

[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 200910138794.7

[43] 公开日 2009 年 9 月 30 日

[11] 公开号 CN 101543393A

[22] 申请日 2009.3.20

[21] 申请号 200910138794.7

[30] 优先权

[32] 2008.3.21 [33] JP [31] 2008-073534

[71] 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

[72] 发明人 清水邦政 大谷健一 金城直人

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 陈平

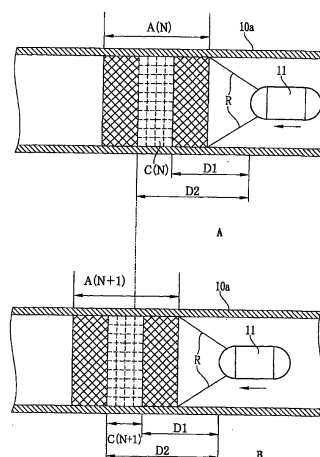
权利要求书 4 页 说明书 34 页 附图 17 页

[54] 发明名称

胶囊内窥镜检查系统以及控制胶囊内窥镜工作的方法

[57] 摘要

胶囊内窥镜采集当其穿过患者的消化道时来自成像区域的图像，同时，测量到成像区域的多点的主体距离。胶囊内窥镜将采集到的图像和关于多点距离的信息无线发送至患者携带的数据收发器。根据多点距离信息，在成像区域中确定受限的距离范围的检查区域，并将检查区域划分为多个小块。从每个单个小块的图像数据中提取图像特征值，并将其与其他小块的图像特征值进行比较，以检查小块间的相似性。那些与其他小块不太相似的小块可被视为其组成了关注区域，诸如损伤。



1. 一种胶囊内窥镜检查系统，包括：

胶囊内窥镜，其可被测试体吞下，所述的胶囊内窥镜包括成像装置以采集测试体内部的内窥镜图像，以及用于无线地发送内窥镜图像的发送器；

可携带的装置，其可由测试体携带，所述可携带的装置包括用于从所述胶囊内窥镜接收内窥镜图像的接收器以及用于储存接收到的内窥镜图像的数据存储器；

信息管理装置，用于存储和管理从所述可携带装置传输的内窥镜图像；以及

判断装置，其在通过所述成像装置获得每幅内窥镜图像之后立即分析每幅内窥镜图像，从而根据所述内窥镜图像是否包含任何关注区域的分析结果来进行判断，该关注区域具有与周围区域不同的图像特征，所述判断装置至少被安装在所述胶囊内窥镜、所述可携带的装置和所述信息管理装置的一个中。

2. 根据权利要求 1 所述的胶囊内窥镜检查系统，进一步包括：

控制命令产生器，其根据所述判断装置的判断结果，产生用于控制所述胶囊内窥镜的各个元件工作的控制命令，所述控制命令产生器至少被安装在所述胶囊内窥镜、所述可携带的装置和所述信息管理装置的一个中；以及

工作控制器，其被安装在所述胶囊内窥镜中，用于根据所述控制命令控制所述胶囊内窥镜的各个元件的工作。

3. 根据权利要求 1 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述判断装置将每幅内窥镜图像划分为多个部分，检查这些部分之间的相似性，当一些部分具有比所述内窥镜图像的其他部分相对低的相似性时，判定在所述内窥镜图像中存在关注区域。

4. 根据权利要求 3 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述判断装置检测来自于各个部分的图像特征值，计算各个部分之间的图像特征值的差值，并将计算出的差值与预定阈值进行比较来估算部分之间的相似性。

5. 根据权利要求 1 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述判断装置检

查从所述胶囊内窥镜得到的最新的内窥镜图像与直接在其之前从所述胶囊内窥镜得到的先前图像之间的相似性，如果最新的内窥镜图像与先前图像不相似且所述判断装置已判定在先前图像中不存在关注区域时，或者如果最新的内窥镜图像与先前图像相似且所述判断装置已判定在先前图像中存在关注区域时，则判定在最新的内窥镜图像中存在关注区域。

6. 根据权利要求5所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述判断装置将每幅内窥镜图像划分为多个部分，估算最新的内窥镜图像的部分与先前图像的对应部分之间的相似性，当一些部分具有比先前图像的对应部分相对低的相似性时，判定最新的内窥镜图像与先前图像不相似。

7. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述判断装置检测来自于最新和先前的内窥镜图像各个部分的图像特征值，计算最新内窥镜图像的每个单个部分与先前图像对应的部分之间的图像特征值的差值，通过将计算出的差值与预定的阈值进行比较来估算最新的和先前图像每一对对应部分之间的相似性。

8. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述胶囊内窥镜包括多点测距装置，用于测量从所述胶囊内窥镜到在所述成像装置的当前成像区域中的主体的多个点的距离，以及所述判断装置执行剪切处理，用于根据所述多点测距装置测量的距离来切割每幅内窥镜图像的受限的主体距离范围的区域，并分析所述内窥镜图像的所述区域的图像数据来判断在所述区域中是否存在任何关注区域。

9. 根据权利要求2所述的胶囊内窥镜检查系统，其中当所述判断装置判定不存在关注区域时，所述控制命令产生装置产生以常规成像模式驱动所述胶囊内窥镜的第一控制命令，而当所述判断装置判定有关注区域时，所述控制命令产生装置产生以特殊成像模式驱动所述胶囊内窥镜的第二控制命令，这样所述胶囊内窥镜可以用所述特殊模式采集关注区域的详细图像。

10. 根据权利要求9所述的胶囊内窥镜检查系统，其中在所述特殊成像模式中比在所述常规成像模式中更宽地改变成像条件的同时，所述胶囊内窥镜被驱动，从而以更高的帧频率采集图像。

11. 根据权利要求9所述的胶囊内窥镜检查系统，其中当判定存在关注区域之后，所述判断装置在所述成像装置的成像区域内检测关注区域的

位置，且所述控制命令产生装置产生所述第二控制命令以包括关于关注区域的检测位置的信息，而所述胶囊内窥镜包括机构，该机构用于根据所述第二控制命令将所述成像装置的光轴指向在所述特殊成像模式中的关注区域。

12. 根据权利要求 2 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中所述胶囊内窥镜包括至少两个彼此面对不同方向的成像装置，以及用于检测所述胶囊内窥镜的姿态和移动方向的方向传感器，并且其中所述控制命令产生器根据检测的所述胶囊内窥镜的姿态和移动方向来确定所述成像装置各自面对的方向，并产生以常规成像模式驱动所述成像装置中向前的一个的第一控制命令，该所述成像装置中向前的一个在移动方向上当前是面向前方的，当所述判断装置判定由所述前向成像装置采集的内窥镜图像中存在关注区域时，所述控制命令产生器产生第二控制命令，用于以特殊成像模式驱动除了所述前向成像装置以外的其他成像装置中的至少一个，以采集关注区域的详细图像。

13. 根据权利要求 12 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中在所述特殊成像模式中比在所述常规成像模式中更宽地改变成像条件的同时，所述胶囊内窥镜被驱动，从而以更高的帧频率采集图像。

14. 根据权利要求 2 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中将所述判断装置和所述控制命令产生器安装在所述可携带的装置中，且所述可携带的装置包括用于将所述控制命令无线地发送至所述胶囊内窥镜的发送器。

