

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510071814.5

[45] 授权公告日 2008 年 2 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 100370944C

[22] 申请日 2005.5.24

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务

[21] 申请号 200510071814.5

所

[30] 优先权

代理人 刘新宇

[32] 2004.5.24 [33] JP [31] 2004-153894

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 重盛敏明 森 健

[56] 参考文献

US6428469B1 2002.8.6

JP2002-345743A 2002.12.3

US5604531A 1997.2.18

审查员 冷玉珊

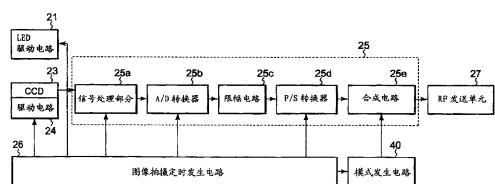
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 10 页

[54] 发明名称

胶囊式内窥镜和医疗装置

[57] 摘要

本发明提供一种引入体内的装置和医疗装置。在将引入体内的装置所拍摄的图像发送到外面时，图像信号的同步信号被设定成与图像信号位于相同的高频带、且未被图像信号所使用的信号模式。这使得接收器能稳定地对同步信号进行二值化，从而获得良好的图像信号。例如，胶囊式内窥镜是一种引入体内的装置，在其信号处理电路的限幅电路中，对成像部分获取的图像信息的高亮度部分的图像信息进行限幅，模式发生电路将限幅强度范围内的信号模式分配为水平和垂直同步信号。



1、一种胶囊式内窥镜，其引入到测试体内，以获取测试体内部的信息，该胶囊式内窥镜包括：

 照明部分，其发出照明光，以照亮测试体的内部；

 成像部分，其获取由照明部分照亮的测试体内部的图像信息；

 第一分配部分，其将由成像部分获取的图像信息中的一部分信号电平分配给同步信号，该同步信号位于与图像信息相同的高频带，且具有未被图像信息使用的信号模式；以及

 无线电发送部分，其无线电发送同步信号和图像信息，该同步信号由第一分配部分分配。

2、根据权利要求1所述的胶囊式内窥镜，其中，第一分配部分包括：

 限幅部分，其对由成像部分获取的图像信息中的至少一部分信号电平进行限幅；以及

 设定部分，其将限幅部分限幅后的信号电平设定为同步信号。

3、根据权利要求1所述的胶囊式内窥镜，其中，第一分配部分将由成像部分获取的图像信息中的一部分信号电平分配给同步信号，并且将该部分信号电平的图像信息分配到其它信号电平。

4、根据权利要求3所述的胶囊式内窥镜，其中，第一分配部分包括：

 限幅部分，其对成像部分获取的图像信息中的至少一部分信号电平进行限幅；

 第一转换部分，其将特定的图像信息的信号电平转换成由限幅部分限幅后的信号电平；以及

 设定部分，其将该特定的图像信息的信号电平设定为同步

信号。

5、一种医疗装置，其包括胶囊式内窥镜和接收器，该胶囊式内窥镜引入到测试体内，以获取测试体内部的信息，该接收器接收从胶囊式内窥镜发送到测试体外的无线电信号，其中：

该胶囊式内窥镜包括：

照明部分，其发出照明光，以照亮测试体的内部；

成像部分，其获取由照明部分照亮的测试体内部的图像信息；

第一分配部分，其将由成像部分获取的图像信息中的一部分信号电平分配给同步信号，并且将该信号电平分配到其它信号电平，其中，该同步信号位于与图像信息相同的高频带，且具有未被图像信息使用的信号模式；和

无线电发送部分，其无线发送同步信号和图像信息，该同步信号由第一分配部分分配；以及

该接收器包括：

接收部分，其接收从无线电发送部分无线发送的无线电信号；

抽取部分，其从接收到的无线电信号中抽取同步信号；和

第二分配部分，其将由第一分配部分分配的其它信号电平分配到图像信息的原始信号电平。

6、根据权利要求 5 所述的医疗装置，其中，第一分配部分包括：

限幅部分，其对成像部分获取的图像信息中的至少一部分信号电平进行限幅；

第一转换部分，其将特定的图像信息的信号电平转换成由限幅部分限幅后的信号电平；和

设定部分，其将该特定的图像信息的信号电平设定为同步

信号；以及

第二分配部分将由第一转换部分转换后的信号电平转换成该特定的图像信息的信号电平。

7. 一种从输出图像信号的方法，包括以下步骤：

转换由胶囊式内窥镜拍摄的图像信号，以使其亮度信息在指定范围内；以及

与图像信号一起输出图像信号的同步信号，该同步信号具有指定范围之外的亮度信息，并且具有与图像信号相同的高频带和未被图像信号使用的信号模式。

8. 根据权利要求 7 所述的从胶囊式内窥镜输出图像信号的方法，其中：通过限幅图像信号来进行转换。

胶囊式内窥镜和医疗装置

技术领域

本发明涉及一种引入体内的装置，其引入测试体内；或者涉及一种包括该引入体内的装置的医疗装置。这类引入体内的装置包括例如可吞入的胶囊式内窥镜。

背景技术

近些年来，具有成像功能和无线功能的胶囊式内窥镜作为一种引入体内的装置出现在内窥镜领域中。胶囊式内窥镜由作为观察（检查）测试体的测试对象吞下，然后，在观察期间随着器官的蠕动，该胶囊式内窥镜在胃、小肠或（体腔中的）其它器官中移动，直到它从测试对象中自然排出。当胶囊式内窥镜在体腔内部移动时，其通过使用成像功能，顺序获取测试体内部的图像。

在器官的观察期间，随着胶囊式内窥镜在器官内部的移动，由胶囊式内窥镜在体腔内拍摄的图像信息通过使用该胶囊式内窥镜的无线功能（无线电通信或类似方式）发送到位于测试体外部的外部装置，然后保存到该外部装置中的存储器中。测试对象携带该外部装置，所以在观察期间，即从该胶囊式内窥镜被测试对象吞下到其排出，测试对象的行为不受限制。观察结束后，根据在外部装置的存储器中保存的图像信息，体腔内部的图像被显示在显示器或类似装置的屏幕上，由此医生或护士能够做出诊断。

在这类胶囊式内窥镜中，存在一种可吞入的胶囊式内窥镜，例如国际公开号为JP特开2002-345743A。这种胶囊式内窥镜包括供电用的电池，以及依靠电池提供的能量来发出照明光

的 LED。然后，该胶囊式内窥镜使用成像装置对被照明光照亮的测试体内部进行成像，以获取图像信息，并从发送机电路无线发送该图像信息。在上述胶囊式内窥镜中，图像信息由帧 (frame) 组成，并与添加在图像帧的起始处的水平同步信号和垂直同步信号一起无线发送。通过基于同步信号的同步，当接收器捕获图像时，能够辨别出用于扫描图像信息的图像线 (image line) 的起始处。

当使用的同步信号具有图像信息所包含的信号模式 (signal pattern) 时，目前的胶囊式内窥镜可能会误将同步信号识别成图像信息。因此，在一些情况下，使用比图像信息的频率低的低频带信号作为同步信号。但是，如果同步信号的频带被设定成上述频带（在低频带中），会在信号的直流电平中出现波动现象。

