



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880014121.4

[43] 公开日 2010年3月17日

[11] 公开号 CN 101674769A

[22] 申请日 2008.8.20

[21] 申请号 200880014121.4

[30] 优先权

[32] 2007.9.6 [33] KR [31] 10-2007-0090610

[86] 国际申请 PCT/KR2008/004823 2008.8.20

[87] 国际公布 WO2009/031771 英 2009.3.12

[85] 进入国家阶段日期 2009.10.29

[71] 申请人 i3 系统公司

地址 韩国大田广域市

[72] 发明人 郑 汉 金炳赫 李用友 车 铁

[74] 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

代理人 周建秋 王凤桐

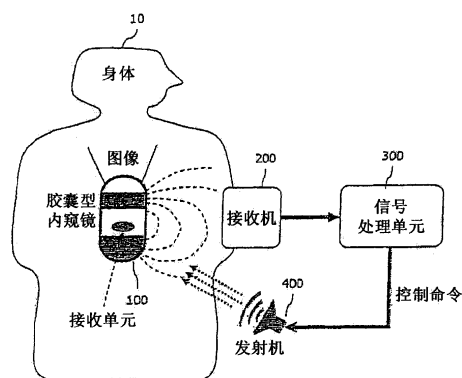
权利要求书 6 页 说明书 12 页 附图 7 页

[54] 发明名称

能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜

[57] 摘要

公开了一种胶囊型内窥镜。检查与插入体内的胶囊型内窥镜的位置和移动相关的信息，并且根据基于所述信息的胶囊型内窥镜所处的消化器官来控制帧率，从而通过使用一个胶囊型内窥镜来拍摄体内的每个消化器官。而且，可以根据在每个消化器官中的移动速度来控制帧率，从而减小不必要的能耗，减小了具有有限的电池容量的胶囊型内窥镜的操作时间。另外，所拍摄的图像的量可以通过根据每个消化器官中的移动速度来有效获取图像而被减少，并且医生进行医疗检查所花费的时间可以被缩短。



- 1、一种能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜包括：
透镜，该透镜用于拍摄包括人体在内的动物体内的图像；
处理器，该处理器用于对通过所述透镜拍摄的图像进行编码以输出信号，并且根据所述胶囊型内窥镜在体内的位置来控制所述帧率；以及
发射单元，该发射单元用于传送从所述处理器接收到的信号。
- 2、根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器包括：
用于对通过所述透镜拍摄的图像进行编码以输出信号的图像传感器；
时钟生成器；以及
连接到所述图像传感器和所述时钟生成器的控制器，该控制器用于根据来自所述时钟生成器的时钟来控制所述帧率。
- 3、根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器通过自身或者根据外部控制信号来控制所述帧率。
- 4、根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器包括计时器，该计时器用于对所述胶囊型内窥镜被置于体内之后经过的时间进行计时，
其中，所述处理器通过使用所述计时器来估计所述胶囊型内窥镜位于体内的位置，从而控制所述帧率。
- 5、根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜还包括用于检测与身体的内部相关的信息的一个或多个传感器。
- 6、根据权利要求5所述的胶囊型内窥镜，其中，所述一个或多个传感

器检测所述体内的胶囊型内窥镜的速度或角速度，其中，所述处理器从所述一个或多个传感器接收所述速度或角速度，确定所述胶囊型内窥镜位于体内的位置，并由此控制所述帧率。

7、根据权利要求 5 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述一个或多个传感器检测所述体内的胶囊型内窥镜的速度或角速度，其中，所述处理器对所检测到的速度或角速度以及所述图像进行编码以输出信号。

8、根据权利要求 7 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器将所检测到的速度或角速度包括在所述图像的帧数据单元的帧头中，以对所检测到的速度或角速度进行编码。

9、根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜还包括用于接收用来控制所述帧率的控制信号的控制信号的接收单元。

10、根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述发射单元利用两个发射电极之间的电势差将所述信号传送到身体中。

11、一种能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜包括：

透镜，该透镜用于拍摄包括人在内的动物的消化器官内的图像；

处理器，该处理器用于对通过所述透镜拍摄的图像进行编码以输出信号，操作计时器以检查所述胶囊型内窥镜被置于所述动物体内之后经过的时间，并由此确定所述胶囊型内窥镜位于所述动物体内的哪个消化器官内，以根据所确定的位置或外部控制信号来控制所述帧率；

发射单元，该发射单元用于传送从所述处理器接收到的图像信号；以及接收单元，该接收单元用于接收所述外部控制信号。

12、根据权利要求 11 所述的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜还包括用于检测与身体的内部相关的信息的一个或多个传感器。

13、根据权利要求 12 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述一个或多个传感器检测体内的胶囊型内窥镜的速度或角速度，其中，所述处理器对所检测到的速度或角速度以及所述图像进行编码以输出信号。

14、根据权利要求 13 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器将所检测到的速度或角速度包括在所述图像的帧数据单元的帧头中，以对所检测到的速度或角速度进行编码。

15、根据权利要求 11 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述发射单元利用两个发射电极之间的电势差将所述信号传送到所述身体中。

16、一种能够控制帧率的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜包括：
透镜，该透镜用于拍摄包括人体在内的动物体内的图像；
处理器，该处理器用于对通过所述透镜拍摄的图像进行编码以输出信号，并且控制拍摄所述图像的帧率；以及
发射单元，该发射单元用于传送从所述处理器接收到的信号。

17、根据权利要求 16 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述处理器根据所述胶囊型内窥镜的移动量来控制所述帧率。

18、根据权利要求 17 所述的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜还包括用于测量所述胶囊型内窥镜的移动量的一个或多个传感器。

19、根据权利要求 17 所述的胶囊型内窥镜，其中，所述移动量表示所述胶囊型内窥镜的速度、角速度以及移动距离中的至少一者或多者。

20、根据权利要求 16 所述的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜还包括接收单元，该接收单元用于接收用来控制所述帧率的外部控制信号，并将该外部控制信号提供给所述处理器。

21、一种诊断系统，该诊断系统包括：

位于包括人在内的动物的消化器官中的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜用于在随着所述消化器官的蠕动而移动时以不同的帧率拍摄所述消化器官的图像，并对所拍摄的图像信息进行编码以输出信号；