15. 根据权利要求 2 所述的胶囊内窥镜检查系统，其中将所述判断装置和所述控制命令产生器安装在所述信息管理装置中，且所述信息管理装置包括用于将所述控制命令从所述控制命令产生器无线地发送至所述可携带的装置的发送器，而所述可携带的装置包括在接收到来自于所述胶囊内窥镜的内窥镜图像之后用于将内窥镜图像无线地发送至所述信息管理装置、以及在接收到来自于所述信息管理装置的所述控制命令之后用于将所述控制命令无线地发送至所述胶囊内窥镜的发送器。

16. 一种控制由测试体吞下的胶囊内窥镜工作，以采集测试体内部的内窥镜图像以及无线地输出内窥镜图像的方法，其中所述方法包括以下步骤：

在所述胶囊内窥镜获得每幅内窥镜图像之后立即分析每幅内窥镜图

像；

通过所述分析步骤得到的结果判断所述内窥镜图像是否包含任何关注区域，该关注区域具有与周围区域不同的图像特征；

产生控制命令，该控制命令用于根据所述判断步骤的结果来控制所述胶囊内窥镜的各个元件的工作；以及

根据所述控制命令控制所述胶囊内窥镜的各个元件的工作。

胶囊内窥镜检查系统以及控制胶囊内窥镜工作的方法

技术领域

本发明涉及一种胶囊内窥镜检查系统用于通过经胶囊内窥镜获取内窥镜图像的方法作出医学诊断。本发明还涉及控制胶囊内窥镜工作的方法。

背景技术

近来已在实际使用中采用胶囊内窥镜进行内窥镜检查。胶囊内窥镜具有集成在微胶囊中的部件，包括成像装置和照明光源。首先患者吞下胶囊内窥镜，这样成像装置能从患者的内部，也就是患者消化道的内表面，采集图像，此时光源照亮这些表面。由成像装置采集的图像数据以无线电信号的方式被传送至接收器，该接收器由患者携带。图像数据被连续地记录在存储介质如闪存上，该存储介质被设置在接收器内。在内窥镜检查时或在其之后，将图像数据传输到信息管理装置如工作站，在该信息管理装置中将内窥镜图像显示在监视器上以获得图像判读和诊断。

胶囊内窥镜在每个单位时间内按照给定的次数采集图像，如以 2 fps（每秒的帧数）的帧频率。由于胶囊内窥镜采集超过约 8 小时以完成从每个患者采集图像，所以在内窥镜检查每个阶段结束时采集到的和存储在接收器中的图像数据量变得巨大。这样对于医生需要花费很长的时间和消耗很多精力来判读采集到的所有内窥镜图像以做出诊断。由于这个原因，在采集尽可能多的来自于对于诊断而言重要的位置的图像的同时，需要将那些对于诊断而言并非必需的图像减到最少。为了满足这种需求，已经提出了这样一种胶囊内窥镜，其可根据预定的时间表采集图像，例如在 JPA 2005-193066 中的。

前面提及的现有技术公开了一个实例，其中胶囊内窥镜在经过关注的区域时提高帧频率，例如在有损伤的地方，并在其经过关注区域之后

降低帧频率。然而，这种现有技术并没有具体指出任何用于确定关注区域的具体装置，所以仍然很难判别出与关注区域具体对应的所采集的图像。

为了确定关注区域，其可能例如将胶囊内窥镜当前从患者获得的当前信息与关于患者过去的信息进行比较。当前信息可包括内窥镜图像和采集这些图像时的位置的位置信息，而过去信息可以是对于患者有关过去诊断的信息，包括关注区域的图像和关注区域的位置的信息。替代有关患者的过去信息，可将当前信息与医疗病例中的常规信息进行比较，诸如病例中有代表性的图像范例，从而确定关注区域。这种方法可以应用于首次进行内窥镜检查的患者。

由于上述确定关注区域的方法需要有关过去诊断或有关常规病例的信息，其不可能在没有这种信息时确定出关注区域。即使有诊断信息或常规病例的信息，如果是通过与当前使用的内窥镜不同类型的内窥镜获得的信息，则内窥镜之间的差异会导致这样一个问题，即由当前内窥镜和其他类型的内窥镜在相同部分采集的图像彼此之间具有不同的特征。如果是这样的话，就很难准确确定出关注的区域。

此外，由于常规病例的信息或图像是从在过去作出的大量诊断而建立的庞大数据库中挑选出的代表性数据，但从患者损伤采集的个人的内窥镜图像并非总与相应病例的代表性的病例图像相似。如果从患者损伤采集的内窥镜图像与相应的病例图像不相似时，则不可能识别出作为关注区域的损伤。

发明内容

鉴于前面提到的，本发明的主要目的在于提供一种采用胶囊内窥镜的胶囊内窥镜检查系统以及一种控制胶囊内窥镜工作的方法，由此在无需诊断信息或常规病例信息下就能准确确定出可能包含损伤等的关注区域。

本发明的胶囊内窥镜检查系统包括判断装置，其在通过胶囊内窥镜的成像装置获得每幅内窥镜图像之后立即分析每幅内窥镜图像，由分析的结果来判断内窥镜图像是否包含任何具有与周围区域不同图像特征的

关注区域。判断装置被至少安装在胶囊内窥镜、可携带的装置以及信息管理装置的一个中，其中胶囊内窥镜被测试体吞下，经成像装置采集测试体内部的内窥镜图像，并无线地传送内窥镜图像。可携带的装置由测试体携带，并接收来自于胶囊内窥镜的内窥镜图像以及存储接收的内窥镜图像。信息管理装置存储和管理从可携带装置传输的内窥镜图像。

优选地，本发明的胶囊内窥镜检查系统进一步包括控制命令发生器，用于根据判断装置的判断结果产生用于控制胶囊内窥镜各个元件工作的控制命令，以及安装在胶囊内窥镜中的工作控制器，用于根据控制命令控制胶囊内窥镜各个元件的工作。控制命令发生器被至少安装在胶囊内窥镜、可携带的装置和信息管理装置的一个之中。

根据优选的实施例，判断装置将每幅内窥镜图像划分为多个部分，查看这些部分间的相似度，并在存在内窥镜图像的某些部分具有比其他部分的相对低的相似度时，判定于内窥镜图像中存在关注区域。判断装置从各个部分中检测出图像的特征值，计算出各个部分之间的图像特征值的差值，以及通过将计算出的差值和预定的阈值进行比较来估算部分之间的相似度。

根据另一个优选的实施例，判断装置查看从胶囊内窥镜获得的最新内窥镜图像与之前刚从胶囊内窥镜获得的图像之间的相似度。如果最新的内窥镜图像与之前的图像不相似且判断装置已判定在之前的图像中不存在关注区域时，或者如果最新的内窥镜图像与之前的图像相似且判断装置判定在之前的图像中存在关注区域时，则判断装置判定在最新的内窥镜图像中有关注区域。

优选地，为了估算出最新的内窥镜图像的部分与之前图像的对应部分间的相似度，判断装置优选地将每幅内窥镜图像划分为多个部分，并在存在某些部分具有比之前图像的对应部分相对低的相似度时，判定最新的内窥镜图像与之前的图像不相似。更优选地，判断装置从最新的和之前的内窥镜图像的各个部分检测出图像的特征值，计算出最新的内窥镜图像的各个部分的每个与之前图像的对应部分之间的图像特征值的差值，以及通过将计算出的差值和预定的阈值进行比较估算出最新的和之前的图像的每一对相应部分之间的相似度。

