输出，因此，在所拍摄的图像上，像素缺陷作为白点或黑点显现，即作为像素单位的错误显现。像素缺陷校正部 322 进行如下处理：检测产生了这种像素缺陷、即像素单位错误的像素，进行校正。像素缺陷校正部 322 具有像素缺陷检测部 322a，该像素缺陷检测部 322a 检测信号分离部 321 所分离提取的图像数据的像素缺陷。像素缺陷检测部 322a 根据构成从信号分离部 321 输入的图像数据的各像素的像素值，检测像素缺陷。

例如，像素缺陷检测部 322a 检测行单位的图像数据中排列的水平方向的各像素的像素值，比较各个像素的左右相邻的同色像素之间的像素值，若该比较结果为预定的阈值以上，则将该像素检测为像素缺陷。但是，在由于胶囊型内窥镜 2 所输出的无线信号被接收装置 3 接收之前受到的噪声等，在该无线信号的图像数据部分中产生了通信错误的情况下，也会在图像上产生与像素缺陷同样的像素单位的错误。因此，接收装置 3 所接收的图像数据中包含胶囊型内窥镜 2 的摄像部 22 所固有的像素缺陷、以及作为因通信错误而产生的像素单位错误的像素缺陷这两者。因此，像素缺陷检测部 322a 不仅将胶囊型内窥镜 2 的摄像部 22 所固有的、存在于固定的像素位置上的像素缺陷检测为像素缺陷，还能够将由于在胶囊型内窥镜 2 所输出的无线信号经由接收天线 3a~3h 中的任意一个而被接收之前受到的噪声干扰、在图像数据的随机像素位置上产生的、与像素缺陷同样的像素单位的通信错误检测为像素缺陷。另外，像素缺陷

检测部 322a 也可以检测多个行的图像数据中排列的垂直方向的各像素的像素值，比较各个像素的上下相邻的同色像素之间的像素值，若该比较结果为预定的阈值以上，则将该像素作为像素缺陷检测。

像素缺陷校正部 322 进行如下处理，对像素缺陷检测部 322a 所检测出的像素缺陷进行校正。在这里，像素缺陷校正部 322 例如将检测到了像素缺陷的像素的像素值替换为像素缺陷像素的水平方向上相邻的同色像素的平均值，从而校正该像素缺陷。另外，像素缺陷校正部 322 也可以将检测到了像素缺陷的像素的像素值替换为像素缺陷像素的垂直方向上相邻的同色像素的平均值，从而校正该像素缺陷。此处，像素缺陷检测部 322a 检测摄像部 22 所固有的像素缺陷，并且，检测作为由于噪声干扰引起的通信错误而产生的像素单位错误的像素缺陷，所以像素缺陷校正部 322 校正摄像部 22 所固有的像素缺陷，并且，还能够校正噪声干扰所引起的动态的像素缺陷、即像素单位的通信错误。然后，像素缺陷校正部 322 将像素缺陷校正后的图像数据依次输出到图像信号处理部 324。

另外，像素缺陷检测部 322a 动态地检测摄像部 22 所固有的像素缺陷，但也可以采用如下结构：根据表示产生了该固有像素缺陷的像素缺陷位置的地址信息，检测该固有的像素缺陷。即，在制造胶囊型内窥镜 2 时，预先检测产生了该固有像素缺陷的像素缺陷位置，将表示检测到的像素缺陷位置的像素地址信息存储到胶囊型内窥镜 2 的参数存储部 25 中。胶囊型内窥镜 2 采用与上述的 WB 数据或胶囊 ID 数据相同的方式将该地址信息重叠到图像信号中，进行无线发送，接收装置 3 从胶囊型内窥镜 2 接收图像信号和该地址信息，像素缺陷检测部 322a 根据该接收到的地址信息，检测该固有像素缺陷。

而且，像素缺陷检测部 322a 采用如上所述的方式对多个帧单位的图像数据检测像素缺陷，在这些多个帧单位的图像数据中的同一像素位置上检测到像素缺陷的情况下，将该同一像素位置作为产生摄像部 22 所固有的像素缺陷的像素位置进行存储，之后，也可以不进行对该像素位置的像素缺陷检测处理。该情况下，像素缺陷检测部 322a 将表示该存储的

像素位置的信息发送到像素缺陷校正部 322, 即使像素缺陷检测部 322 不进行像素缺陷的检测处理, 像素缺陷校正部 322 也可以根据该信息校正像素位置的图像缺陷。并且, 像素缺陷检测部 322a 也可以根据该存储的像素位置, 对像素缺陷校正部 322 进行校正该像素位置的像素缺陷的控制。