接收机，该接收机用于从所述胶囊型内窥镜接收所述图像信息的信号；

信号处理单元，该信号处理单元用于从所述接收机接收所述图像信息的信号，确定所述胶囊型内窥镜位于所述动物的消化器官内的位置，并输出用于控制所述胶囊型内窥镜的帧率的信号；以及

发射机，该发射机用于从所述信号处理单元接收控制信号，并将所述控制信号传送到所述胶囊型内窥镜。

22、根据权利要求 21 的诊断系统，其中，所述信号处理单元测量从所述接收机接收到的信号的幅度以确定所述胶囊型内窥镜的位置。

23、根据权利要求 21 的诊断系统，其中，所述胶囊型内窥镜测量其在所述消化器官内的移动速度，并对所测量的移动速度和所述图像一起进行编码以输出信号，

其中，所述信号处理单元从所述信号中提取与移动速度相关的信息，并

基于与所述移动速度相关的信息来确定所述胶囊型内窥镜的位置。

24、根据权利要求 23 的诊断系统，其中，与所述移动速度相关的信息被包括在所述图像的帧数据单元的帧头部分中。

25、根据权利要求 21 的诊断系统，其中，所述信号处理单元计算所述图像与先前的图像之间的相似性，根据所计算出的相似性来确定所述胶囊型内窥镜的移动速度，并且根据所确定的移动速度来检测所述胶囊型内窥镜的位置。

26、一种用于控制胶囊型内窥镜的帧率的方法，该方法包括：
检查所述胶囊型内窥镜被置于包括人体在内的动物体内之后经过的时间；
当所检查的时间等于预设时间时，通过控制所述帧率来执行拍摄；以及
当接收到用于控制所述帧率的外部控制信号时，通过根据所述外部控制信号控制所述帧率来执行所述拍摄。

27、一种用于控制胶囊型内窥镜的帧率的方法，该方法包括：
从位于包括人体在内的动物体内的胶囊型内窥镜接收信号；
确定所述胶囊型内窥镜位于所述动物体内的位置；以及
根据所确定的位置来控制所述胶囊型内窥镜的帧率。

28、根据权利要求 27 所述的方法，其中，所述位置的确定通过测量从所述胶囊型内窥镜接收到的信号的幅度来实现。

29、根据权利要求 27 所述的方法，其中，所述位置的确定通过根据包

括在所述信号中的所述胶囊型内窥镜的有关速度的信息而检测所述胶囊型内窥镜的移动速度来实现。

30、根据权利要求 27 所述的方法，其中，所述位置的确定包括：
从所述信号中提取图像信息；
计算所述图像与先前的图像之间的相似性；
根据所述相似性确定所述胶囊型内窥镜的移动速度；以及
根据所述移动速度检测所述胶囊型内窥镜的位置。

31、根据权利要求 27 所述的方法，该方法包括：
检查所述胶囊型内窥镜的当前帧率；以及
确定所述当前帧率是否应当被控制。

32、根据权利要求 31 所述的方法，其中，所述帧率的确定通过测量所述信号的帧之间的间隔或通过测量一个帧的大小来实现。

能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜

技术领域

本领域涉及一种内窥镜，更具体地，涉及一种能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜。

背景技术

已经开发了大量用于收集人体内的医疗信息的方法。

通常，内窥镜已经被用作收集图像信息的方法，所述图像信息为人体内的医疗信息的一种。内窥镜拍摄体内的图像，并且然后经由诸如导线和光纤的通信电缆将所拍摄的图像传送至外部设备。然而，如果所述电缆被用于内窥镜中，那么即使在内窥镜被插入体内之后，电缆仍然保留在嘴（口腔）中，从而导致患者的剧烈疼痛。另外，电缆应当被操作来调节用于图像拍摄的区域，由此会导致各种副作用，例如，导致体内的内部器官的损害等等。

为了解决上述问题，一个以色列公司 Given Imaging Ltd（格文成像公司）最新开发了一种称为“PillCam”的胶囊型内窥镜。如果胶囊型内窥镜被患者吞咽，与药丸相似，则它将由内窥镜摄像机拍摄的有关人体内的消化器官的图像数据传送给外部接收机，并在显示器上实现所述图像数据。

然而，由格文成像公司开发的胶囊型内窥镜以固定的帧率拍摄图像。食物在体内移动的速度取决于体内的每个消化器官的特性。因此，每个消化器官不能仅通过一个胶囊型内窥镜进行。

也就是说，需要较快的帧率来获取与诸如食物在其中快速且频繁地移动的食道的内部器官相关的图像信息，以在没有任何部分未被拍摄到的情况下获取图像信息；而在诸如食物在其中缓慢且有限地移动的小肠的内部器官中则需要较慢的帧率，以有效地获取图像信息。

然而，由于由格文成像公司开发的胶囊型内窥镜提供了固定的帧率，因此开发了提供适用于每个消化器官的帧操作的专用的胶囊型内窥镜，这导致用户需要很多以检查每个消化器官。

发明内容

因此，本发明的目标是控制胶囊型内窥镜的帧率。

具体地，本发明的目标是通过确定插入体内的胶囊型内窥镜的位置或与胶囊型内窥镜的移动相关的信息来控制胶囊型内窥镜的帧率。

这里，体内的胶囊型内窥镜的位置可以通过检测胶囊型内窥镜的移动速度/角速度来确定。即，一般而言，由于食物在食道中快速移动但在小肠中移动缓慢，因此检测胶囊型内窥镜的移动速度/角速度来确定胶囊型内窥镜的位置。

可替换地，体内的胶囊型内窥镜的位置可以通过计算所拍摄的多个图像之间的相似性来确定。即，低的相似性水平表示胶囊型内窥镜的快速移动，而高的相似性水平表示胶囊型内窥镜的缓慢移动。因此，可以确定胶囊型内窥镜所在的消化器官。

可替换地，体内的胶囊型内窥镜的位置可以通过使用所接收到的信号的能级来确定。而且，可以在特定时间之后，根据通过实验得知的平均结果值来估计胶囊型内窥镜所位于的器官。

在本发明的一个方面中，能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜可以包括：用于拍摄包括人体在内的动物体内的图像的透镜；处理器，该处理器用于对通过透镜拍摄的图像进行编码以输出信号，并且根据胶囊型内窥镜在体内的位置来控制帧率；以及发射单元，该发射单元用于传送来自处理器的信号。