因此，当在预定电平（阈值）二值化同步信号时，由于直流电平的波动而导致阈值裕量 (margin) 减小，以致接收器难以对同步信号进行二值化。

发明内容

本发明的一个目的在于提供一种引入体内的装置，其同步信号能够在接收器中被很好地二值化，且能获得高质量的图像。

根据本发明的一个方面，提供了一种胶囊式内窥镜，其引入到测试体内以获取测试体内部的信息。该胶囊式内窥镜具有：照明部分，其发出照明光以照亮测试体的内部；成像部分，其获取由照明部分照亮的测试体内部的图像信息。此外，该胶囊式内窥镜还具有分配部分，其在无线输出拍摄的图像信息时，将图像信息的一部分信号电平分配给同步信号，该同步信号位于与图像信息相同的高频带，且具有未被图像信息使用的信号模式。

例如，在与图像信号相同的高频带中，假设同步信号是具有图像信号未使用的信号电平的信号。因此，能够减小在同步信号的直流电平中的波动，并且稳定同步信号的二值化。而且，图像信号能够与同步信号实现良好的分离。

分配部分包括，例如：限幅部分，其对成像部分获取的图像信息中的至少一部分信号电平进行限幅；以及设定部分，其将限幅部分限幅后的信号电平设定为同步信号。

在这种情况下，接收器能够通过信号电平来明确辨别由限幅部分限幅后的图像信号和由设定部分设定的同步信号。限幅部分对图像信号的信号电平进行限幅，从而防止图像信号的信号电平与分配给同步信号的信号电平相互混合。

分配部分包括，例如：转换部分，其将特定图像信息的信号电平转换成由限幅部分限幅后的信号电平；以及设定部分，其将由转换部分转换后的该特定图像信息的信号电平设定为同步信号。

优选地，对最大值和/或最小值附近的信号电平进行限幅，而不对包含很多有效信息的中间信号电平进行限幅。

转换图像信息的信号电平的方法不仅限于限幅，该方法的目的在于将图像信息的信号电平限制在指定范围内，从而防止其包含同步信号使用的信号电平。例如，该方法可以是将图像的信号电平乘以一个指定的系数（小于1）。

根据另一方面，本发明可以是一种包括胶囊式内窥镜和接收器的医疗装置，该接收器用于接收从胶囊式内窥镜发送到测试体外的无线电信号。

根据本发明的胶囊式内窥镜或医疗装置，能在与图像信号相同的高频带内设定同步信号，并且该同步信号具有未被图像信号使用的信号模式。这使得接收器能够稳定地二值化同步信号，从而获取良好的图像信号。

附图说明

参考下面的说明、所附权利要求和附图，将更容易理解本发明的装置和方法的这些和其它特征、方面和优点，其中：

图 1 是示出包括根据第一实施例的引入体内的装置的无线体内信息获取系统的整体结构的示意图；

图 2 是框图，其示出图 1 所示的根据第一实施例的接收器的内部结构；

图 3 是框图，其示出图 1 所示的根据第一实施例的胶囊式内窥镜的内部结构；

图 4 是框图，其示出图 3 所示的图像拍摄定时系统的结构的第一实施例；

图 5 示出图像信息的信号电平，用于说明图 4 所示的限幅 (clip) 电路中的图像信息限幅操作；

图 6 是框图，其示出图 2 所示的外部装置中图像处理单元的详细结构的第一实施例；

图 7 是流程图，用于说明图 6 所示的图像处理单元的处理操作；

图 8 示出图像信息的信号电平，用于说明图 4 所示的限幅电路中的图像信息限幅操作的另一个例子；

图 9 是示出图 3 所示的图像拍摄系统的第二实施例的框图；

图 10 是框图，其示出图 2 所示的外部装置中图像处理单元的详细结构的第二实施例。

具体实施方式

下面结合附图来说明本发明的优选实施例。

本发明不局限于这些实施例，但是，在不脱离本发明的范

围内，可以做出各种修改。

第一实施例

参见图 1，该图示出了包括根据第一实施例的引入体内的装置的无线体内信息获取系统的整体结构的示意图。以下将通过一个以胶囊式内窥镜作为引入体内的装置的例子，说明该无线体内信息获取系统。在图 1 中，无线体内信息获取系统包括具有无线接收功能的接收器 3 和胶囊式内窥镜（引入体内的装置）2，该胶囊式内窥镜 2 被引入测试体 1 内以拍摄体腔内部的图像，并将例如图像信号的数据发送到接收器 3。无线体内信息获取系统进一步包括显示装置 4 和便携式记录介质 5，其中，显示装置 4 根据接收器 3 接收的图像信号显示体腔内部的图像，便携式记录介质 5 在接收器 3 和显示装置 4 之间传递数据。接收器 3 包括穿在测试体 1 身上的接收外套（jacket）31，和用于处理接收到的无线电信号的外部装置 32。根据本发明的医疗装置包括上述胶囊式内窥镜 2 和接收器 3。

显示装置 4 用于显示由胶囊式内窥镜 2 拍摄的体腔内部的图像，并且根据便携式记录介质 5 获取的数据来显示图像。例如，显示装置 4 具有类似工作站的结构。特别的，显示装置 4 可以设定成直接通过 CRT 或液晶显示器来显示图像。此外，显示装置 4 可以设定成向显示器之外的另一媒体例如打印机输出图像。

便携式记录介质 5 可以从外部装置 32 和显示装置 4 上拆卸下来。当便携式记录介质 5 插入这些装置时，其能够输出或记录信息。在第一实施例中，便携式记录介质 5 插入外部装置 32，并且当胶囊式内窥镜 2 在测试体 1 的体腔内移动时，记录从胶囊式内窥镜 2 发送的数据。在胶囊式内窥镜 2 从测试体 1 排出以后，也就是说，在测试体 1 内部的成像完成之后，从外部装

置 32 取下便携式记录介质 5，然后将其插入显示装置 4，显示装置 4 读出便携式记录介质 5 记录的数据。按照这种方式，数据通过便携式记录介质 5 在外部装置 32 和显示装置 4 之间传递，因此，与通过固定线将外部装置 32 直接连接到显示装置 4 的情形相比，上述方式允许测试体 1 在体腔内部成像期间更自由的运动。在一个例子中，CompactFlash（注册商标）存储器用作上述便携式记录介质 5。但是应当注意，在这里使用便携式记录介质 5 在外部装置 32 和显示装置 4 之间传递数据，但不仅限于此。例如，可以使用另一种内部记录装置（硬盘或类似装置）来代替外部装置 32，通过固定线或无线方式将其连接到显示装置 4，以便将数据传递到显示装置 4。

接着，将参考图 2 所示的框图来说明接收器 3 的结构。接收器 3 具有接收体腔内部的图像信息的功能，该图像信息是从胶囊式内窥镜 2 无线发送的。如图 2 所示，接收器 3 具有接收外套 31 和外部装置 32。接收外套 31 的形状使测试体 1 能够穿戴该接收外套 31，其具有接收天线 A1 到 An。外部装置 32 处理通过接收外套 31 接收的无线电信号。接收天线 A1 到 An 除了可位于接收外套 31 上以外，还可以直接粘贴在测试体的外表面上。接收天线 A1 到 An 可以从接收外套 31 上拆卸下来。