参数检测部 323 根据从信号分离部 321 所输入的参数信号, 检测 WB 数据和胶囊 ID 数据。参数检测部 323 将根据所接收到的参数信号检测到的 WB 数据输出到图像信号处理部 324。并且, 参数检测部 323 将根据所接收到的参数信号检测到的胶囊 ID 数据输出到控制部 33。

图像信号处理部 324 根据由像素缺陷校正部 322 校正后的图像数据和参数检测部 323 所检测出的 WB 数据等, 进行预定的图像处理, 生成帧单位的图像数据。具体地说, 图像信号处理部 324 根据从像素缺陷校正部 322 依次输入的各图像数据和从参数检测部 323 输入的 WB 数据, 进行校正这些各图像数据的白平衡的白平衡校正处理。并且, 图像信号处理部 324 进一步对从像素缺陷校正部 322 输入的各图像数据进行伽马校正处理和轮廓强调处理等的图像处理。

此外, 图像信号处理部 324 使用进行了预定图像处理的预定数量的图像数据, 生成帧单位的图像数据 (接收图像数据)。当胶囊型内窥镜 2 发送了预定的帧行数的图像数据时, 图像信号处理部 324 使用与该预定的帧行数相同数量的行单位的图像数据, 生成接收图像数据。另外, 该帧行数是 1 帧中包含的水平方向的行数。即, 1 帧的图像数据由与帧行数相同数量的行单位的图像数据构成。

图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据被依次输入到图像压缩部 325。图像压缩部 325 对从图像信号处理部 324 依次输入的各接收图像数据进行预定的图像压缩处理, 对这些各接收图像数据进行压缩。图像信号处理部 324 将压缩后的接收图像数据输出到控制部 33。

另一方面, 存储部 34 能够可拆装地安装上述的便携型记录介质 5, 将基于控制部 33 的控制的信息、例如图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据依次写入到便携型记录介质 5 中。另外, 存储部 34 也可以采用

如下结构：具有 RAM 或闪存等存储器 IC，从而由存储部 34 自身存储信息。

即使在如图 1 所示，由被检体 1 携带接收装置 3 的状态下，电力供给部 35 也向接收装置 3 的各构成部供给驱动电力。另外，作为电力供给部 35，可以示例出干电池、锂离子二次电池、或镍氢电池等。而且，电力供给部 35 也可以是充电式。

控制部 33 使用如下部件来实现：CPU（Central Processing Unit，中央处理单元），其执行各种处理程序；ROM，其预先记录各种处理程序等；以及 RAM，其存储各处理的运算参数或胶囊 ID 数据等。控制部 33 控制接收装置 3 的各构成部的驱动。控制部 33 例如将从图像压缩部 325 输入接收到的图像数据等存储到存储部 34 中。这里，控制部 33 根据参数检测部 323 所检测出的每个行单位的图像数据的胶囊 ID 数据，决定用于确定发送了图像数据的胶囊型内窥镜的图像 ID，将所决定的图像 ID 和接收到的接收图像数据对应起来存储到存储部 34 中。图 5 是例示将所决定的图像 ID 和接收到的接收图像数据对应起来存储到存储部 34 中为止的处理过程的流程图。

控制部 33 进行如下控制：当每次开始帧的图像接收时，进行图 5 所示的处理过程，根据每次接收图像的各行时由参数检测部 323 检测出的胶囊 ID，决定接收到的各帧的图像 ID，并将决定的图像 ID 和接收到的图像数据对应起来存储到存储部 34 中。即，控制部 33 首先将表示取得了胶囊 ID 的行数的取得次数 i 初始化，将该取得次数 i 设定为“0”（步骤 S101）。

接着，控制部 33 取得基于胶囊 ID 数据 D2 的胶囊 ID，该胶囊 ID 数据 D2 是由参数检测部 323 在每次行接收时接着水平识别数据 D1 而检测到的（步骤 S102）。这里，控制部 33 把所取得的胶囊 ID 存储到所保有的存储区域（未图示）中。进一步，控制部 33 对取得次数 i 进行计数，对该取得次数 i 加“1”（步骤 S103）。

之后，控制部 33 重复上述的步骤 S102~S104 的处理过程，直到取得次数 i 达到预先设定的取得次数 n。此处，该取得次数 n 相当于胶囊型

内窥镜 2 所发送的图像数据的 1 帧的垂直方向行数（下面，记为帧行数）。即，控制部 33 判断取得次数 i 是否达到了帧行数，当判断为取得次数 i 没有达到帧行数、即取得次数 n 的情况下（步骤 S104，“否”），重复上述的步骤 S102 起的处理过程。

另一方面，控制部 33 判断为取得次数 i 达到了帧行数即取得次数 n 的情况下（步骤 S104，“是”），将所取得的胶囊 ID 之内、接收最多的胶囊 ID、即最大取得频度的胶囊 ID 决定为接收图像数据的图像 ID（步骤 S105）。