优选地，处理器可以通过自身或者根据外部控制信号来控制帧率。

在通过自身控制帧率的情况下，处理器驱动计时器检查胶囊型内窥镜被置于体内之后经过的时间，以估计胶囊型内窥镜的位置，从而控制帧率。

在根据外部控制信号控制帧率的情况下，处理器对胶囊型内窥镜的移动速度与用于输出的图像信息一起进行编码，以基于体外的移动速度来确定胶囊型内窥镜的位置，从而控制体外的帧率。

在本发明的另一个方面中，能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜可以包括：用于拍摄包括人体在内的动物体内的消化器官内的图像的透镜；处理器，该处理器用于对通过透镜拍摄的图像进行编码以用于输出，操作计时器以检查胶囊型内窥镜被置于体内之后经过的时间，并由此确定胶囊型内窥镜位于体内的哪个消化器官内，以根据所确定的位置或根据从外部接收的外部控制信号来控制帧率；发射单元，该发射单元用于传送从处理器接收的图像信号；以及接收单元，该接收单元用于接收外部控制信号。

在本发明的又另一个方面中，能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜可以包括：用于拍摄包括人体在内的动物体内的图像的透镜；处理器，该处理器用于对通过透镜拍摄的图像进行编码以输出信号并控制帧率；以及发射单元，该发射单元用于传送来自处理器的信号。这里，处理器可以根据胶囊型内窥镜的移动量来控制帧率。移动量可以与胶囊型内窥镜的移动速度、角速度以及移动距离中的至少一者或多者相应。为了测量移动量，胶囊型内窥镜还可以包括用于测量其移动量的一个或更多个传感器。而且，胶囊型内窥镜还可以包括接收单元，该接收单元用于接收用于控制帧率的外部控制信号来提供给处理器。

在本发明的一个方面中，诊断系统可以包括：位于包括人在内的动物的消化器官中的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜用于在随着消化器官的蠕动而移动时以不同的帧率拍摄消化器官的图像，并对所拍摄的图像信号进行编码以输出信号；接收机，该接收机用于从胶囊型内窥镜接收图像信息的信号；

信号处理单元，该信号处理单元用于从接收机接收图像信息的信号，确定胶囊型内窥镜位于动物的消化器官内的位置，并输出用于控制胶囊型内窥镜的帧率的信号；以及发射机，该发射机用于从信号处理单元接收控制信号，并将控制信号传送到胶囊型内窥镜。

在本发明的一个方面中，用于控制用于胶囊型内窥镜的图像的帧率的方法可以包括：检查胶囊型内窥镜被置于包括人体在内的动物体内之后经过的时间，当所检查的时间等于预设时间时，通过控制帧率来执行拍摄，以及当接收到用于控制帧率的外部控制信号时，通过根据外部控制信号控制帧率来执行拍摄。

在本发明的另一个方面中，用于控制用于胶囊型内窥镜的图像的帧率的方法可以包括：从位于包括人体在内的动物体内的胶囊型内窥镜接收信号，确定胶囊型内窥镜位于动物体内的位置，以及根据所确定的位置来控制胶囊型内窥镜的帧率。

本发明被实施来确定胶囊型内窥镜位于体内的位置，并根据所确定的位置来控制图像的帧率，从而仅使用一个胶囊型内窥镜来拍摄体内的每个器官的图像。而且，帧率可以被控制以减少电池能耗，并且所拍摄的图像的量也可以被控制以节省由用户读取所述图像所花费的时间。另外，通过控制图像的帧率，在怀疑患病的部位可以实现更精确的图像拍摄。

附图说明

图 1 是示出了包括根据本发明的胶囊型内窥镜的系统的示意图；

图 2 是图 1 的胶囊型内窥镜的详细视图；

图 3 是示出了图 2 的胶囊型内窥镜的操作的流程图；

图 4 是示出了图 1 的信号处理单元的操作的流程图；

图 5 是示出了图 1 的信号处理单元的详细操作的流程图；

图6是示出了由根据本发明的胶囊型内窥镜拍摄的图像的一个帧单元的示例性视图；

图7是示出了由根据本发明的胶囊型内窥镜拍摄的图像的几个帧的示例性视图；

图8是示出了所拍摄的图像之间的相似性的示例性视图；以及

图9是示出了图8的所拍摄的图像之间的相似性的图示。

具体实施方式

在下文，本发明的优选实施方式将参考附图被详细描述。

图1是示出了包括根据本发明的胶囊型内窥镜的系统的示意图，图2示出了图1的胶囊型内窥镜的配置，以及图3是示出了图2的胶囊型内窥镜的操作的流程图。

如图1所示，根据本发明的系统可以包括：位于身体10内的胶囊型内窥镜100；附着到身体10的皮肤上的接收机200，该接收机200用于从胶囊型内窥镜100接收信号来用于传输；信号处理单元300，该信号处理单元300用于处理从接收机200传输的信号并输出控制信号；以及发射机400，该发射机400用于将控制信号从信号处理单元300传送到胶囊型内窥镜100。

首先，参考图1给出了如下的本发明的简要描述。

胶囊型内窥镜100可以位于人体或动物体10内（例如消化器官中），被配置为收集图像信息或各种信息（例如，内部图像、pH（酸碱度（potential of hydrogen）、温度或电阻抗等等）并通过身体10将所述信息传送到位于身体10的皮肤上的接收机200。这里，胶囊型内窥镜100可以根据其在身体10内所处的位置（即，位于食道、胃、小肠和大肠中的哪个位置）通过自身来控制其图像的帧率，或者根据来自信号处理单元300的控制信号来控制帧率。因此，在诸如食道的部分必须执行快速图像拍摄，以在没有任何丢失的部分

的情况下获取图像信息，在所述食道中胶囊型内窥镜 100 快速移动。另一方面，在诸如很少快速运动的小肠的部分中，缓慢的图像拍摄是有利的，其中在小肠中胶囊型内窥镜 100 缓慢移动。

接收机 200 被配置为将所接收到的信息传输到信号处理单元 300。这里，接收机 200 可以将所述信号存储一段特定时间。即，接收机 200 可以附着到图 1 所示的人体或动物体上，以将从胶囊型内窥镜 100 接收到的信号存储一段特定时间。因此，在不需要去医院的情况下，人或动物就可以在像平常那样工作的情况下做内窥镜检查 and 内分泌检查数小时。