外部装置 32 包括 RF 接收单元 33、图像处理单元 34、存储单元 35 和电源单元 38。RF 接收单元 33 执行指定的信号处理，例如解调通过接收天线 A1 到 An 接收的无线电信号，并从无线电信号中抽取由胶囊式内窥镜 2 获取的图像信息。图像处理单元 34 对 RF 接收单元 33 抽取的图像信息执行必要的图像处理。存储单元 35 记录由图象处理单元 34 进行过图象处理的图象信息。按照这种方式，外部装置 32 对从胶囊式内窥镜 2 发送的无线电信号进行信号处理。在第一实施例中，图像信息通

过存储单元 35 记录到便携式记录介质 5 中。此外，电源单元 38 具有指定的电容器或 AC 适配器。外部装置 32 的部件使用电源单元 38 提供的电力作为驱动能量。

接着，将使用图 3 所示的框图来说明胶囊式内窥镜 2 的结构。胶囊式内窥镜 2 包括：发光装置（LED）20、LED 驱动电路 21、电荷耦合装置（CCD）23、CCD 驱动电路 24、信号处理电路 25、图像拍摄定时发生电路 26 和模式发生电路 40（参见图 4）。发光装置（LED）20 是照明部分，用来在测试体 1 的体腔中照亮被检查的区域。LED 驱动电路 21 控制 LED 20 的驱动状态。电荷耦合装置（CCD）23 是成像部分，用来获取体腔内部的图像，该图像通过来自由 LED 20 所照亮区域的反射光而形成。CCD 驱动电路 24 控制 CCD 23 的驱动状态。信号处理电路 25 处理从 CCD 23 输出的图像信号，以获取指定格式的图像信息。图像拍摄定时发生电路 26 是时钟发生部分，用于输出用来给出驱动定时，例如点亮 LED 20 的定时或 CCD 23 的图像拍摄定时的基准时钟脉冲。模式发生电路 40 产生稍后说明的同步信号。胶囊式内窥镜 2 进一步包括 RF 发送单元 27 和发送天线 28，其中，RF 发送单元 27 将拍摄的图像信息调制成 RF 信号，发送天线 28 作为无线电发送部分，无线发送 RF 发送单元 27 输出的 RF 信号。胶囊式内窥镜 2 进一步包括系统控制电路 29 和电池 30，其中，系统控制电路 29 用于控制 LED 驱动电路 21、CCD 驱动电路 24 和 RF 发送单元 27 的工作，电池 30 为这些电气设备供电。CCD 23、CCD 驱动电路 24、信号处理电路 25 和图像拍摄定时发生电路 26 包括在成像部分 22 中。通过提供这些机构，当胶囊式内窥镜 2 引入到测试体 1 内时，该胶囊式内窥镜 2 使用表示希望的图像拍摄定时的基准时钟脉冲，通过 CCD 23 来获取由 LED 20 照亮的被检查区域的

图像信号。根据基准时钟脉冲，获得的模拟图像信号由信号处理电路 25 进行信号处理，通过 RF 发送单元 27 转换成 RF 信号，然后通过发送天线 28 发送到测试体 1 的外部。

参见图 4，该图示出图 3 所示的图像拍摄定时系统的结构框图。在图 4 中，图像拍摄定时发生电路 26 将作为驱动定时的基础的基准时钟脉冲输出到 LED 驱动电路 21、CCD 驱动电路 24、信号处理电路 25，以及产生同步信号的模式发生电路 40。信号处理电路 25 包括信号处理部分 25a，A/D 转换器 25b，限幅电路 25c，P/S 转换器 25d 和合成电路 25e。信号处理部分 25a 对从 CCD 23 输出的图像信号执行希望的信号处理。A/D 转换器 25b 将模拟图像信号转换成数字图像信息。限幅电路 25c 对图像信息的指定信号电平进行限幅。P/S 转换器 25d 执行图像信息的并行到串行转换。合成电路 25e 将图像信息与同步信号进行合成。限幅电路 25c 和模式发生电路 40 构成了根据本实施例的第一分配（allocating）部分。限幅电路 25c 具有限幅部分的功能，模式发生电路 40 具有设定部分的功能。

如图 5 所示，限幅电路 25c 对图像信息亮度（intensity）中的高亮度部分进行限幅。例如，如果图像信息由 0~255 的 8 位信号电平（信号模式）表示，限幅电路 25c 对具有 240~255 的信号模式的高亮度部分的图像信息进行限幅。特别的，如果有来自 A/D 转换器 25b 的高亮度部分（例如，240~255 的信号模式）的图像信息输入，限幅电路 25c 将其转换成信号模式为 239 的图像信息，并将其输出到 P/S 转换器 25d。可以使用编码信号用的编码电路作为限幅电路 25c。

模式发生电路 40 在由上述限幅电路 25c 限幅后的亮度范围内分配信号模式，作为水平同步信号和垂直同步信号。模式发生电路 40 产生信号模式为 240 的水平同步信号和信号模式为

250 的垂直同步信号，然后将它们输出到合成电路 25e。这些由模式发生电路 40 产生的同步信号的信号模式位于图像信息也使用的高频带。按照这种方式，同步信号被设定到与图像信息相同的频带，因此能够防止当同步信号设定在低频带时可能出现的信号在直流电平上的波动。因此，能够确保在二值化中获得宽的阈值裕量，从而有利于接收器中同步信号的检测。合成电路 25e 将模式发生电路 40 产生的水平和垂直同步信号添加到经过限幅和并行到串行转换的图像信息中，并将其输出到 RF 发送单元 27。RF 发送单元 27 将图像信息组成帧，并将其与添加到该图像帧的起始处的水平同步信号和垂直同步信号一起无线发送到测试体的外部。

参见图 6，该图是示出图像处理单元 34 的详细结构的例子的框图，该图像处理单元 34 位于图 2 所示的外部装置 32 中。在图 6 中，图像处理单元 34 包括二值化电路 34a，图像信息抽取电路 34b，同步模式检测电路 34c 和同步发生电路 34d。二值化电路 34a 对从 RF 接收单元 33 输入的信息进行二值化。图像信息抽取电路 34b 从二值化的信息中抽取图像信息。同步模式检测电路 34c 是抽取部分，用来从二值化信息中检测同步信号的信号模式。同步发生电路 34d 从同步模式检测电路 34c 检测的信号模式中产生水平同步信号和垂直同步信号。在图像处理单元 34 中，图像信息抽取电路 34b 根据从同步发生电路 34d 输入的水平和垂直同步信号，为每一屏抽取图像信息，并将其保存到存储单元 35 中。

图像处理单元 34 执行图 7 的流程图所示的处理。特别的，同步模式检测电路 34c 检测添加在垂直同步信号的起始处的空脉冲 (idling pulse) (步骤 101)。如果检测到空脉冲，则同步模式检测电路 34c 继续检测垂直同步信号和水平同步信号的信

号模式(步骤 102 和 103), 该垂直和水平同步信号具有高频率, 该高频率与图像信号位于相同的频带。

如果同步模式检测电路 34c 检测到上述垂直和水平同步信号的信号模式, 则同步发生电路 34d 将这些同步信号输出到图像信息抽取电路 34b。图像信息抽取电路 34b 根据水平同步信号对水平像素数进行计数(步骤 104)。然后确定像素计数是否达到水平像素的总数(步骤 105)。

继续对水平像素数进行计数, 直到像素计数达到水平像素的总数。当像素计数达到水平像素的总数时, 图像信息抽取电路 34b 接着根据垂直同步信号对垂直线(vertical line)的数量进行计数(步骤 106)。然后确定垂直线计数是否达到垂直线的总数(步骤 107)。