然后，控制部 33 将从图像压缩部 325 输入的接收图像数据和步骤 S107 中决定的图像 ID 对应起来转送到存储部 34，并控制存储部 34，使其存储与该图像 ID 对应的状态下的接收图像数据（步骤 S106）。

此处，即使在从参数检测部 323 接收到的与取得次数 n 相同次数的胶囊 ID 数据之中，接收到了因上述的噪声干扰而产生了乱码等通信错误的胶囊 ID 数据的情况下，控制部 33 也能够将基于其余的在正常状态下接收到的胶囊 ID 数据的胶囊 ID 决定为上述的最大取得频度的胶囊 ID。即，控制部 33 能够校正与胶囊 ID 数据相关的帧单位的通信错误，将与正常的胶囊 ID 对应的图像 ID 与接收图像数据对应起来存储到存储部 34 中。

另一方面，控制部 33 能够根据参数检测部 323 所检测出的每个行单位的图像数据的胶囊 ID 数据，判断图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据是有效图像还是无效图像。另外，该有效图像是指对于被检体 1 的检查有效的图像数据、即胶囊型内窥镜 2 所拍摄的正常的图像数据。另一方面，该无效图像是指对于被检体 1 的检查无效的图像数据、例如因上述的噪声干扰而产生了通信错误的异常的图像数据。

图 6 是示出将所取得的接收图像数据判断为有效图像或无效图像，并将判断为有效图像的接收图像数据存储到存储部 34 中为止的处理过程的流程图。图 6 中，控制部 33 进行与上述的步骤 S101~S106 相同的处理过程，获取取得次数 n 那么多的胶囊 ID，将这些所有的胶囊 ID 之中的最大取得频度的胶囊 ID 决定为图像 ID（步骤 S201~S205）。

接着，控制部 33 比较步骤 S207 中决定的图像 ID 所对应的胶囊 ID 的最大取得频度和作为判断基准信息预先记录在控制部 33 中的取得次数 m ，当该最大取得频度为取得次数 m 以上时（步骤 S206，“是”），将由图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据判断为有效图像（步骤 S207）。然后，控制部 33 将该判断为有效图像的有效接收图像数据和上述的步骤 S205 中决定的图像 ID 对应起来转送到存储部 34，并控制存储部 34，使其存储与该图像 ID 对应的状态下的有效接收图像数据（步骤 S208）。

另一方面，控制部 33 比较上述的最大取得频度和取得次数 m ，当该最大取得频度小于取得次数 m 时（步骤 S206，“否”），将由图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据判断为无效图像（步骤 S209）。然后，控制部 33 删去该判断为无效图像的无效接收图像数据（步骤 S210），不使存储部 34 进行存储。

此处，控制部 33 将基于从参数检测部 323 接收了与取得次数 n 相同次数的胶囊 ID 数据的胶囊 ID 之中、取得频度最大的正常的同一胶囊 ID 决定为上述的最大取得频度的胶囊 ID。因此，即使接收到因上述的噪声干扰而产生了乱码等通信错误的胶囊 ID 数据的情况下，控制部 33 也能够将该最大取得频度的胶囊 ID 决定为接收图像数据的图像 ID，从而校正该通信错误。

控制部 33 根据与所决定的图像 ID 对应的胶囊 ID 的最大取得频度和作为判断基准的取得次数 m 之间的比较结果，判断所取得的接收图像数据是有效图像还是无效图像。因此，即使发生了来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号在与来自其它胶囊型内窥镜的无线信号混合的状态下被接收装置 3 接收的通信错误的情况下，控制部 33 也能够将包含与取得次数 m 相同数量以上的与最大取得频度的胶囊 ID 对应的行单位图像数据的接收图像数据、即所接收到的图像中包含预定行数 m 以上的来自同一胶囊型内窥镜的图像数据的图像数据判断为有效图像，将除此之外的接收图像数据判断为无效图像。由此，控制部 33 能够校正这种帧单位的通信错误，区分判断为有效图像的有效的接收图像数据和无效的接收图像数据而依次存储到存储部 34 中。

另外，优选上述的取得次数 m 为图像信号处理部 324 所生成的接收图像数据的帧行数 n 的过半数。由此，控制部 33 能够将包含帧行数 n 的过半数以上的与最大取得频度的胶囊 ID 对应的行单位图像数据的接收图像数据判断为有效图像，能够进一步提高有效图像和无效图像的判断精度。

并且，在本发明的实施方式中，作为确定胶囊型内窥镜 2 的确定信息，使用胶囊 ID 数据，但本发明不限于此，也可以将胶囊型内窥镜 2 所固有的信息、例如 WB 数据用作为该确定信息。该情况下，控制部 33 可以根据该胶囊型内窥镜 2 所固有的信息来决定图像 ID。