信号处理单元 300 被配置为处理和输出信息。信号处理单元 300 检查胶囊型内窥镜 100 的当前帧率，并确认胶囊型内窥镜 100 位于身体 10 内的位置，即，胶囊型内窥镜 100 位于食道、胃、小肠和大肠中的哪个位置。然后，信号处理单元 300 根据确认经由发射机 400 将用于控制胶囊型内窥镜 100 的帧率的控制命令（信号）传输到胶囊型内窥镜 100。

胶囊型内窥镜 100 将在下面参考图 2 被详细描述。胶囊型内窥镜 100 可以包括透镜 110、用于照射光线以用于拍摄的照明（lighting）单元 120、用于处理通过透镜 110 拍摄的图像并控制图像的帧率的处理器 130、用于检测胶囊型内窥镜 100 在身体 10 内部的位置或收集各种与身体 10 的内部相关的信息的一个或多个传感器 140、发射单元 150、接收单元 160、发射电极 171 和 172、以及接收天线 173。这里，可以可选地包括或不包括一个或多个传感器 140。

透镜 110 允许处理器 130 内的 CMOS 图像传感器 131 拍摄人体或动物体 10 内（例如，在消化器官中）的对象的图像（静态图像或动态图像）。

照明单元 120 被配置为连接到处理器 130，从而当透镜 110 在处理器 130 的控制下拍摄身体 10 内的图像时照射光线。照明单元 120 可以被实施为一个或多个光发射二极管（LED）。

当经由透镜 110 针对对象的图像进行拍摄时，处理器 130 控制照明单元 120 用适当的辐射强度来照射光线。然后，处理器 130 对经由透镜 110 拍摄的图像进行编码以输出到发射单元 150。处理器 130 可以根据胶囊型内窥镜 100 在身体 10 内部的位置来控制身体 10 内部的图像的帧率。对图像的帧率的这种控制可以通过处理器 130 本身或根据外部控制信号来实现。

在通过自身来控制图像的帧率的情况下，处理器 130 驱动内部计时器对胶囊型内窥镜 100 被置于身体 10 内之后经过的时间进行计时。然后，处理器 130 估计在经过预设时间之后胶囊型内窥镜在身体 10 内的位置，并由此可以控制图像的帧率。这里，计时器的时间可以根据从许多次实验产生的平均值来设定。

可替换地，在通过自身来控制图像的帧率的情况下，处理器 130 可以从一个或多个传感器 140 获取移动速度/角速度，并检查与所获得的移动速度/角速度相应的内部器官从而能够控制帧率。

在根据外部控制信号来控制图像的帧率的情况下，处理器 130 可以经由接收单元 160 从信号处理单元 300 接收控制信号，并根据控制信号控制图像的帧率。这里，为了使信号处理单元 300 识别胶囊型内窥镜 100 在身体 10 内的位置，处理器 130 可以对由一个或多个传感器 140 检测的信息（例如，移动速度/角速度）以及所拍摄的图像进行编码，从而将编码后的图像输出到发射单元 150。这里，由一个或多个传感器 140 检测的信息可以被包括在图 6 中示出的帧头中。

所述处理器 130 可以具体地包括 CMOS 图像传感器 131、控制器 132 以及时钟生成器 135。

CMOS 图像传感器 131 被配置为对由透镜 110 拍摄的图像进行编码以输出信号，从而将所述信号输出到发射单元 150。这里，CMOS 图像传感器 131 可以对由一个或多个传感器 140 检测到的信息（例如，移动速度/角速度）以

及图像进行编码。由一个或多个传感器 140 检测到的信息可以通过被包括在图 6 所示的帧头中而被编码。CMOS 图像传感器 131 不仅可以将来自一个或多个传感器 140 的信息包括在图 6 所示的帧头中，还可以将与当前帧率相关的信息包括在图 6 所示的帧头中，从而一起进行编码。

控制器 132 可以包括，用于根据时钟生成器 135 的时钟对时间进行计时的计时器 133，以及根据计时器 133 的计时生成拍摄周期信号的计时生成器 134。如上所述，计时生成器 134 允许根据计时器 133 的计时在经过预设时间之后预测胶囊型内窥镜 100 将在身体 10 内的位置，从而生成用于以适当的帧率进行拍摄的控制信号。

另一方面，发射单元 150 通过 CMOS 图像传感器 131 将编码后的信号转换成电信号，从而经由输出线路施加给两个发射电极 171 和 172。

发射电极 171 和 172 被配置为接触身体 10 的内部，以使得它们根据需要发送的数据在它们之间生成电势差，从而允许经由身体 10 的电流的流动。因此，电流从具有较高电势的发射电极经由身体 10 内的特定路径流动到具有较低电势的另一个发射电极。这里，由于流经身体 10 的电流部分地到达身体 10 的皮肤，因此附着到身体 10 的皮肤上的接收机 200 的接收电极（未示出）可以从到达皮肤的电流感应出电压。

接收单元 160 被配置为经由接收天线 173 将从发射机 400 接收到的控制信号传输到处理器 130。这里，接收天线 173 可以以各种方式而被实施，例如使用线圈来实施。这里，控制信号可以是外部控制信号的 FINT 信号、CLK SEL（时钟选择）信号以及开/关信号。根据控制信号的帧率可以被描述为下面的表 1 所示出的。

表 1

FINT [2:0]	Clk sel [1:0]= 00		Clk sel [1:0]= 01		Clk sel [1:0]= 10	
	2.5Mhz 的操作		5Mhz 的操作		10Mhz 的操作	
	帧间隔 时间 (ms)	帧率 (fps)	帧间隔 时间 (ms)	帧率 (fps)	帧间隔 时间 (ms)	帧率 (fps)
000	2	2.5	1	5.0	0.5	10.0
001	100	2.0	50	4.0	25	8.0
010	200	1.6	100	3.2	50	6.4
011	350	1.3	175	2.6	87.5	5.2
100	500	1.1	250	2.2	125	4.4
101	700	0.9	350	1.8	175	3.6
110	1000	0.7	500	1.4	250	2.8
111	1500	0.5	750	1.0	375	2.0

如上所述，已经描述了胶囊型内窥镜 100 的配置。在下文中，将描述胶囊型内窥镜 100 的操作。

如图 3 中所示，当经过了根据计时器 133 的特定时间时 (S101)，胶囊型内窥镜 100 知道位于身体 10 内的特定位置以相应地控制帧率 (S102)。

然后，胶囊型内窥镜 100 确定控制信号是否经由接收单元 160 从信号处理单元 300 被接收 (S103)。如果确定控制信号没有被接收到，则胶囊型内窥镜 100 返回到步骤 S101。