根据另一个优选的实施例，胶囊内窥镜包括多点测距装置，用于测量从胶囊内窥镜到成像设备的当前成像区域中主体的多个点的距离，以及判断装置执行剪切处理，用于根据经多点测距装置测量的距离从每幅内窥镜图像中切割出受限的主体距离范围的区域，并分析内窥镜图像的该区域的图像数据从而判断在该区域中是否存在任何关注区域。

根据更优选的实施例，在判断装置判定不存在关注区域时，控制命令发生装置产生以常规成像模式驱动胶囊内窥镜的第一控制命令，而当判断装置判定有关关注区域存在时，控制命令发生装置产生以特殊成像模式驱动胶囊内窥镜的第二控制命令，如此胶囊内窥镜可在特殊模式下采集关注区域的详细的图像。

本发明的胶囊内窥镜检查系统的胶囊内窥镜可包括至少两个彼此面向不同方向的成像装置以及用于检测胶囊内窥镜的姿态和移动方向的方向传感器。在这个实施例中，控制命令发生器根据检测到的胶囊内窥镜的姿态和移动方向决定成像装置的各个面对的方向，并产生以常规成像模式驱动成像装置中向前的那一个的控制命令，向前的那一个成像装置当前在移动方向上是面对前方的。当判断装置判定在由向前的成像装置采集的内窥镜图像中存在关注区域时，控制命令发生器产生以特殊成像模式驱动除了向前的成像装置以外的其他成像装置中的至少一个以采集关注区域的详细图像的第二控制命令。

一种控制由测试体吞下的胶囊内窥镜工作，以采集测试体内部的内窥镜图像并无线地输出内窥镜图像的方法，其中该方法包括以下步骤：

在经胶囊内窥镜获得每幅内窥镜图像之后立即分析每幅内窥镜图像；

通过分析步骤得到的结果来判断内窥镜图像是否包含任何具有与周围区域不同图像特征的关注区域；

产生控制命令，用于根据判断步骤的结果控制胶囊内窥镜的各个元件的工作；以及

根据控制命令控制胶囊内窥镜各个元件的工作。

根据本发明，由于关注的区域，诸如损伤，通常具有与其周围区域不同的特征，所以每逢胶囊内窥镜采集了内窥镜图像之后分析内窥镜图

像本身，且仅仅通过内窥镜图像自身的分析结果就能作出是否存在任何关注区域的判断，而不需要有关患者的过去诊断信息或有关常规病例的病例信息。因为在胶囊内窥镜检查中是以实时的方式确定关注区域的，所以可以一旦发现关注区域就通过将胶囊内窥镜选择到特殊成像模式来采集关注区域的详细图像。此外，可以识别出与病例信息不相似的那种损伤。由于本发明不需要诊断信息或病例信息，其也不必考虑用于获取诊断信息或病例信息的胶囊内窥镜与用于当前内窥镜检查的胶囊内窥镜之间的差异。

附图说明

当结合附图来理解时，从以下的优选实施例的详细描述，本发明上述的和其他的目的和优点将变得更清楚，其中相同的标记表示在多个视图中相同的或相应的部件，且其中：

图 1 是根据本发明的实施例图示的胶囊内窥镜检查系统的示意图；

图 2 是图示胶囊内窥镜检查系统的胶囊内窥镜内部的截面图；

图 3 是图示用于测定成像区域范围的多点测距处理的说明图；

图 4 是图示胶囊内窥镜的电子结构的框图；

图 5 是图示数据收发器的电子结构的框图；

图 6 是图示用于从图像帧中切割出检查区域的图像数据的剪切处理的说明图；

图 7A 和 7B 是图示有关胶囊内窥镜的检查区域的距离范围的说明图；

图 8 是图示用于判断在检查区域中是否存在任何关注区域的判断处理的说明图；

图 9 是图示成像模式选择处理程序的流程图；

图 10 是图示成像条件表的实例的说明图；

图 11 是图示工作站的电子结构的框图；

图 12 是图示胶囊内窥镜检查系统的全部工作的流程图；

图 13 是根据本发明的第二实施例图示的成像模式选择处理的流程图；

图 14 是根据第三实施例图示的胶囊内窥镜内部的截面图；

图 15 是图示第三实施例的说明图，其中物镜系统的光轴是朝着特殊成像模式中的关注区域转向；

图 16 是根据第四实施例图示的胶囊内窥镜内部的截面图；

图 17A 和 17B 是图示第四实施例的说明图，其中在移动胶囊内窥镜时面向前方的成像装置以常规成像模式采集图像，而另一个面向后方的成像装置被驱动处于特殊成像模式；

图 18 是图示第五实施例的说明图；

图 19 是图示能通过自身分析图像数据和产生控制命令的胶囊内窥镜的电子结构的框图；以及

图 20 是图示内窥镜检查系统的电子结构的框图，其中工作站分析来自于胶囊内窥镜的图像数据，并产生控制命令用于胶囊内窥镜。

具体实施方式

如图 1 和 2 中所示，内窥镜检查系统 2 是由能被患者或测试体 10 吞下的胶囊内窥镜 11、由患者 10 携带的可携带的数据收发器 12、以及工作站 13 组成，该工作站 13 能接收经胶囊内窥镜 11 采集的内窥镜图像并为医生显示内窥镜图像来判读它们。在胶囊内窥镜检查系统 2 中，由胶囊内窥镜 11 采集的最新的内窥镜图像的图像数据被无线传输至数据收发器 12，使得数据收发器 12 能分析内窥镜图像从而检查是否有任何类似损伤的关注部分存在于该图像中。如果有，在将胶囊内窥镜设定于特殊成像模式之后，通过胶囊内窥镜 11 采集更为详细的关注部分的内窥镜图像。

胶囊内窥镜 11 采集来自于患者 10 的消化道内壁的图像，例如肠，并将采集的图像的数据连续地以无线电波 14a 的方式发送到数据收发器 12。胶囊内窥镜 11 还以无线电波 14b 的方式接收来自于数据收发器 12 的控制命令，并根据控制命令工作。

数据收发器 12 配置有用于显示各种设置屏幕的液晶显示屏（LCD）15 以及用于在设置屏幕上设置数据收发器 12 的操作部 16。数据收发器 12 接收并存储以无线电波 14a 的方式从胶囊内窥镜 11 传输的图像数据。数据收发器 12 还能分析从胶囊内窥镜 11 获得的最新的图像数据，通过

分析的结果来确定胶囊内窥镜 11 的成像条件。也就是说,数据收发器 12 决定胶囊内窥镜 11 将被设定为哪种成像模式,并产生控制命令用于将胶囊内窥镜 11 设定为决定的成像模式。将控制命令以无线电波 14b 的方式从数据收发器 12 发送到胶囊内窥镜 11。

通过天线 18 和 20 的方式在胶囊内窥镜 11 和数据收发器 12 之间实现无线电波 14a 和 14b 的传输,其中天线 18 被安装在胶囊内窥镜 11 内,如图 2 和 4 所示,而天线 20 被安装在患者 10 穿着的防护衬衫 19 上。每一个天线 20 在其中装有电场强度传感器 21,该传感器用于测量来自于胶囊内窥镜 11 的无线电波 14a 的场强。

胶囊内窥镜 11 具有常规成像模式,用于获得通常的内窥镜图像的图像数据,以及特殊成像模式,用于获得高清晰的内窥镜图像的图像数据。将胶囊内窥镜 11 设定为与常规成像模式不同的特殊成像模式中的成像条件。具体地,在特殊成像模式中,提高帧频率,且每次曝光时逐渐改变缩放倍数(视野)和曝光值(快门速度和光照量)。