另外，本发明的实施方式中，胶囊型内窥镜 2 生成图像信号时，在水平识别数据的紧后面重叠胶囊 ID 数据，在该胶囊 ID 数据的紧后面重叠 WB 数据，但本发明不限于此，胶囊 ID 和 WB 数据等参数可以重叠在水平识别数据和图像数据之间的区域中，只要其顺序在一连串的图像数据中为固定的即可。

此外，本发明的实施方式中，不将判断为无效图像的接收图像数据存储到存储部 34 中，而将其删除，但本发明不限于此，也可以将判断为无效图像的接收图像数据和表示无效图像的 ID 码等无效图像确定信息对应起来，在与该无效图像确定信息对应起来的状态下，将该接收图像数据存储到存储部 34 中。

如上所述，本发明的实施方式中，采用了如下结构：接收装置在每次接收胶囊型内窥镜所发送的图像数据时，根据构成所接收到的各图像数据的各像素的像素值，检测像素缺陷，并根据检测到像素缺陷的像素的水平方向上相邻的同色像素的像素值，进行插值处理，校正该像素缺陷。因此，能够实现如下的接收装置和使用该接收装置的胶囊型内窥镜系统，该接收装置能够在不增大胶囊型内窥镜的功耗的情况下，检测胶囊型内窥镜的摄像元件所固有的像素缺陷，并且，还能够检测由于来自胶囊型内窥镜的无线信号在其传播路径上受到噪声干扰而产生的作为像素单位通信错误的动态的像素缺陷，能够在校正该固有的像素缺陷的同时，简单地校正该噪声干扰所引起的作为动态像素缺陷而出现的像素

单位通信错误。

此外，对于构成胶囊型内窥镜所拍摄的帧单位图像数据的每个行单位图像数据，取得胶囊型内窥镜的确定信息，根据取得该确定信息的次数，决定用于确定帧单位图像数据的图像确定信息，所以即使在部分的胶囊型内窥镜的确定信息中发生了由上述的噪声干扰引起的乱码等通信错误的情况下，也能够容易地将与该胶囊型内窥镜的确定信息对应的图像确定信息与帧单位的图像数据对应起来，由此，能够校正该乱码等的通信错误。

并且，根据取得该确定信息的次数，判断所取得的帧单位图像数据是有效图像还是无效图像，所以即使在由于该胶囊型内窥镜所拍摄的帧单位图像数据和作为噪声的其它胶囊型内窥镜所拍摄的图像数据之间的混合而发生了通信错误的情况下，也能够将含有预定行数的应取得的图像数据的帧单位图像数据判断为有效图像，将除此之外判断为无效图像。由此，对每个所取得的帧单位图像数据，区分有效图像和无效图像而依次存储，并能够容易地校正该混合所引起的帧单位的通信错误。由此能够防止在显示装置4的观察等中使用因混合而引起的无效图像。