如果确定已经接收到控制信号，则胶囊型内窥镜 100 根据所述控制信号来控制帧率 (S104)。

如上所述，根据本发明的胶囊型内窥镜 100 可以根据计时器 133 的计时来控制帧率。而且，当从信号处理单元 300 接收到控制信号时，可以根据该控制信号来控制帧率。

图 4 是示出了图 1 的信号处理单元 300 的操作的流程图。

如图 4 所示，当经由接收机 200 从胶囊型内窥镜 100 接收到数据时，根据本发明的信号处理单元 300 确定胶囊型内窥镜 100 的位置 (S202)。

然后，信号处理单元 300 检查胶囊型内窥镜 100 的当前帧率（S203）。

之后，信号处理单元 300 确定胶囊型内窥镜 100 的帧率是否应当被控制（S204）。

当需要控制帧率时，信号处理单元 300 计算帧率（S205），并经由发射机 400 输出控制信号，从而将控制信号传输到胶囊型内窥镜 100（S206）。

图 5 是示出了图 1 的信号处理单元的详细操作的流程图，图 6 是示出了由根据本发明的胶囊型内窥镜拍摄的图像的一个帧单元的示例性视图，图 7 是示出了由根据本发明的胶囊型内窥镜拍摄的图像的几个帧的示例性视图；图 8 是示出了所拍摄的图像之间的相似性的示例性视图，以及图 9 是示出了图 8 的所拍摄的图像之间的相似性的图示。

如图 5 所示，下面的三种方法中的任一种方法可以被用来检查胶囊型内窥镜 100 的位置（即，S202）。

作为第一种方法，胶囊型内窥镜 100 的位置的确定（S202）可以被实现，以使得在从如图 6 所示的帧单元数据分离出图像信息和帧头之后，由上述一个或多个传感器 400 检测的信息（例如，与胶囊型内窥镜 100 的移动速度/角速度相关的信息）可以从帧头中被提取。即，如上所述，因为胶囊型内窥镜 100 将由一个或多个传感器 400 检测的信息（例如，与胶囊型内窥镜 100 的移动速度/角速度相关的信息）包括在与身体 10 的内部对应的图像的帧头中，并相应地对帧头和所述信息一起进行编码和输出，所以当从帧头中提取由一个或多个传感器 400 检测的信息时，胶囊型内窥镜 100 的移动速度可以被检测出来。一般而言，食物在每个内部器官（例如，食道、胃、小肠、大肠等等）中以不同的速度移动。因此，一旦得知胶囊型内窥镜 100 的移动速度，就可以知道胶囊型内窥镜 100 位于哪个内部器官中。

作为第二种方法，胶囊型内窥镜 100 的位置的确定（S202）可以被实现，以使得在从如图 6 所示的帧单元数据分离出图像信息和帧头之后，先前的图

像（例如，对应于图 8（a））与当前图像（例如，对应于图 8（b））之间的相似性可以被检查以检测移动速度，该移动速度用于检测胶囊型内窥镜 100 的位置。

这里，相似性可以在数量上表示先前的图像与当前图像的相似程度。先前的图像与当前图像之间的高的相似性表示了胶囊型内窥镜 100 快速移动，而先前的图像与当前图像之间的低的相似性表示了胶囊型内窥镜 100 缓慢移动。这种相似性可以通过下面的公式表示，假定第 n 个帧是 N ，第 $n+1$ 个帧是 M 。

$$Sum1[n]=\sum Abs(N[x,y]-M[x,y])$$

$$Sum2[n]=\sum(N[x,y]+M[x,y])$$

$$Similarity[N]=Sum1[n]*100/Sum2[n]$$

其中， x 表示横轴的系数， y 表示纵轴的系数。

上述计算对于每个帧都要执行。因此，对于较快的计算，10 个帧被平均，以对于每 10 个帧执行一次计算。

$$AvgSimilarity[k]=\sum_{n=1}^{10} Similarity[k*10+n]/10$$

另一方面，为了避免错误，可以使用各种滤波器，例如平均、中值滤波器等等。

这样，计算出的相似性可以在图 9 所示的图中示出。

作为第三种方法，可以通过使用经由接收机 200 接收到的信号的能级来实现胶囊型内窥镜 100 的位置的确定（S202）。例如，如果存在接收机 200 的多对接收电极，并且多对接收电极被分开来附着到身体 10 的皮肤上的几个部分，则胶囊型内窥镜 100 的位置可以通过搜索相对于每个位置而预存储的数据库、并将相对于每个位置而预存储的数据库与经由多对电极接收到的信号进行比较来确定。

对于本领域技术人员来说明显的是，除了上述方法之外，也可以存在其

它用于确定胶囊型内窥镜的位置的方法。因此，为了避免使本发明的理念变得模糊，省略了其解释。然而，即使没有描述其它用于确定胶囊型内窥镜的位置的方法，对于本领域技术人员来说显而易见的是，本发明可以覆盖本发明的权利要求内的所述方法。

同时，对于检查当前帧率（即，S203），可以通过将当前帧率从图6所示的帧头中提取出来而实现，其中，胶囊型内窥镜100包括在对图像进行编码时的帧头中的当前帧率。而且，当前帧率的检查（S203）可以通过计算图7中示出的帧间隔时间或者计算与一个帧对应的时间来实施。例如，在表1中可以看到，对于5 fps的帧率，帧间隔为1 ms。对于4 fps的帧率，帧间隔为50 ms。因此，帧率可以通过测量帧间隔来确定。

由于本发明的特征可以在不背离其特性的情况下以多种形式实现，所以应当理解，上述示例性实施方式除了另外指定外不被限制为上面的描述的细节，而应当被广泛地理解为在所附权利要求所定义的范围内，因此，落入权利要求的边界和范围的所有改变和修改或所述边界和范围的等价物都由所附权利要求所包括。