同样, 继续对垂直线的数量进行计数, 直到该计数达到垂直线的总数。当垂直线计数达到垂直线的总数时, 图像信息抽取电路 34b 确定一屏的图像处理已经完成, 并执行下一屏的图像处理。

如上所述, 在第一实施例中, 对获取的图像信息中的高亮度部分的图像信息进行限幅, 位于限幅后的亮度范围内的信号模式被分配为水平和垂直同步信号, 并无线发送到接收器。因此, 同步信号能够被设定成其信号模式与图像信息位于相同的高频带, 且该信号模式未被图像信号所使用, 从而防止在信号的直流电平上的波动, 并允许宽的二值化阈值裕量。这使接收器能对同步信号进行稳定的二值化, 并获得良好的图像信号。

在第一实施例中, 高亮度部分的图像信息被限幅, 并且信号模式被分配给水平和垂直同步信号。但是, 在这种情况下, 应当理解由于两类同步信号具有相似的信号模式, 并且同步信号之间的信号电平的差别较小, 所以难以辨别同步信号。

因此，如用来说明图像信号的信号电平的图 8 所示，低亮度部分的图像信息可能与高亮度部分的图像信息通过限幅电路 25c 同时限幅。例如，也可能将高亮度范围内的限幅信号模式分配为水平同步信号，将低亮度范围内的限幅信号模式分配为垂直同步信号。在这种情况下，水平同步信号和垂直同步信号均位于与图像信息相同的高频带，同步信号之间的信号电平具有较大差别，从而使接收器容易辨别同步信号。此外，可以对发送数据进行调制，使其具有更高的频率。如果这样，可以在添加同步信号之前或之后进行调制。

第二实施例

参见图 9，其示出在第二实施例中图 3 所示的的图像拍摄定时系统的框图。参见图 10，其示出图 2 所示外部装置中的图像处理单元的详细结构的框图。

在第二实施例中，如下所述，图像拍摄定时系统和图像处理单元与图 4 和图 6 所示的不同。该图像拍摄定时系统与图 4 所示的图像拍摄定时系统的不同之处在于，前者在信号处理单元 25 的限幅电路 25c 的后续阶段提供信号选择反相器 (inverter) 25f。该信号选择反相器 25f 从获取的图像信息中选择关于相对高频的信号模式的图像信息，并将特定的信号模式转换成由限幅电路 25c 限幅后的高亮度部分的信号模式。信号选择反相器 25f 仅选择关于特定信号模式的图像信息，并通过位反相 (bit inverting) 将特定信号模式转换成高亮度部分的信号模式。关于其它信号模式中的图像信息不进行而通过该信号选择反相器 25f。限幅电路 25c、信号选择反相器 25f 和模式发生电路 40 构成了根据本发明的第一分配部分，信号选择反相器 25f 具有第一转换部分的功能。

在本实施例中，图像处理单元与第一实施例中的图像处理

单元 34 的不同之处在于，前者提供有作为第二分配部分的信号选择反相器 34e，用来在图像处理单元 34 的二值化电路 34a 的后续阶段，将已由信号选择反相器 25f 转换成高亮度部分的信号模式的图像信息，转换成原始的特定信号模式。与信号选择反相器 25f 类似，信号选择反相器 34e 也仅选择关于高亮度部分的信号模式的图像信息，并通过位反相将高亮度部分的信号模式转换成特定的信号模式。关于其它信号模式的图像信息，将不选择而通过该信号选择反相器 34e。

更具体的，在第二实施例中，信号处理电路 25 的信号选择反相器 25f 将从胶囊式内窥镜 2 的成像部分 22 获取的图像信息中，关于相对高频的信号模式的图像信息转换成关于高亮度部分的信号模式的图像信息，并通过 RF 发送单元进行无线发送。在检测到高频的信号模式之后，通过使用图像处理单元 34 的信号选择反相器 34e，接收器 3 将关于高亮度部分的信号模式的图像信息转换成原始的特定信号模式，以交换同步信号的信号模式和图像信息的信号模式。因此，可能产生由更高频率的信号模式构成的同步信号，并将同步信号设定成其信号模式未被图像信号使用、但与图像信号位于相同的高频带，从而防止在信号的直流电平中的波动，并允许更宽的二值化阈值裕量。因此，接收器实现了更稳定的同步信号二值化，从而获取到良好的图像信号。

尽管示出并说明了本发明的优选实施例，但应当理解，在不脱离本发明的精神的情况下，可以在形式或细节上做出各种修改和改变。因此，应当指出，本发明不局限于所说明和显示的具体形式，而应解释为覆盖落入后附权利要求的范围内的所有修改。