产业上的可利用性

如上所述，本发明的胶囊型内窥镜系统对取得胶囊型内窥镜所拍摄的被检体内图像数据很有用，特别适合于在不增大胶囊型内窥镜的功耗的情况下容易地校正通信错误。

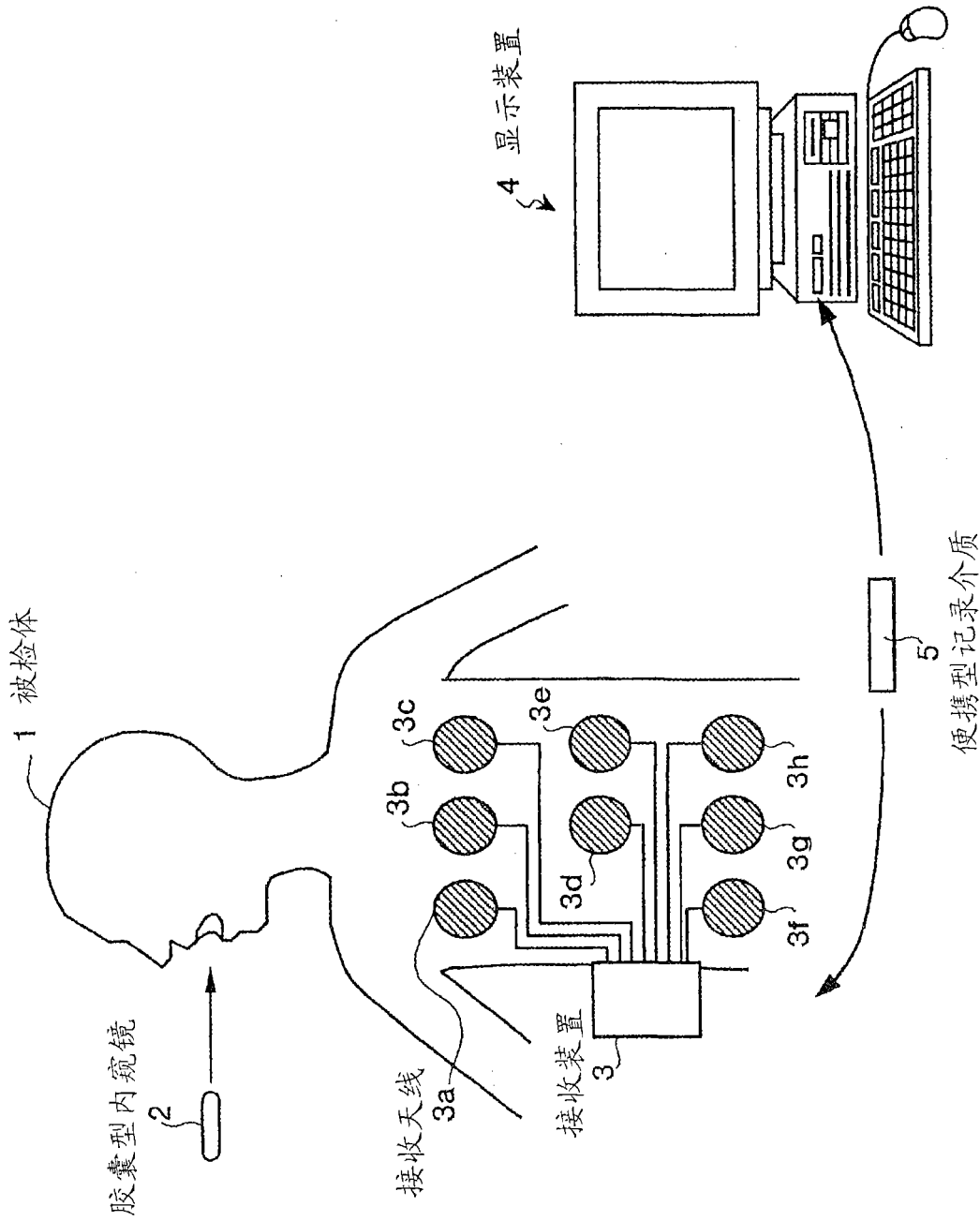


图1

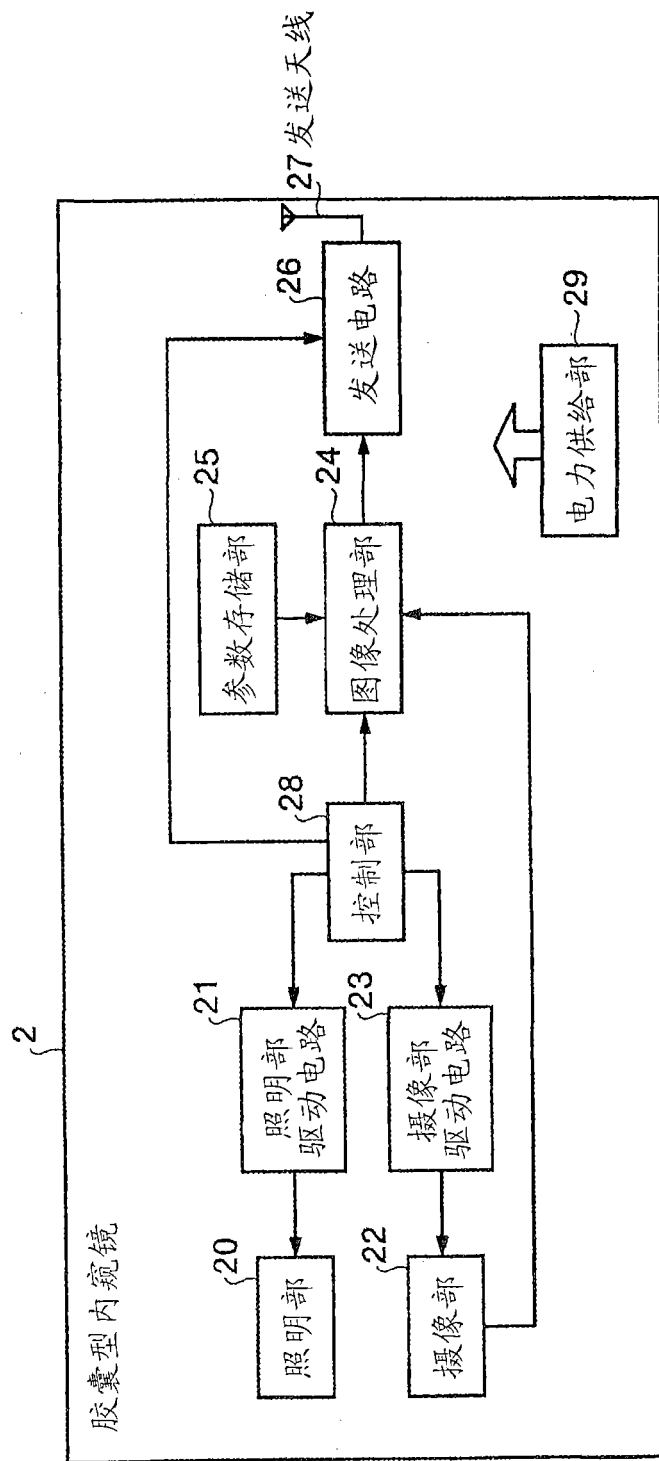


图 2

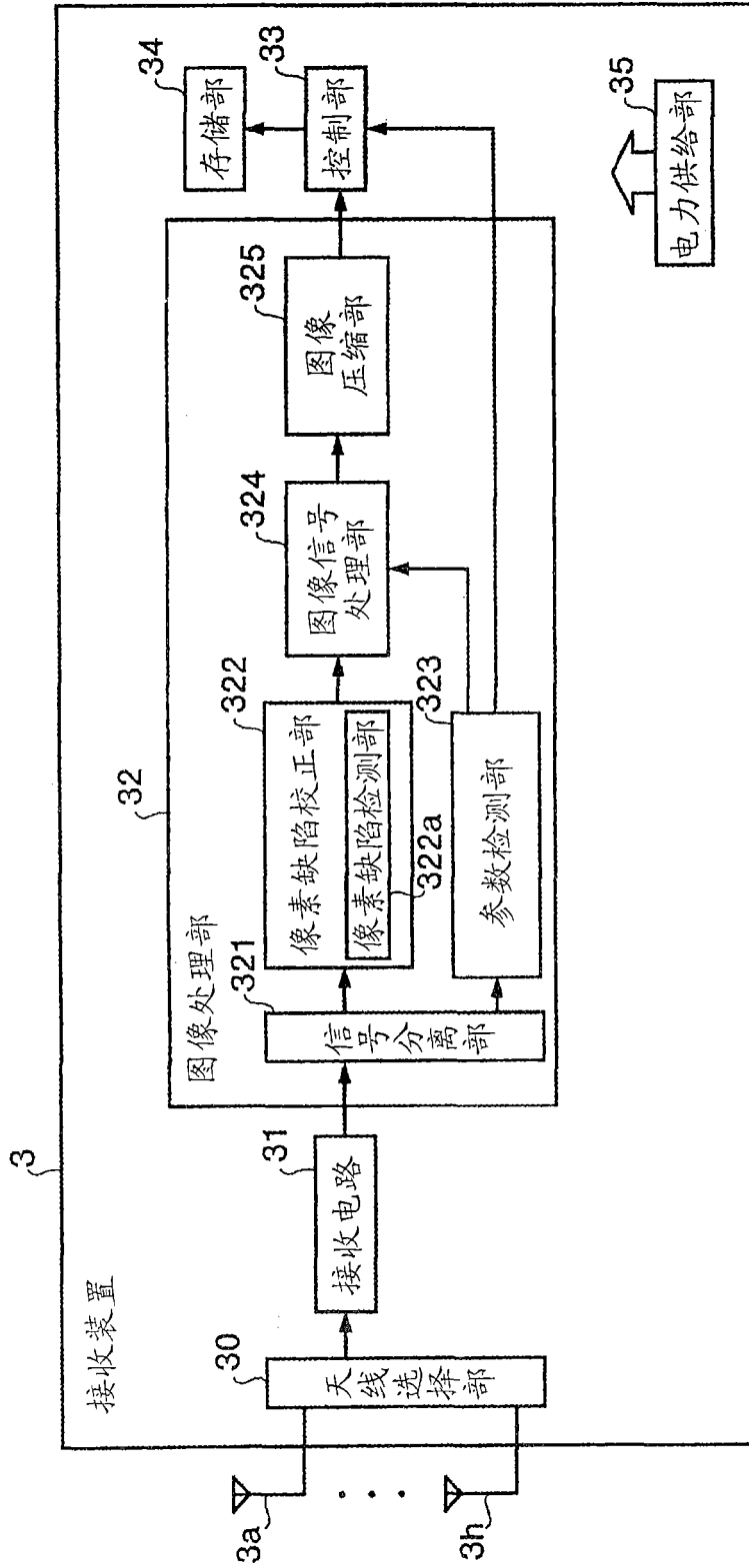


图 3