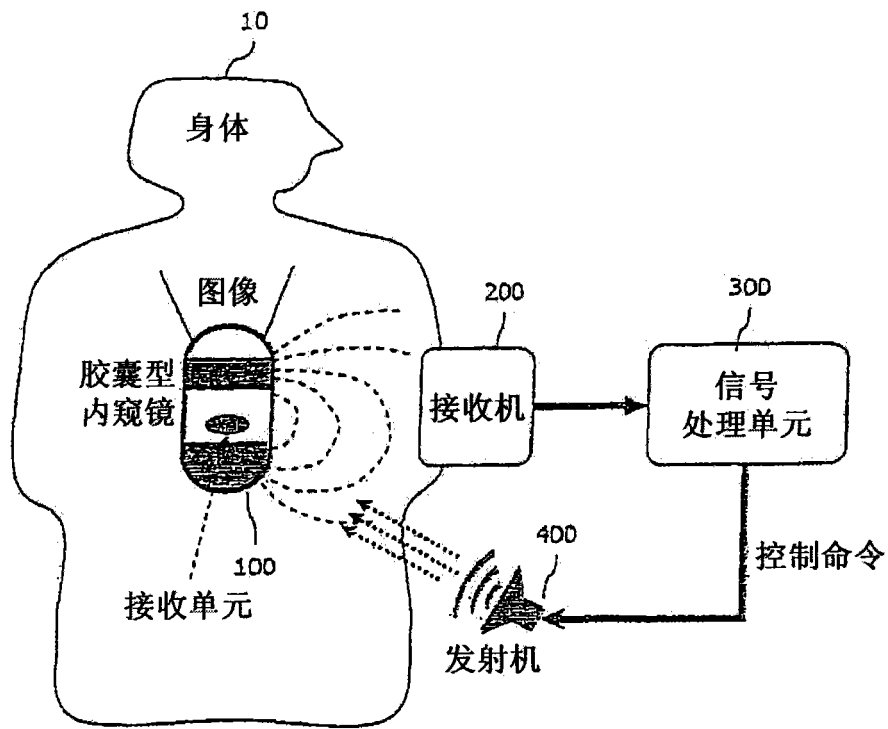


图 1

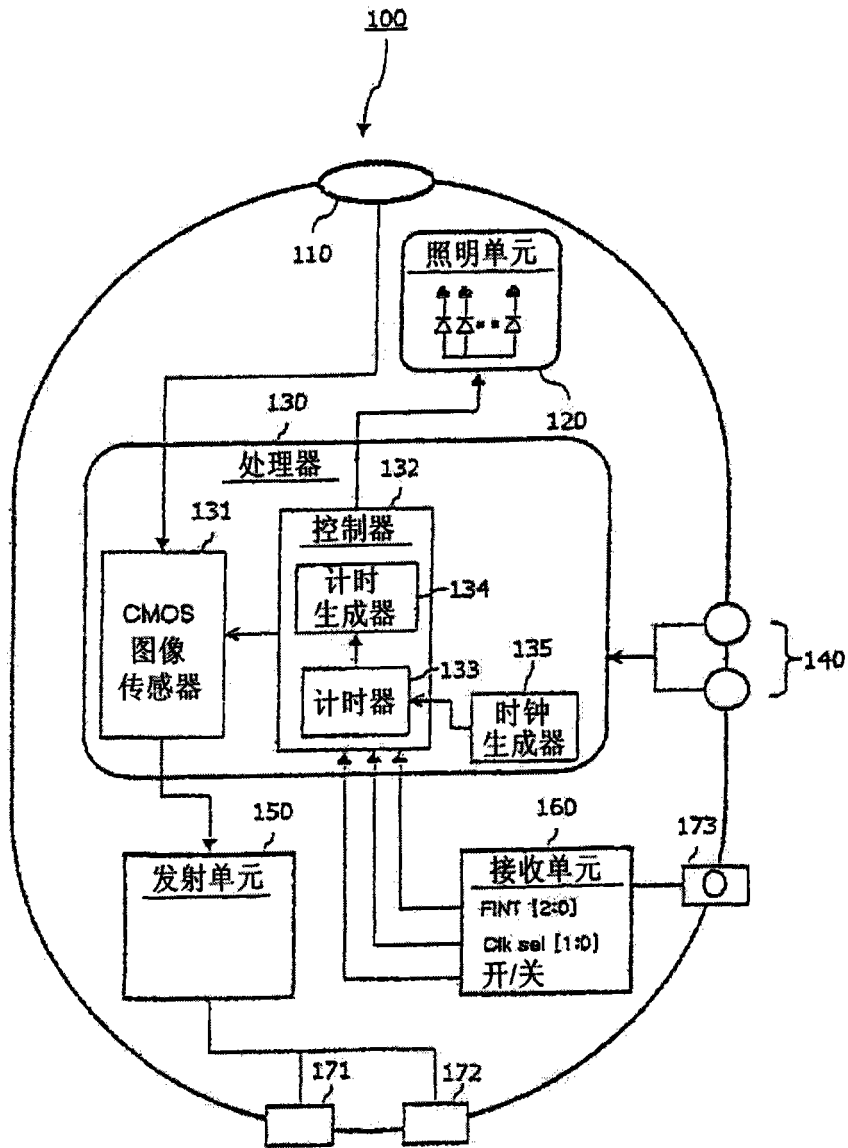


图 2

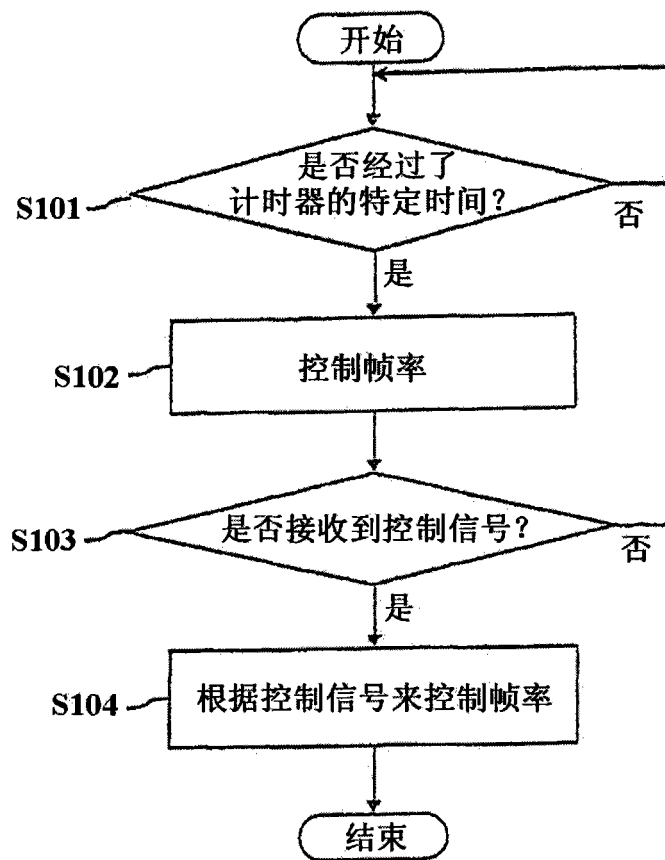


图 3

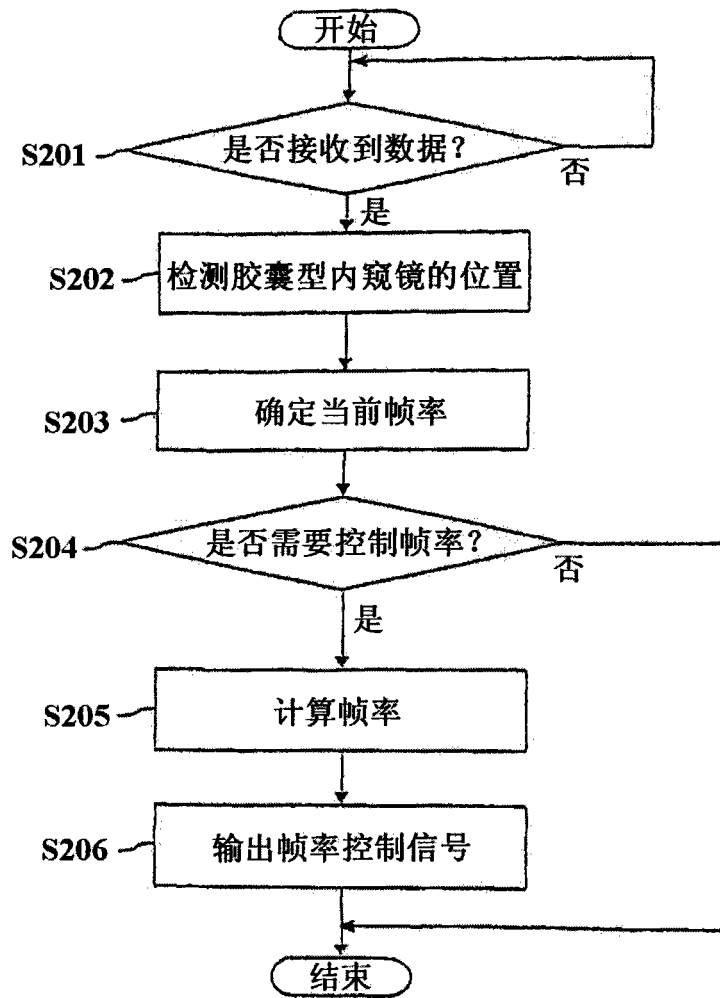


图 4

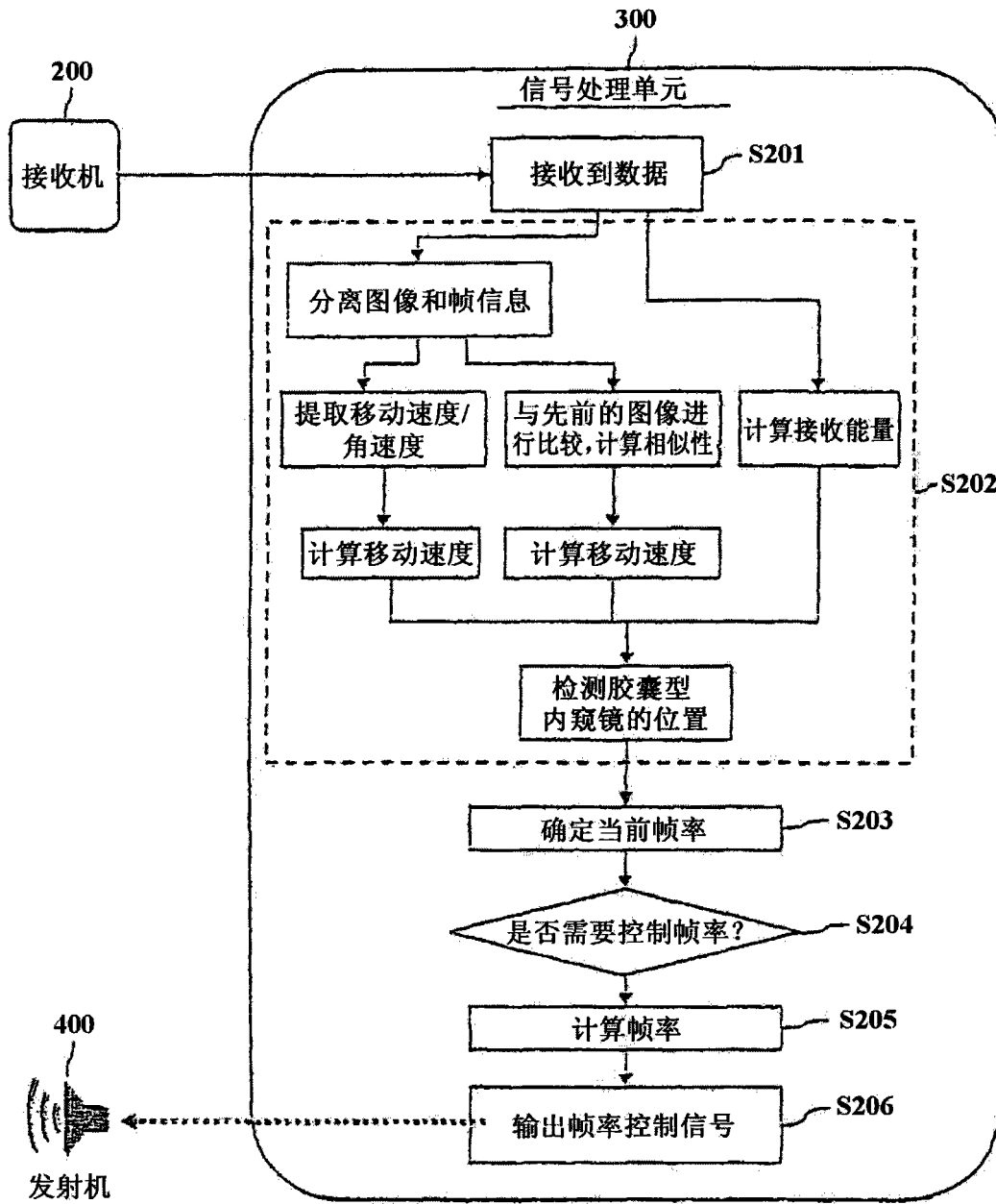


图 5

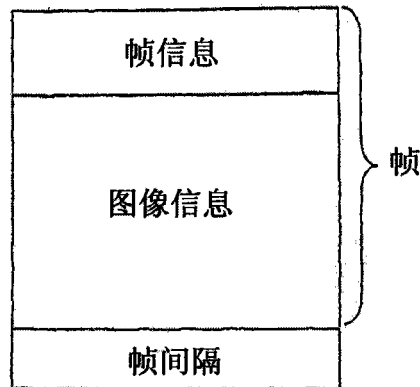


图 6

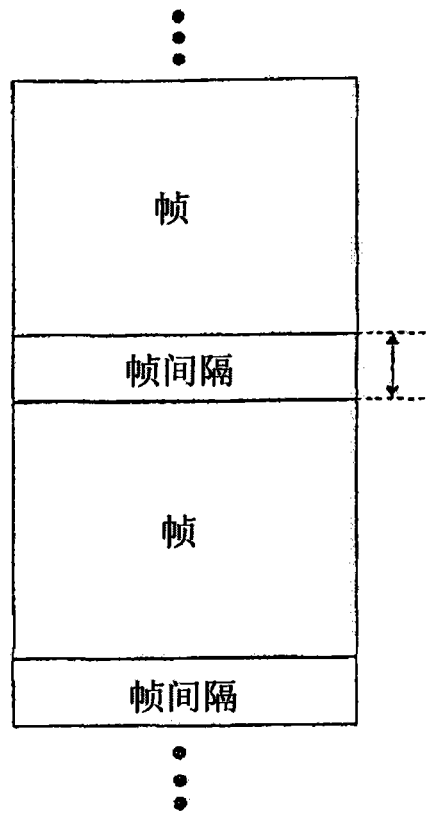
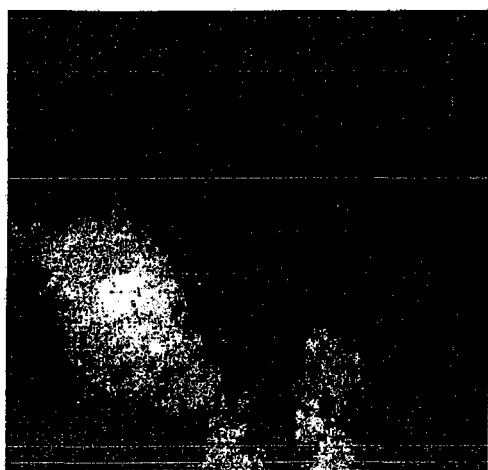