工作站 13 配置有处理器 24、包括键盘和鼠标的操作元件 25、以及 LCD 监视器 26。第一处理器 24 被连接到数据收发器 12 以交换数据,例如,通过 USB 线 27。第一处理器 24 可经过类似红外通信的无线通信方式与数据收发器 12 连接。在用胶囊内窥镜 11 进行内窥镜检查中或之后,处理器 24 从数据收发器 12 获得图像数据,累积以及管理对于单个患者的图像数据,并根据图像数据生成 TV 图像以在 LCD 26 上显示 TV 图像。

如图 2 中所示,胶囊内窥镜 11 具有透明的前壳 30 和后壳 31,该后壳 31 与前壳 30 相配以在这些壳 30 和 31 内部形成防水空间。壳 30 和 31 具有一端开口且另一端封闭的圆柱形形状。壳 30 和 31 的封闭端基本上为半球形。在壳 30 和 31 内部的空间中装配有,物镜系统 32 以及成像装置 33,诸如 CCD 图像传感器或 CMOS 图像传感器。当胶囊内窥镜 11 位于患者 10 的内部时,物镜系统 32 在成像装置 33 的图像采集表面上形成患者 10 的身体内的部分或位置的光学图像,这样成像装置 33 输出对应于光学图像的模拟图像信号。35 标引的是物镜系统 32 的光轴。

物镜系统 32 由透明的凸出的光学穹顶 32a、第一透镜支架 32b、第一透镜系统 32c、导杆 32d、第二透镜支架 32e 以及第二透镜 32f 组成。

光学穹顶 32a 被设置在前壳 30 的半球形端中。第一透镜支架 32b 被安装到光学穹顶 32a 的后端，且其朝后是逐渐缩小的。第一透镜系统 32c 被固定到第一透镜支架 32b 上。

导杆 32d 是螺纹杆，其平行于光轴 35 被安装到第一透镜支架 32b 的后端。第二透镜支架 32e 具有内螺纹孔，经其导杆 32d 可螺旋进该孔，这样随着由步进电机和其他次要元件组成的透镜驱动器 36 转动导杆 32d，第二透镜 32f 平行于光轴 35 移动。在第二透镜 32f 平行于光轴 35 移动时，物镜系统 32 的缩放倍数（焦距）改变，因此物镜系统 32 的视野（成像区域）相应地改变。透镜驱动 36 改变了物镜系统 32 的缩放倍数，这样可在给定的缩放倍数和给定的视野下采集每幅图像，其缩放倍数和视野可通过控制命令指定。

在壳 30 和 31 的内部，装配有用于发送和接收无线电波 14a 和 14b 的天线 18、用于照明身体部分的照明光源 38、具有各种电子电路安装在其上的电子电路板 39、扣式电池 40 以及多点测距传感器 41。

多点测距传感器 41 是有源传感器，其由光电发射体单元 41a 和光电传感器单元 41b 组成。每当胶囊内窥镜 11 采集一幅内窥镜图像时，多点测距传感器 41 测量从胶囊内窥镜 11 到主体的多个点的各自距离，该主体也就是身体内部的部分，其与采集到的内窥镜图像对应。如图 3 中所示，多点测距传感器 41 将胶囊内窥镜 11 的成像区域 A 划分为多个测距块 B，其以矩阵排列，同时测量到每个块 B 的代表点 P 的距离。例如，代表点 P 是位于测距块 B 的各自中心，虽然只在图 3 中的测距块 B 的一个中显示点 P，这只是为了避免附图过于复杂。

光电发射体单元 41a 朝着一块测距块 B 的代表点 P 发射近红外线直至预定序列的另一个上。可采用常规的方法朝着各自的代表点 P 发射近红外线。例如，光电发射体单元 41a 能至少在一个方向上转向：围绕胶囊内窥镜 11 的垂直轴旋转的偏转方向，或围绕胶囊内窥镜 11 的水平轴旋转的俯仰方向，因此可采用近红外线以二维的方式扫描成像区域 A。注意从光电发射体单元 41a 发射的光线是不限于近红外线的，还可以是其他波长范围的光线，只要在其范围内不影响成像即可。

近红外线是从光电发射体单元 41a 朝着代表点 P 射出，并从代表点 P

反射，且在光电传感器单元 41b 上被接收。光电传感器单元 41b 是例如位置敏感探测器（PSD）。如现有技术中已知的，例如参见 JPA 2007-264068，当 PSD 接收到从代表点 P 反射来的光线时，PSD 输出电信号，且电信号的大小与从胶囊内窥镜 11 到代表点 P 的距离对应。因此，可将从光电传感器单元 41b 输出的电信号作为距离测量信号。基于距离测量信号，可计算出从胶囊内窥镜 11 到代表点 P 的距离。注意，距离信号转换电路 49（参见图 4）将距离测量信号转换为表示从胶囊内窥镜 11 到代表点 P 的距离的距离信号。

光电发射体单元 41a 朝着测距块 B 的各自代表点 P 依次发射近红外线，这样光电传感器单元 41b 依次接收来自于每个代表点 P 反射的光线，并输出表示从胶囊内窥镜 11 到代表点 P 的各自距离的距离测量信号。这样，多点测距被用来测量到成像区域 A 的各自测距块 B 的代表点 P 的距离。

在图 4 中，CPU（工作控制设备）45 控制胶囊内窥镜 11 的整个工作。CPU 45 是与透镜驱动器 36、多点测距传感器 41、ROM 46、RAM 47、成像驱动器 48、距离信号转换电路 49、调制器电路 50、解调器电路 51、电源电路 52 以及照明装置驱动器 53 相连。

ROM 46 存储用于控制胶囊内窥镜 11 工作的各种程序和数据。CPU 45 从 ROM 46 中读取必需的程序和数据，继而在 RAM 47 上利用它们编制出读取程序。RAM 47 临时存储关于成像条件的数据，该成像条件包括帧速率、缩放倍数（视野）以及曝光值（快门速度和光量），其是通过来自于数据收发器 12 的控制命令指定的。

成像驱动器 48 与成像装置 33 和信号处理电路 54 相连。成像驱动器控制成像装置 33 和信号处理电路 54 的工作，以在由控制命令指定的帧频率和快门速度进行曝光。信号处理电路 54 处理由成像装置 33 输出的模拟图像信号，通过相关双采样、放大和模数转换的方法将该图像信号转换为数字图像数据。信号处理电路 54 还可将图像数据进行伽马校正和其他图像处理。

距离信号转换电路 49 与光电传感器单元 41b 相连，且光电传感器单元 41b 提供距离测量信号。然后距离信号转换电路 49 将各自的距离测量

信号转换为距离信号。距离信号转换电路 49 可通过预定的计算公式或数据表或任何其他的常规方法的方式将距离测量信号转换为距离信号，因此省略转换方法的具体介绍。将距离信号提供给 CPU 45。当 CPU 45 接收到一组表示到成像区域 A 中的各自代表点 P 的距离的距离信号时，CPU 45 将每一组作为成像区域 A 上的多点距离信息的距离信号输出到调制器电路 50。