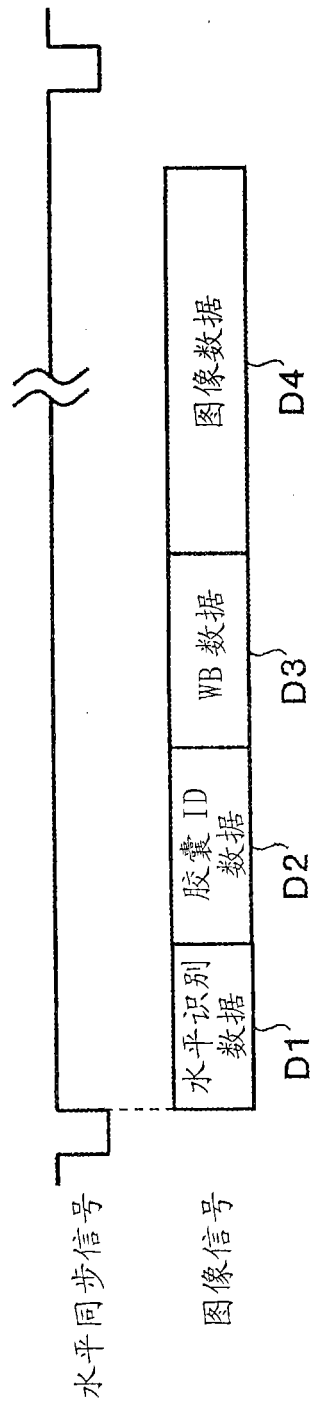


图 4

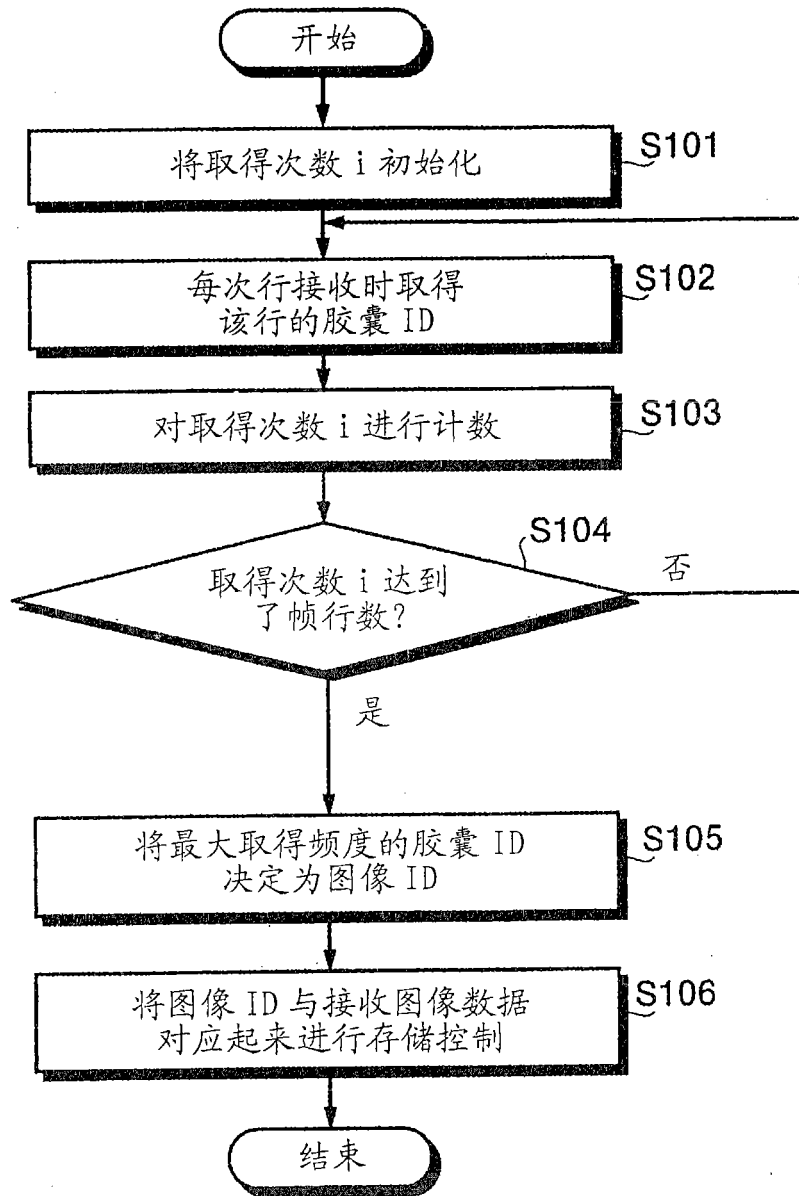


图 5

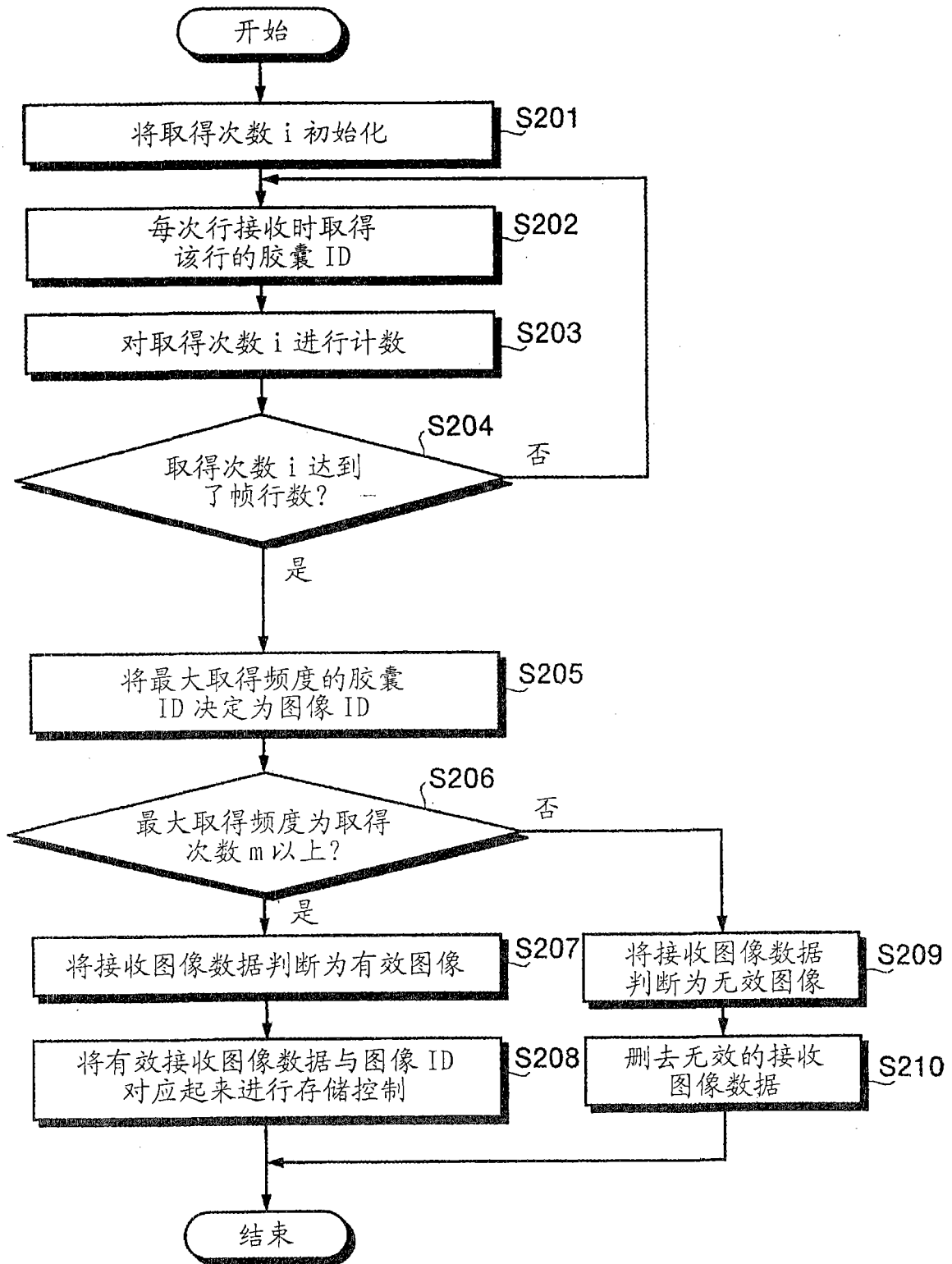


图 6

专利名称(译)	胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	CN101014278A	公开(公告)日	2007-08-08
申请号	CN200580030292.2	申请日	2005-09-14
[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	松井亮		
发明人	松井亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 H04L1/004 A61B5/7232 A61B5/0031		
优先权	2004269570 2004-09-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供胶囊型内窥镜系统，其能够简单地检测或校正通信错误，而不增大胶囊型内窥镜的功耗。本发明的胶囊型内窥镜系统具有接收装置，该接收装置具备像素缺陷校正部。接收装置接收包含导入到被检体内部的胶囊型内窥镜所拍摄的图像数据的无线信号，根据所接收到的该无线信号，取得该无线数据。像素缺陷校正部根据构成所取得的图像数据的像素的像素值，检测该图像数据的像素缺陷，并校正所检测出的像素缺陷。