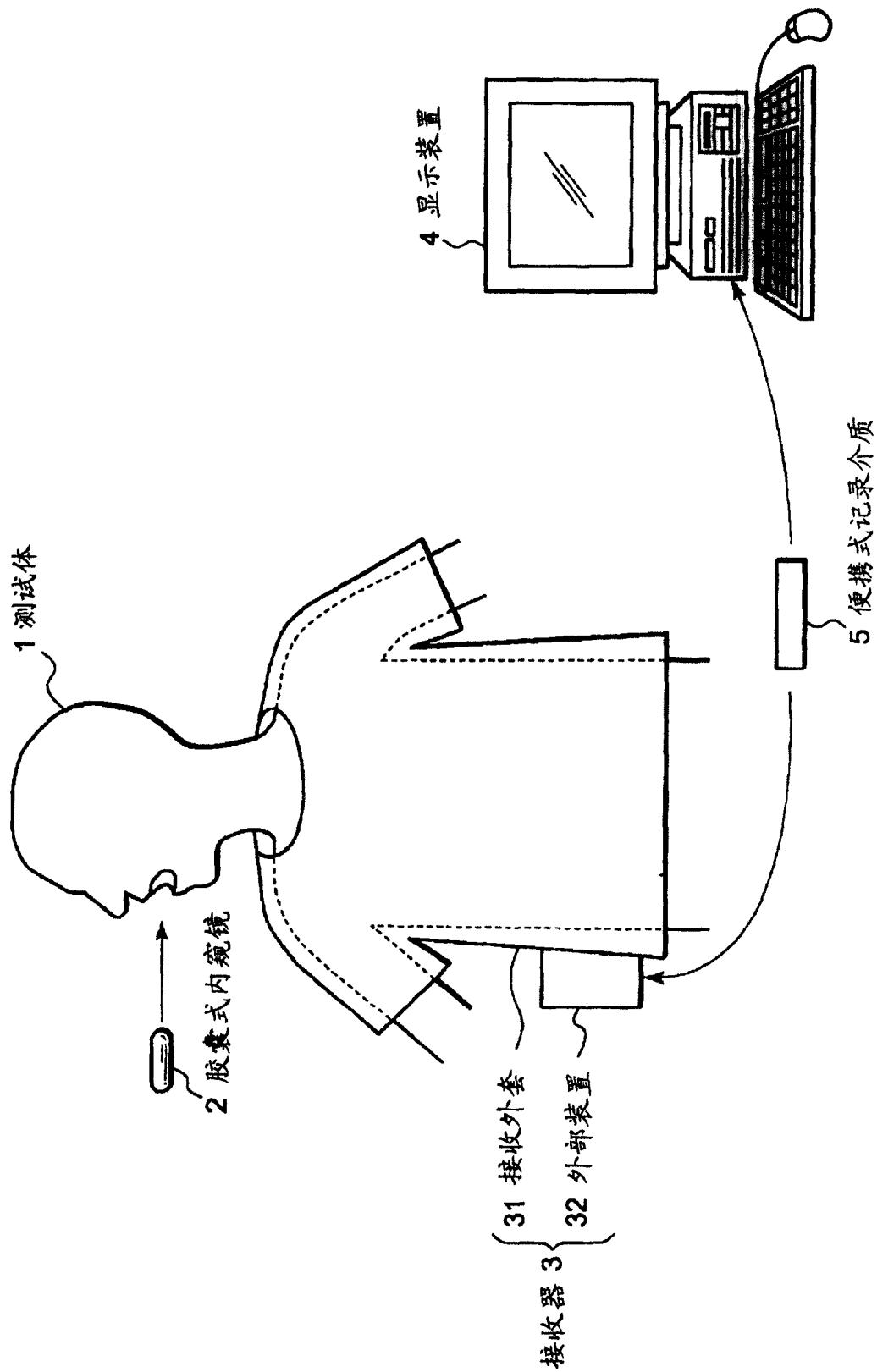


图 1

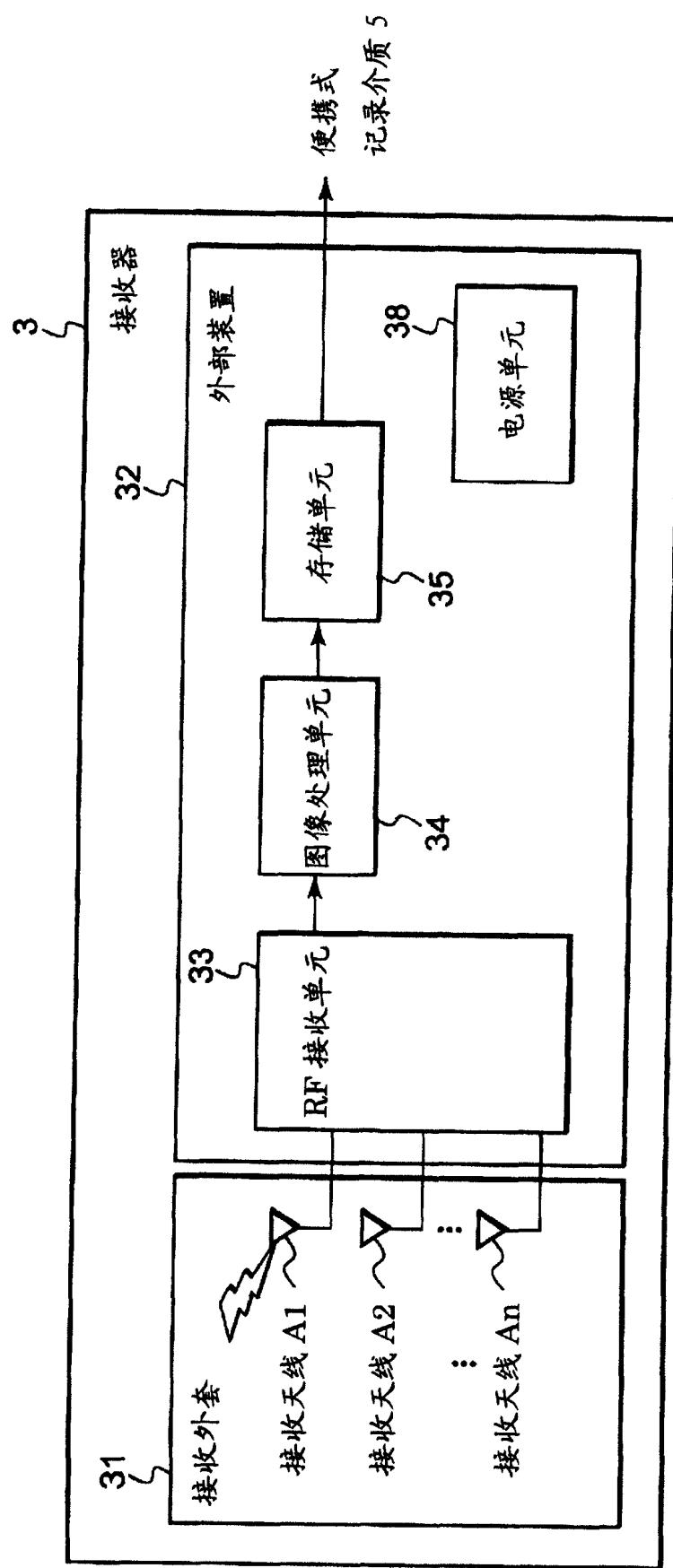


图 2

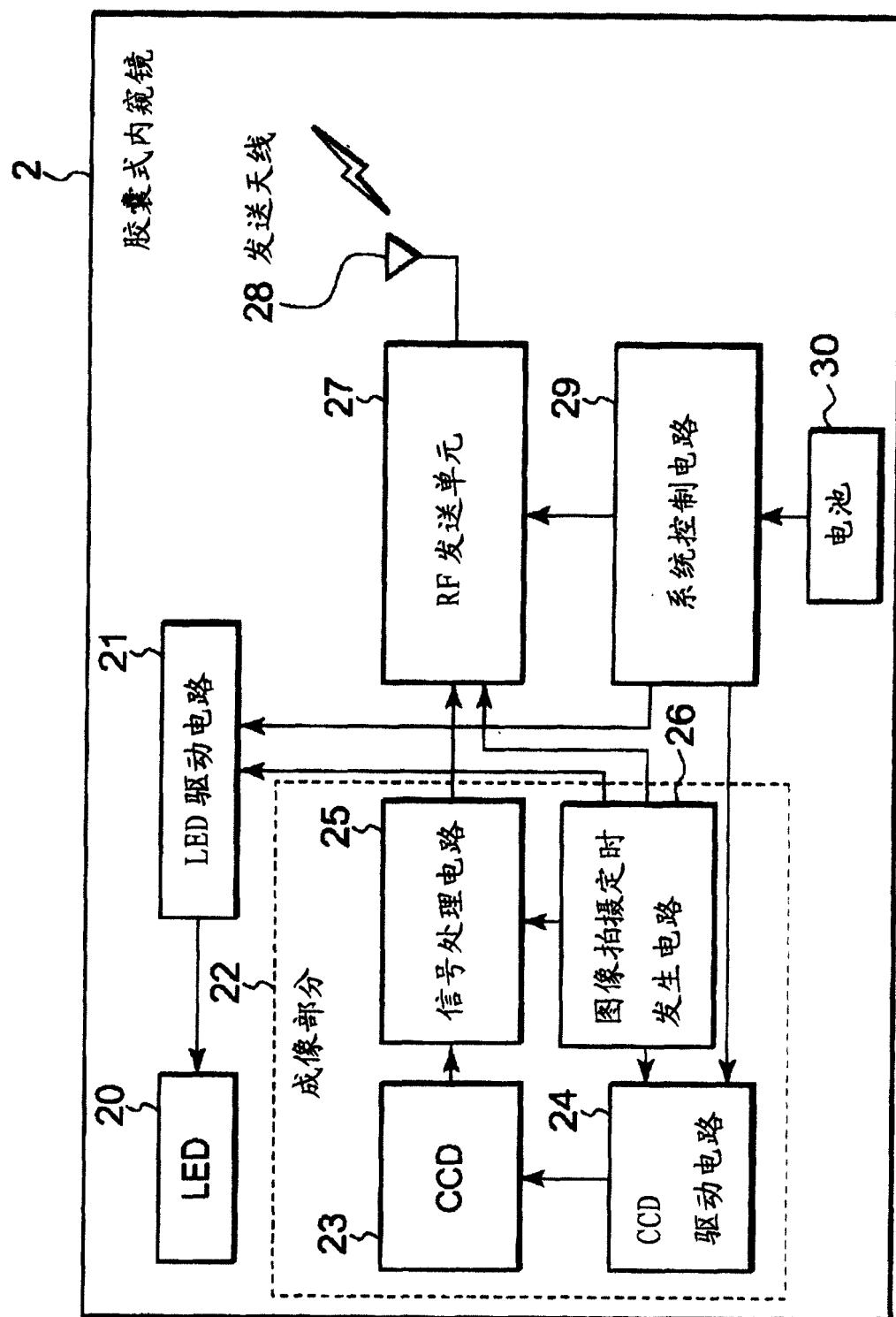


图 3

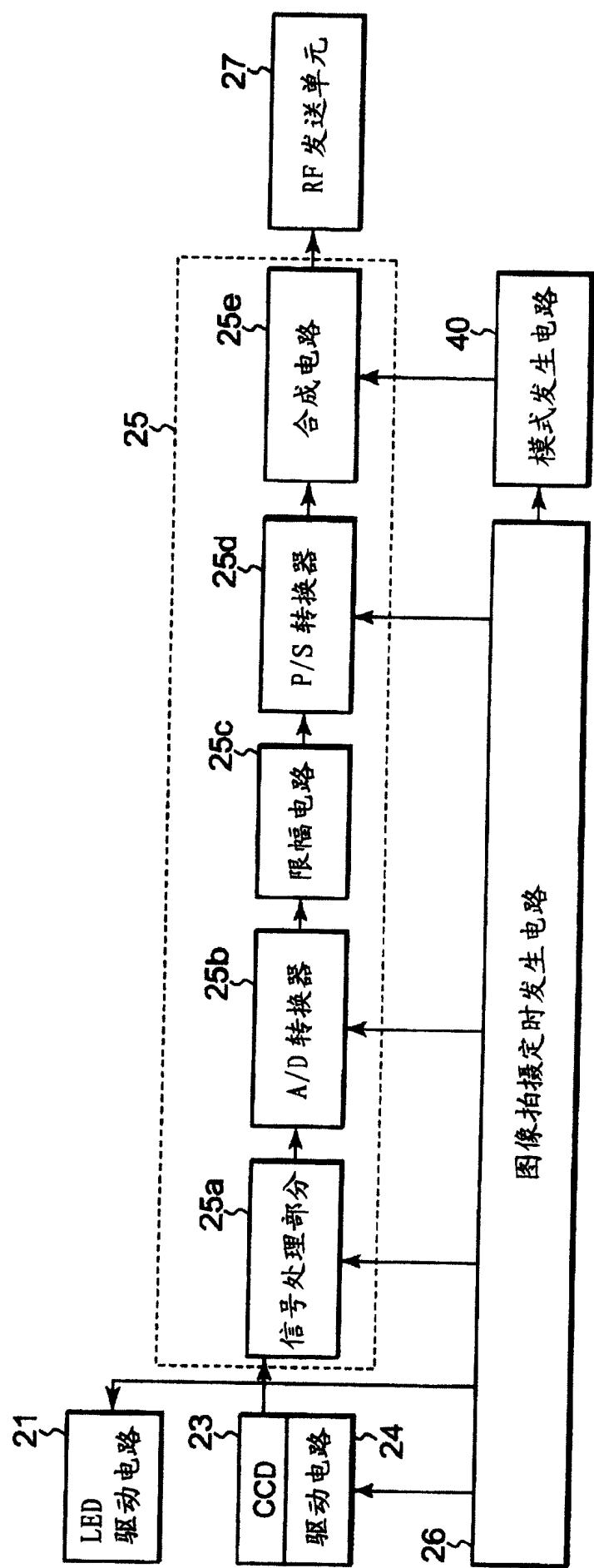


图 4

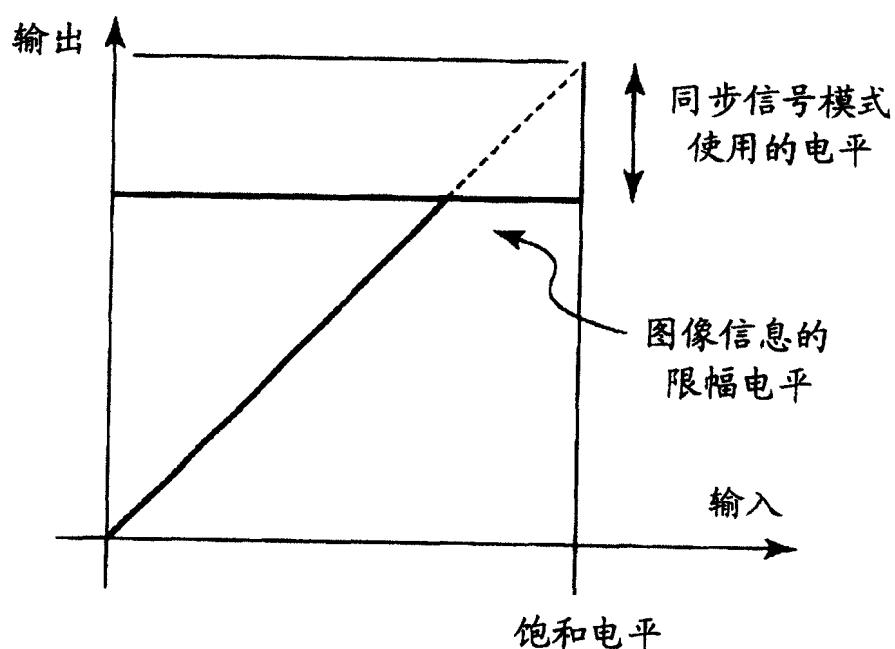


图 5

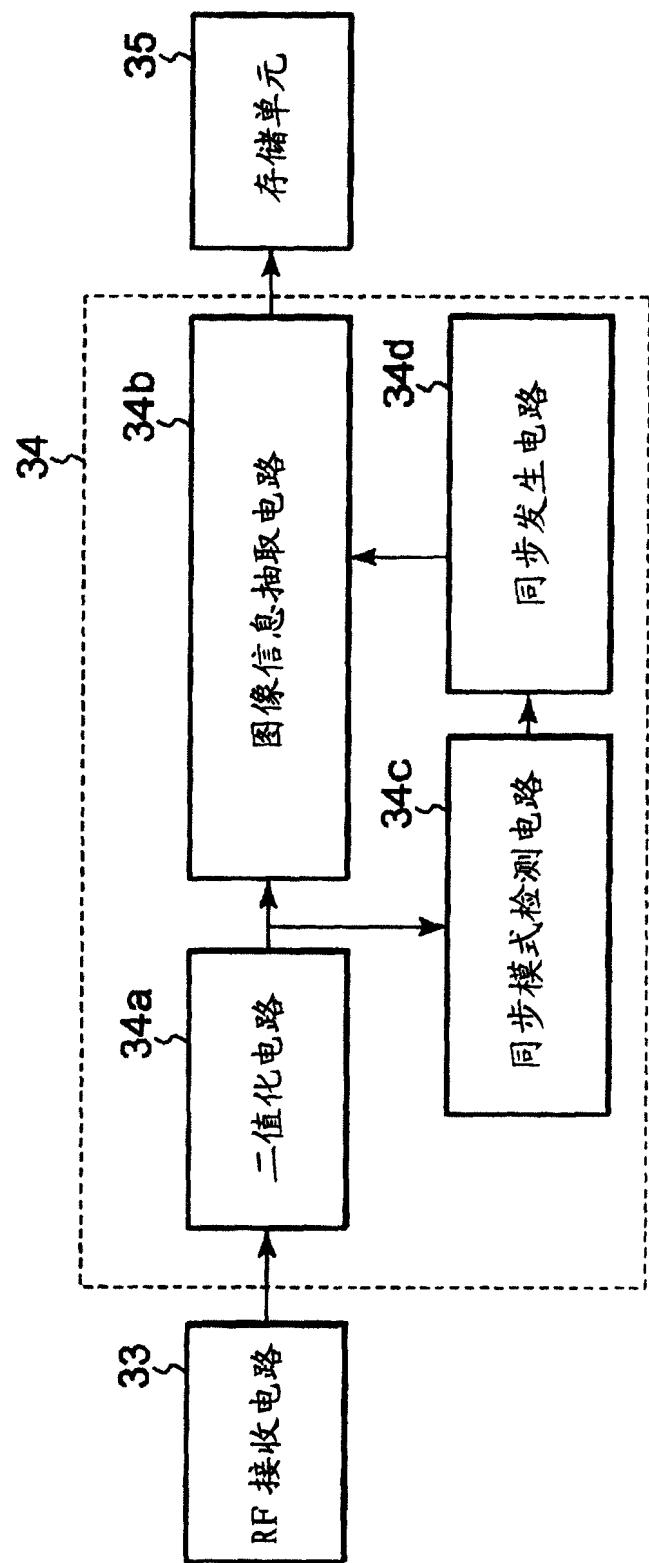


图 6