调制器电路 50 和解调器电路 51 是与收发器电路 55 相连，该收发器电路与天线 18 相连。调制器电路 50 将来自于信号处理电路 54 的数字图像数据和从 CPU 45 输出的多点距离信息调制进无线电波 14a。也就是说，将图像数据和获得图像数据的成像区域 A 的多点距离信息一起调制到无线电波 14a 中。将无线电波 14a 从调制器电路 50 发送到收发器电路 55。收发器电路 55 将无线电波 14a 放大以及进行带通滤波，然后将无线电波 14a 输出到天线 18。收发器电路 55 还将在天线 18 上从数据收发器 12 接收的无线电波 14b 放大并进行带通滤波，然后将无线电波 14b 输出到解调器电路 51。解调器电路 51 将无线电波 14b 解调为原始控制命令，并将控制命令输出到 CPU 45。

电源电路 52 由电池 40 为胶囊内窥镜 11 的各个部件提供电源。照明装置驱动器 53 在 CPU 45 的控制下驱动照明光源 38，使得在控制命令指定的照明光量下采集每幅图像。

如图 5 中所示，CPU 57（控制命令产生装置）控制数据收发器 12 的整个工作。数据总线 58 将 CPU 57 与 ROM 59、RAM 60、调制器电路 61、解调器电路 62、图像处理器电路 63、数据存储器 64、输入界面（I/F）65、位置检测器电路 66、图像分析器电路（判断装置）67 以及数据库 68 相连。

还将数据总线 58 与用于控制 LCD 15 上的显示器的 LCD 驱动器 70、用于在处理器 24 和数据收发器 12 之间经 USB 连接器 71 进行中间数据交换的通信界面（I/F）72、以及用于为数据收发器 12 的各个部件提供电池 73 的电力的电源电路 74 相连。

ROM 59 存储用于控制数据收发器 12 工作的各种程序和数据。CPU 57 从 ROM 59 中读取必要的程序和数据，并在 RAM 60 上展开它们，从

而顺序编制读取程序。CPU 57 还控制数据收发器 12 的各个部件根据经由操作部 16 输入的操作信号工作。

调制器电路 61 和解调器电路 62 是与收发器电路 75 相连的, 该收发器电路与天线 20 相连。调制器电路 61 将控制命令调制为无线电波 14b, 并将无线电波 14b 输出到收发器电路 75。收发器电路 75 将来自于解调器电路 61 的无线电波 14b 放大并进行带通滤波, 然后将无线电波 14b 输出到天线 20。收发器电路 75 还可将在天线 20 上从胶囊内窥镜 11 接收的无线电波 14a 放大并进行带通滤波, 然后将无线电波 14a 输出到解调器电路 62。解调器电路 62 将无线电波 14a 解调为原始图像数据和多点距离信息, 并将图像数据输出到图像处理器电路 63。多点距离信息是临时存储在 RAM 60 或类似物中的。

在通过解调器电路 62 解调时, 图像处理器电路 63 处理图像数据, 且将处理了的图像数据输出到数据存储器 64 和图像分析器电路 67。

数据存储器 64 是, 例如, 具有约 1GB 存储能力的闪存。随着从图像处理器电路 63 连续地输出图像数据, 数据存储器 64 存储并积累该图像数据。数据存储器 64 具有普通图像数据的存储部 64a 和关注图像数据的存储部 64b。普通图像数据的存储部 64a 存储由胶囊内窥镜 11 在常规成像模式下获得的图像数据, 而关注图像数据的存储部 64b 存储由胶囊内窥镜 11 在特殊成像模式下获得的图像数据。

输入界面 65 从电场强度传感器 21 得到测量结果, 并将该结果输出到位置检测器电路 66。位置检测器电路 66 根据电场强度传感器 21 的测量结果检测出患者 10 内部的胶囊内窥镜 11 的当前位置, 并将关于胶囊内窥镜 11 的检测到的位置的信息输出给数据存储器 64, 该信息在下文中称之为成像位置数据。数据存储器 64 记录了与来自于图像处理器电路 63 的图像数据相关的成像位置数据。因为根据来自于胶囊内窥镜 11 的无线电波 14 的场强检测测试体内部的胶囊内窥镜 11 的位置的方法是现有技术中众所周知的, 所以在本说明书中省略了该方法的具体介绍。

在图像处理器电路 63 提供了最新的图像帧的图像数据时, 图像分析器电路 67 分析通过胶囊内窥镜 11 获得的最新的图像帧的图像数据, 以判断图像帧是否包含任何的关注区域 80 (参见图 8), 该关注区域具有与

其周围不同的特征并可将其认作为损伤或类似情况。图像分析器电路 67 配备有剪切处理器 81、图像特征值提取器 82 以及判断部 83。

剪切处理器 81 从 RAM 60 中读取与来自于图像处理器电路 63 的图像数据对应的多点距离信息，根据读取的多点距离信息来处理用于剪切的图像数据。具体地，如图 6、7A 和 7B 中所示，距胶囊内窥镜 11 受限的距离范围 D1 到 D2 ($D1 < D2$) 的区域，被定义为检查区域 C，且在检查区域 C 中的像素是从图像帧中得到。换言之，关于是否在成像区域 A 中存在任何关注的区域 80 的判断是只在检查区域 C 中作出的。注意，在成像区域 A 中除了检查区域 C 之外的其他区域在图 6 和 7 中以阴影线画出。标记 10a 表示身体的消化道，且 R 表示图 7 中胶囊内窥镜 11 的视野。

检查区域 C 的距离范围 D1 到 D2 被界定为将需检查的身体消化道 10a 中的所有区域。具体地，如图 7A 和 7B 中所示，第 N^{th} 个图像帧的成像区域 A(N) 中的检查区域 C(N) 与第 $(N+1)^{\text{th}}$ 个图像帧的成像区域 A(N+1) 中的下一个检查区域 C(N+1) 邻接或重叠，其中 N 为自然数。

剪切处理器 81 从图像帧中剪切或切割出检查区域 C 的图像数据，并将剪切的图像数据临时写入 RAM 60 或类似物中。对于关注区域 80 限制检查区域允许详细地检查限制的图像区域中的内容，其有助于找出类似于损伤的关注区域 80，即使它非常小。虽然可以详细地检查整个成像区域 A，但这需花费大量时间。此外，在成像区域 A(N) 与下一个成像区域 A(N+1) 大量重叠时，如果图像分析器电路 67 检查每幅图像帧的整个区域，则主体的大量区域将多余地检查两遍或更多。

此外，将关注区域 80 需检查的区域限制到每个成像区域 A 的预定距离范围 D1 到 D2，其有助于作出关于在检查区域中是否存在任何损伤的精确判断。由于测试体的内表面的表面情况和颜色，诸如消化道的内壁，在限制的区域中通常是相似的或均匀的，因此较容易从正常部分中区分类似于损伤这样的异常部分。换言之，主体的目标区域越大，连在其正常表面情况和颜色中出现的变化也越大。这样要从正常部分中区分损伤将变得更困难。

图像特征值提取器 82 (参见图 5) 从 RAM 60 读取剪切的图像数据，并提取剪切出的图像数据的图像特征值。如图 8 中所示，特征值提取器

82 将检查区域 C 划分为多个部分，在下文中称作小块 Bs，并从剪切出的图像数据中提取小块 Bs 的各个图像特征值。图像特征值是表示图像数据的特征的数值数据，诸如色调、颜色分布、轮廓分布、形状、光谱频率分布或成分。在本发明的实施例中，在每个小块 Bs 中提取出表示血管图样的图像特征值。注意小块 Bs 的大小可等同于测距块 B 或者具有比测距块 B 更小的尺寸。