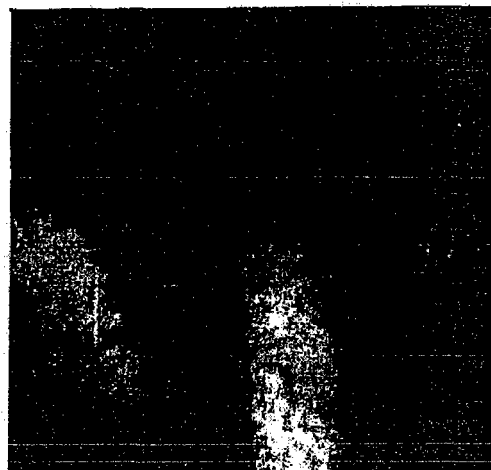


图 7



(a)



(b)

图 8

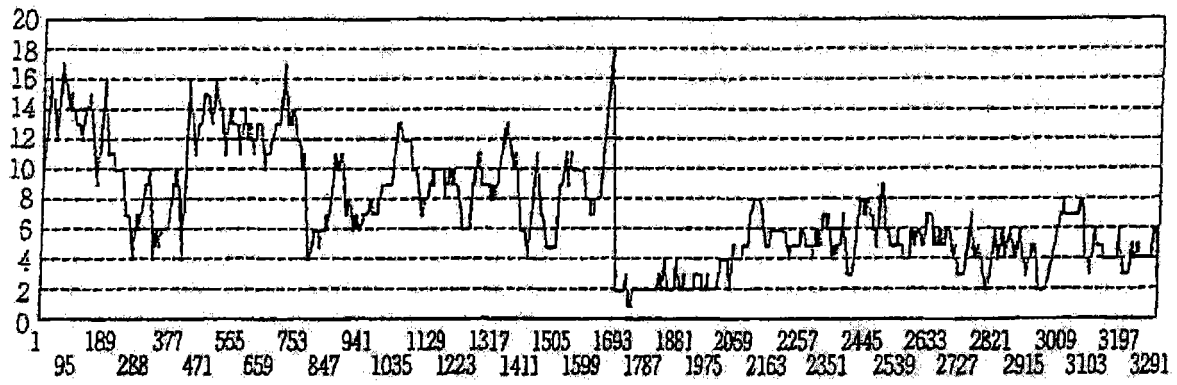


图 9

专利名称(译)	能够控制图像的帧率的胶囊型内窥镜		
公开(公告)号	CN101674769A	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	CN200880014121.4	申请日	2008-08-20
[标]发明人	郑汉 金炳赫 李用友 车轶		
发明人	郑汉 金炳赫 李用友 车轶		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/065 A61B1/00036 H04N5/2353 A61B1/041 A61B1/045 A61B2560/0209 H04N2005/2255 A61B1/00006		
代理人(译)	周建秋 王凤桐		
优先权	1020070090610 2007-09-06 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种胶囊型内窥镜。检查与插入体内的胶囊型内窥镜的位置和移动相关的信息，并且根据基于所述信息的胶囊型内窥镜所处的消化器官来控制帧率，从而通过使用一个胶囊型内窥镜来拍摄体内的每个消化器官。而且，可以根据在每个消化器官中的移动速度来控制帧率，从而减小不必要的能耗，减小了具有有限的电池容量的胶囊型内窥镜的操作时间。另外，所拍摄的图像的量可以通过根据每个消化器官中的移动速度来有效获取图像而被减少，并且医生进行医疗检查所花费的时间可以被缩短。