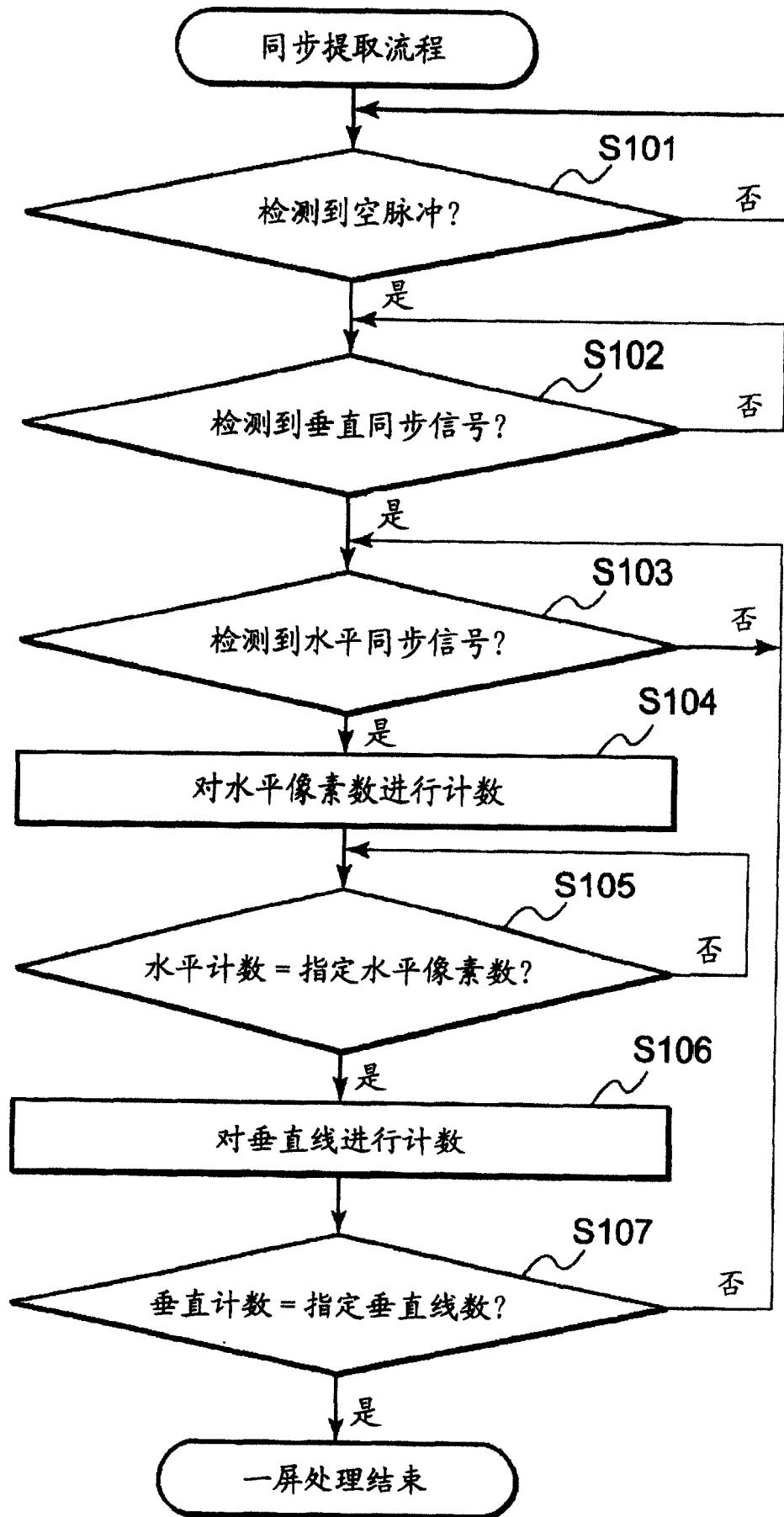


图 7

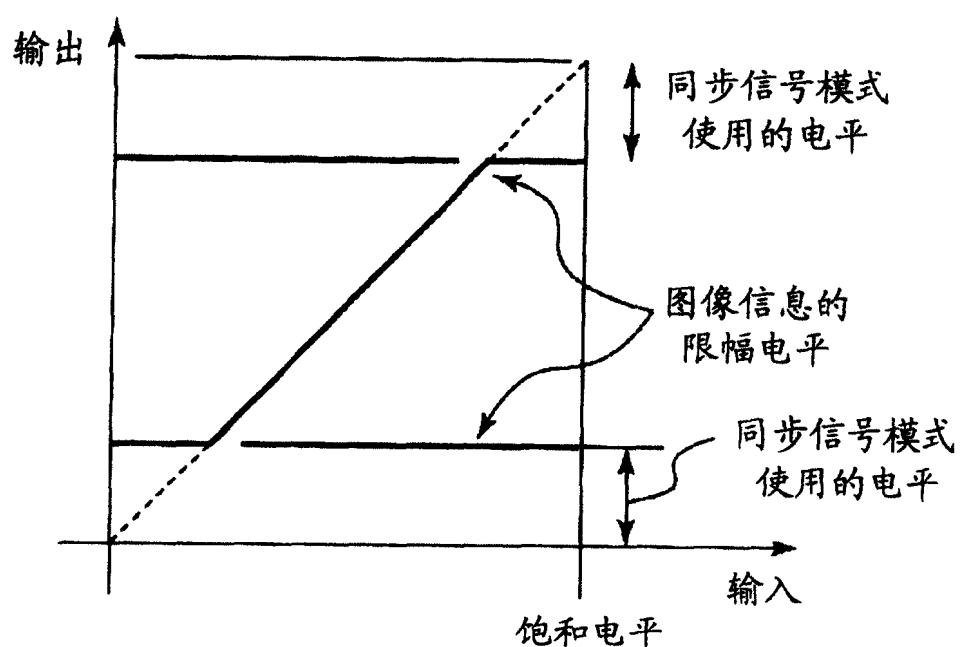
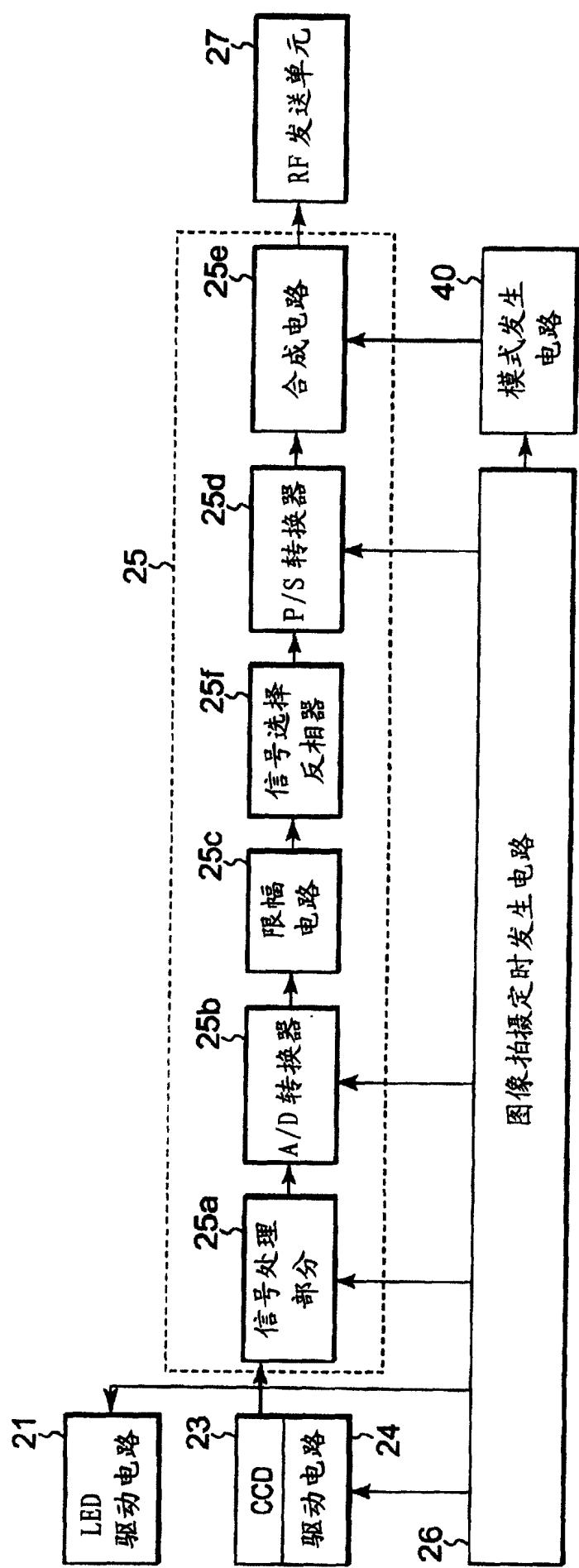


图 8



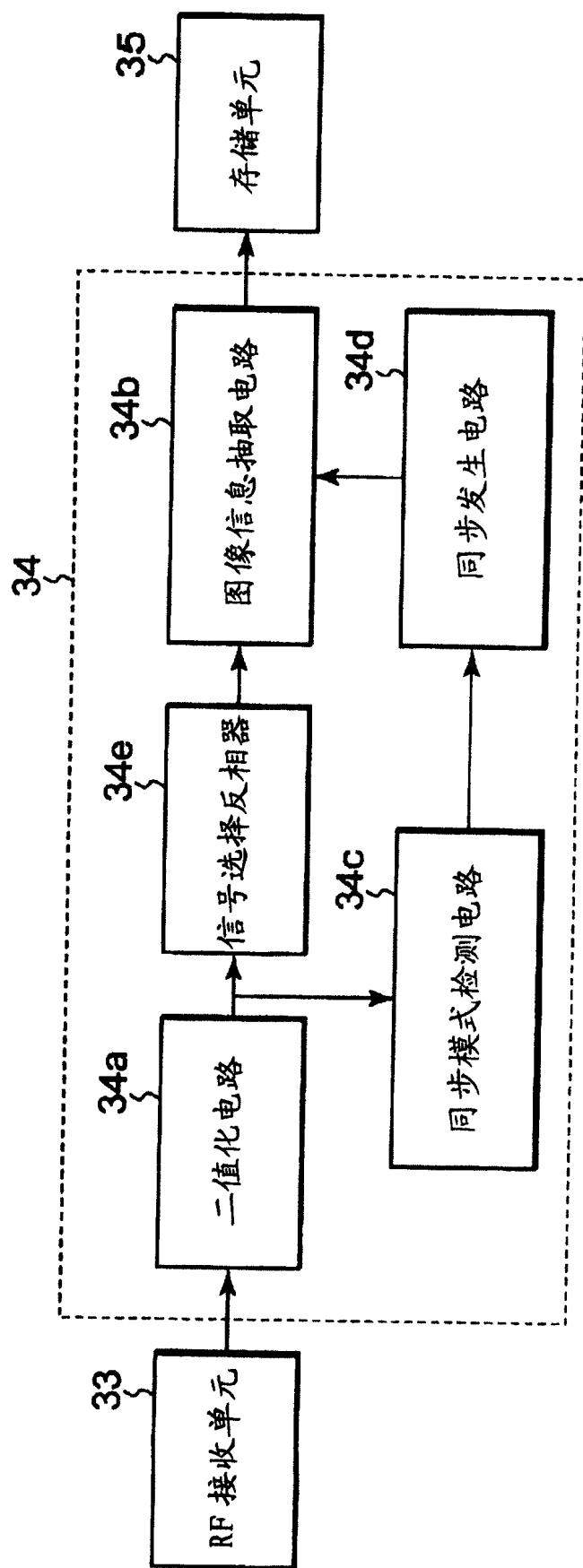


图 10

专利名称(译)	胶囊式内窥镜和医疗装置		
公开(公告)号	CN100370944C	公开(公告)日	2008-02-27
申请号	CN200510071814.5	申请日	2005-05-24
[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	重盛敏明 森健		
发明人	重盛敏明 森健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 A61B1/05 G06T1/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/041 A61B1/0684		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2004153894 2004-05-24 JP		
其他公开文献	CN1701752A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种引入体内的装置和医疗装置。在将引入体内的装置所拍摄的图像发送到外面时，图像信号的同步信号被设定成与图像信号位于相同的高频带、且未被图像信号所使用的信号模式。这使得接收器能稳定地对同步信号进行二值化，从而获得良好的图像信号。例如，胶囊式内窥镜是一种引入体内的装置，在其信号处理电路的限幅电路中，对成像部分获取的图像信息的高亮度部分的图像信息进行限幅，模式发生电路将限幅强度范围内的信号模式分配为水平和垂直同步信号。