作为表示血管图样的图像特征值的实例，可参考“血管边缘的方向分布”以及“数量分布”。“血管边缘的方向分布”表示血管边缘朝着哪个方向延伸的方向分布。更具体地，在检查区域 C 中的所有血管以恒定的间隔分段，并将检测出的血管段的方向（0 到 180 度）的分布作为血管边缘的方向分布，其中适合的方向是预先确定的参考方向（0 度）。

为了检测“数量分布”，将 3×3 像素大小的四个方向导数滤子应用于每个目标像素，从四个方向的导数滤子的每一个中得到的输出值之间获得最大的绝对值，如同 JPA 09-138471 中公开的实例，尤其是该现有技术的图 4 中公开的。然后，将最大值的分布看作数量分布。此外，其可以在各个方向中使用数量分布。也可采用其他的已知的设备，诸如 prewitt 滤子或 Sobal 滤子，作为方向导数滤子。

既然提取血管图样的图像特征值的方法是现有技术中众所周知的，则这种方法的介绍将被省略。在从剪切出的图像数据中提取到小块 Bs 的图像特征值之后，图像特征值提取器 82 将这些图像特征值临时写入 RAM 60 中。

判断部 83 从 RAM 60 读出检查区域 C 的小块 Bs 的图像特征值，将这些图像特征值比较，从而判断在检查区域 C 中是否存在任何类似于损伤的关注区域 80。与关注区域 80 对应的这种小块 Bs 的图像特征值与正常区域 85 对应的其他小块 Bs 的图像特征值有很大不同。因此，如果在检查区域 C 中存在关注区域 80，则在检查区域 C 中的一些小块 Bs 具有不同于其他小块 Bs 含有的图像特征值。即，如果在检查区域 C 中存在关注区域 80，则检查区域 C 包括与其他小块 Bs 不太相似的一簇小块 Bs。

于是判断部 83 将小块 Bs 的图像特征值彼此之间进行比较，且当存在一簇小块 Bs 其图像特征值不同于其他小块 Bs 的这些值且达到超过预

定阈值的这种程度时，判定在检查区域 C 中存在关注区域 80。例如，当一些小块 Bs 具有与其相邻的小块 Bs 那些明显不同的图像特征值时，判断部 83 判定在检查区域 C 中存在关注区域 80。这种情况下，判断部 83 计算出每一对邻接的小块 Bs 的图像特征值之间的差值，并将计算出的差值与各自的阈值比较。如果所有的差值都小于阈值，则判断部 83 判定在检查区域 C 中没有关注区域 80。

当损伤延续超过整个检查区域 C 时，判断部 83 将获得同样的结果。损伤是否延续超过整个检查区域 C，可通过参考被判定为不具有损伤或关注区域 80 的之前图像帧的图像特征值来确定。然而，由于发生这种情况的可能性非常低，本发明的实施例指定当计算的差值没有一个达到或超过阈值时，判定在检查区域 C 中没有关注区域 80。

当一些计算出的差值达到或超过阈值时，判断部 83 判定在检查区域 C 中存在关注区域 80。在这种情况下，图像特征值间的差值达到或超过阈值的一对小块 Bs 之间的边缘，被认定为关注区域 80 和不是损伤的其他正常区域 85 之间的边缘。也就是说，这对小块 Bs 中的一个属于关注区域 80，而该对中的另一个小块 Bs 属于正常区域 85。

当一对邻接的小块 Bs 之间的图像特征值的差值低于预定的阈值时，判断部 83 认为这两小块 Bs 属于同样的部分或组。因此，如果邻接的小块 Bs 之间算出的差值中的任意一个不低于阈值时，将检查区域 C 划分为至少两个小部分：关注区域 80 和正常区域 85。然后，判断部 83 确定检查区域 C 的哪一个小部分是关注区域 80。即，当其之间算出的差值达到或超过阈值时，判断部 83 确定邻接的两小块 Bs 中哪一个应属于关注区域 80。

例如，既然关注区域 80 极少情况下才比正常区域 85 大，因此其很可能将最大的小部分确定为正常区域 85，同时将其他小部分确定为关注区域 80。可选择地，其可利用之前图像帧的检查区域 C 上的判断结果。具体地，每当判断部 83 判定在检查区域 C 中没有关注区域 80 时，判断部 83 将这个检查区域 C 中的任意小块 Bs 的图像特征值写入 RAM 60。由于身体消化道 10a 的内壁的表面情况和颜色在限制的区域 85 内改变较小，所以最新的图像帧的正常区域 85 的图像特征值与被写入 RAM 60 中的图

像特征值区别很小。因此，在两个或多个小部分之间，具有这种图像特征值的一个与被写入 RAM 60 中的图像特征值区别很小时，将这个视为正常区域 85，并将其他一小部分或多个小部分确定为关注区域 80。这样，可将组成关注区域 80 的这些小块 Bs 与其他块区分开。然而，区分关注区域 80 的方法不限于本发明的实施例。

至此所介绍的，判断部 83 能判断在最新或当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80。如果在检查区域 C 中存在关注区域 80，则判断部 83 能通过上述方式区分出组成关注区域 80 的小块 Bs。将通过判断部 83 得到的判断和区分的结果提供给 CPU 57。当在检查区域 C 中存在关注区域 80 时，CPU 57 为胶囊内窥镜 11 选择特殊成像模式，或者当在检查区域 C 中不存在关注区域 80 时，为胶囊内窥镜 11 选择常规成像模式。注意，以稍后参考图 14 所阐述的方式，可将组成关注区域 80 的那些小块 Bs 的区分用于第三实施例中，其也可用来在工作站 13 的监视器 26 上显示标记或表示关注区域 80 的类似物。

接下来，参考图 9 来介绍用于选择胶囊内窥镜 11 的成像模式的程序，该程序在数据收发器 12 中执行。当内窥镜检查开始时，胶囊内窥镜 11 的成像装置 33 从在视野中的主体采集图像，该视野也就是成像区域 A，同时多点测距传感器 41 完成成像区域 A 的多点测距。将在成像区域 A 上采集的图像的图像数据和多点距离信息以无线电波 14a 的方式从胶囊内窥镜 11 发送至数据收发器 12。

数据收发器 12 在天线 20 上接收无线电波 14a，并将其经收发器电路 75 传输到解调器电路 62，从而将其解调为原始图像数据和多点距离信息。图像数据被输出到图像处理电路 63，同时多点距离信息被存储在 RAM 60 中。在图像处理电路 63 中对图像数据进行各种图像处理，之后，输出至图像分析器电路 67。

图像分析器电路 67 的剪切处理器 81 从 RAM 60 读取多点距离信息，其对应于从图像处理电路 63 中提供的图像数据。基于读取的多点距离信息，剪切处理器 81 确定检查区域 C，剪切图像数据从而将检查区域 C 切割出来。剪切的图像数据被临时写入 RAM 60 中。图像特征值提取器 82 从 RAM 60 中读出剪切的图像数据。

图像特征值提取器 82 将与图像数据的剪切部分对应的检查区域 C 划分为多个小块 Bs，并从剪切的图像数据中提取小块 Bs 的各个图像特征值。提取的小块 Bs 的图像特征值被临时写入 RAM 60。判断部 83 从 RAM 60 中读出小块 Bs 的图像特征值。

判断部 83 计算邻接的每一对小块 Bs 之间的图像特征值的差值，根据算出的任意差值是否达到或超过其阈值，来判断在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80。换言之，根据关于在检查区域 C 中的图像特征值是否存在相对变化的判断结果，即这种小块 Bs 是否不太与其他小块相似的判断结果，判断部作出关于在检查区域 C 中是否存在关注区域 80 的判断。

当判断部 83 判定当前图像帧的检查区域 C 包含关注区域 80 时，判断部 83 能通过上述的方法区分出那些组成关注区域 80 的小块 Bs。判断部 83 将判断结果和区分出的小块 Bs 的数据输出给 CPU 57。

当判断部 83 判定在当前图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80 时，CPU 57 为胶囊内窥镜 11 选择特殊成像模式。当判断部 83 判定在当前图像帧的检查区域 C 中不存在关注区域 80 时，CPU 57 为胶囊内窥镜 11 选择常规成像模式。以如上述相同的方式，每当数据收发器 12 从胶囊内窥镜 11 接收了新的一帧图像数据时，数据收发器 12 重复成像模式选择处理。

注意，即使在胶囊内窥镜 11 被选择为特殊成像模式之后，仍重复上述的成像模式选择处理。但是如果在特殊成像模式中得到的内窥镜图像（图像数据）的成像区域 A 比检查区域更窄，则跳过剪切处理，该检查区域也就是从 D1 到 D2（参见图 7）的距离范围。

返回参见图 5，在根据判断部作出的判定结果选择成像模式之后，根据选择的成像模式，参照数据库 68 中的成像条件表 87，CPU 57 确定成像条件：缩放倍数（视野）、帧频率、曝光值（快门速度和光照量）。

如图 10 中所示，成像条件表 87 定义了常规成像模式的成像条件以及特殊成像模式的成像条件，其中对于特殊成像模式准备了多个组的成像条件，这是因为胶囊内窥镜 11 在特殊成像模式中逐步改变缩放倍数和曝光值同时采集图像。

作为帧频率 F (fps: 每秒的帧数), 对于特殊成像模式预设的 F_b 是比对于常规成像模式预设的帧频率 F_a 更高的值。这样在特殊成像模式下即使胶囊内窥镜 11 突然更快的移动, 胶囊内窥镜 11 也将不会出现未能采集到关注区域 80 的图像。高的帧频率 F_b 使得胶囊内窥镜 11 能在从关注区域 80 进入物镜系统 32 的视野直到关注区域 80 离开该视野的阶段采集到关注区域 80 更多的内窥镜图像, 这样在逐步改变缩放倍数和曝光值同时可采集到关注区域 80 的图像。对于常规成像模式低的帧频率 F_a 可减少胶囊内窥镜 11 的能耗, 还可减少从关注区域 80 的外面采集的内窥镜图像的数目, 也就是对于诊断非必要的图像的数目。

作为缩放倍数 Z , 对于常规成像模式的值 Z_a 被预设广角侧, 而为了在特殊成像模式中获得超过关注区域 80 更大的图像, 对于特殊成像模式的值 Z_{b1} 、 Z_{b2} 、 Z_{b3} ... 被预设长焦侧。此外, 在特殊成像模式中, 将缩放倍数从长焦侧朝着广角侧逐步地改变, 反之亦然。因此, 无论在检查区域 C 中是否存在关注区域 80, 至少可采集到处于最优的缩放倍数下的关注区域 80 的图像, 最优的缩放倍数也就是最大的图像放大倍数。

既然胶囊内窥镜 11 是在经过消化道 10a 的移动中采集图像, 则有可能在胶囊内窥镜 11 开始以特殊成像模式成像之前, 关注区域 80 已经处于物镜系统 32 的视野之外。因此, 为了在特殊成像模式中提供比在常规成像模式中更宽的视野, 对于特殊成像模式的缩放倍数 Z_{b1} 、 Z_{b2} 、 Z_{b3} ... 中的至少一个被设定为比对于常规成像模式的缩放倍数 Z_a 更接近广角终端。

根据快门速度 S (1/sec) 和光照量 I 来确定曝光值, 该光照量由供给照明光源 38 的驱动电流 (mA) 来控制。快门速度 S 和照明光量 I 在常规成像模式中是固定的: $S = S_a$ 和 $I = I_a$ 。另一方面, 在特殊成像模式中, 快门速度 S 和照明光量 I 是逐步地增加: $S = S_{b1}, S_{b2}, S_{b3}$..., $I = I_{b1}, I_{b2}, I_{b3}$...。由于胶囊内窥镜 11 是在经过消化道 10a 的移动中采集图像, 入射到包括关注区域 80 的主体上的光照条件随着胶囊内窥镜 11 的姿态变化而改变。在逐步改变曝光值 (快门速度 S 和光照量 I) 的情况下采集图像将使得至少一个采集的图像的曝光条件适合。在常规成像模式中, 快门速度 S 和光照量 I 优选设定为比在特殊成像模式中更低的水平 S_a 和 I_a , 这是因为

其可减少胶囊内窥镜 11 的能耗。

如图 5 中所示, CPU 57 根据判断部的判断结果和成像条件表 87 来选择胶囊内窥镜 11 的成像模式, 并根据选择的成像模式决定成像条件。然后, CPU 57 将与确定的成像条件对应的控制命令输出到调制器电路 61。调制器电路 61 将控制命令调制为无线电波 14b, 并将其经收发器电路 75 输出到天线 20。因此, 可将控制命令从数据收发器 12 无线地发送到胶囊内窥镜 11。

如图 4 所示, 在胶囊内窥镜 11 的天线 18 上接收无线电波 14b, 其经过收发器电路 55 和解调器电路 51 被解调为原始控制命令。将控制命令输出到 CPU 45, 这样由控制命令指定的缩放倍数(视野)、帧频率、曝光值(快门速度和光照量)被临时写入 RAM 47 中。

成像驱动器 48 从 RAM 47 读取帧频率和快门速度, 并控制成像装置 33 和信号处理电路 54, 使得内窥镜图像是在由控制命令指定的帧频率和快门速度下采集的。

透镜驱动器 36 从 RAM 47 读取缩放倍数, 并通过移动第二透镜 32f 调节物镜系统 32 的长度, 使得内窥镜图像是在由控制命令指定的缩放倍数下采集的。

照明装置驱动器 53 从 RAM 47 读取光照量, 并控制提供给照明光源 38 的驱动电流, 使得内窥镜图像是在由控制命令指定的光照量下采集的。因此, 胶囊内窥镜 11 是在由控制命令指定的成像条件下采集内窥镜图像的。

此外, 在特殊成像模式中, 为了逐步改变快门速度、缩放倍数以及光照量, 成像装置 48、透镜驱动器 36 和照明装置驱动器 53 分别控制成像装置 33、信号处理电路 54、第二透镜 32f 和照明光源 38。

上面描述的一系列工作流程为: (1) 由胶囊内窥镜 11 采集图像, (2) 将内窥镜图像发送给数据收发器 12, (3) 选择成像模式, (4) 产生控制命令, (5) 将控制命令发送给胶囊内窥镜 11, 以及 (6) 基于控制命令控制胶囊内窥镜 11 的各个部件的工作, 其重复循环直至内窥镜检查结束时将结束命令从数据收发器 12 发送给胶囊内窥镜 11。与胶囊内窥镜 11 的移动速度相比, 这些工序的执行速度足够快。这样在关注区域 80 脱离胶

囊内窥镜 11 的视野之前，一旦在常规成像模式中发现了关注区域 80，就将胶囊内窥镜 11 选择为特殊成像模式。

如图 11 中所示，工作站 13 的整个工作是在 CPU 90 的控制下的。CPU 90 经由数据总线 91 与用于控制 LCD 26 的 LCD 驱动器 92、用于在工作站 13 和数据收发器 12 之间经 USB 连接器 93 进行中间数据交换的通信接口 (I/F) 94、数据存储器 95 和 RAM 96 相连。

数据存储器 95 存储从数据收发器 12 的关注图像数据存储部 64b 获得的图像数据。数据存储器 95 还存储对于工作站 13 工作所需的各种程序和数据、辅助医生作出诊断的软件程序、以及根据单个患者存储的诊断信息。RAM 96 临时存储那些从数据存储器 95 读取的数据，以及在各种计算处理中产生的中间数据。当启动辅助软件时，例如在 LCD 26 上显示辅助软件的工作窗口。在这个窗口上，医生可通过操作部 25 显示以及编辑一些图像，或者输入诊断信息。

现在，上述配置的胶囊内窥镜检查系统 2 的工作将参照图 12 进行介绍。在内窥镜检查之前，医生给患者 10 套上防护衬衫 19、天线 20 以及数据收发器 12，然后打开胶囊内窥镜 11。

当患者 10 已经吞下胶囊内窥镜 11 并已准备好内窥镜检查时，胶囊内窥镜 11 以常规成像模式开始采集主体的图像，该主体也就是患者消化道的内部。照明光源 38 照亮主体，通过物镜系统 32 在成像装置 33 的成像表面上形成主体的光学图像，所以成像装置 33 输出与光学图像对应的模拟图像信号。将该图像信号传递给信号处理电路 54，经过相关双采样、放大和模数转换将该图像信号转换为数字图像数据。参照图 4 如上面描述的可将图像数据进行各种图像处理。

随着内窥镜检查的开始，多点测距传感器 41 开始多点测距，其中多点测距传感器 41 将成像区域 A 划分为 $M \times N$ 矩阵的测距块 B，并测量从胶囊内窥镜 11 到测距块 B 的各个代表点 P 的距离。多点测距传感器 41 将距离测量信号输出给距离信号转换电路 49，其将距离测量信号转换为距离信号，并将该距离信号输出到 CPU 45。CPU 45 将作为多点距离信息的成像区域 A 的所有代表点 P 的距离信号输出到调制器电路 50。

在调制器电路 50 中将从信号处理电路 54 输出的数字图像数据和从

CPU 45 输出的多点距离信息调制为无线电波 14a。在收发器电路 55 中将调制的无线电波 14a 放大并进行带通滤波，然后从天线 18 将该无线电波 14a 发出。因此，将关于成像区域 A 的图像数据和多点距离信息从胶囊内窥镜 11 无线地发送给数据收发器 12，其中图像数据是从该成像区域 A 上获得的。同时，附着到天线 20 的电场强度传感器 21 测量来自于胶囊内窥镜 11 的无线电波 14a 的电场强度，并将测量结果输入数据收发器 12 的位置检测器电路 66 中。

在数据收发器 12 的天线 20 上接收无线电波 14a，经收发器电路 75 将该无线电波 14a 提供给解调器电路 62，解调器电路 62 将无线电波 14a 解调为原始图像数据和多点距离信息。在图像处理器电路 63 中可对解调的图像数据进行各种图像处理，并将其输出给图像分析器电路 67 和数据存储器 64。解调的多点距离信息被临时写入 RAM 60 中。

位置检测器电路 66 根据电场强度传感器 21 的测量结果检测患者 10 体内的胶囊内窥镜 11 的当前位置，并将检测的当前位置作为成像位置数据输出给数据存储器 64。数据存储器 64 记录与来自于图像处理器电路 63 的图像数据有关的成像位置数据。在常规成像模式中获得的图像数据被存储在常规图像数据的存储部 64a 中。注意，存储在常规图像数据的存储部 64a 中的图像数据可被进行适当的减小数据量的处理例如数据压缩处理。

每当将从图像处理电路 63 得到的图像数据提供给图像分析器电路 67 时，图像分析器电路 67 从 RAM 60 读取与图像数据对应的多点距离信息。然后，包括剪切处理器 81、图像特征值提取器 82 和判断部 83 的图像分析器电路 67 执行成像模式选择处理，成像模式选择处理是如上面参考图 9 所描述的：(a) 剪切出检查区域 C 的图像数据，(b) 提取各个小块 Bs 的图像特征值，(c) 判断在检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80，以及，如果存在一个关注区域，(d) 区分出组成关注区域 80 的那些小块 Bs。

图像分析器电路 67 输出关于是否存在任何关注区域 80 的判断结果，如果存在一个关注区域，则输出被区分的组成关注区域 80 的小块 Bs 的数据。根据图像分析器电路 67 的判断结果，CPU 57 选择出胶囊内窥镜

11 的成像模式，并根据选择的成像模式参考数据库 68 的成像条件表 87 来确定成像条件，参见图 10。然后，CPU 57 产生指定确定的成像条件的控制命令，并将该控制命令输出给调制器电路 61。调制器电路 61 将控制命令调制为无线电波 14b，经收发器电路 75 将其输出至天线 20。因此，可将控制命令从数据收发器 12 无线地发送给胶囊内窥镜 11。

在胶囊内窥镜 11 的天线 18 上接收无线电波 14b，经收发器电路 55 和解调器电路 51 将无线电波 14b 解调为原始控制命令。然后，将控制命令输出至 CPU 45。结果，由控制命令指定的成像条件，也就是帧频率、缩放倍数和曝光值（快门速度和光照量），被临时写入 RAM 47 中。

成像驱动器 48 控制成像装置 33 和图像处理电路 54，以致于在由控制命令指定的帧频率和快门速度下采集内窥镜图像。透镜驱动器 36 控制物镜系统 32，以致于在由控制命令指定的缩放倍数下采集内窥镜图像。照明装置驱动器 53 控制提供给照明光源 38 的驱动电流，以致于在由控制命令指定的光照量下采集内窥镜图像。

因此，如果在以常规成像模式最新获得的内窥镜图像（图像数据帧）的检查区域 C 中存在关注区域 80，则胶囊内窥镜 11 启动以特殊成像模式采集关注区域 80 的图像。具体地，在逐步改变缩放倍数和曝光值时，胶囊内窥镜 11 以更高的帧频率采集关注区域 80 的图像。因此，至少一幅采集的图像将细致地重现关注区域 80。通过特殊成像模式得到的图像数据被存储在数据收发器 12 的数据部 64 的关注图像数据的存储部 64b 中。

如果在检查区域 C 中不存在关注区域 80，则胶囊内窥镜 11 继续以常规成像模式采集图像。由于与特殊成像模式相比，在常规成像模式中保持较低水平的帧频率、快门速度和光照量，因此胶囊内窥镜 11 的能耗被降低。

当判断部 83 判定在以特殊成像模式得到的最新图像帧的检查区域 C 中不存在关注区域 80 时，其意味着关注区域 80 已脱离胶囊内窥镜 11 的视野。然后，数据收发器 12 产生用于将胶囊内窥镜 11 重设为常规成像模式的控制命令，并将该控制命令无线地发送给胶囊内窥镜 11。因此，将胶囊内窥镜 11 从特殊成像模式转变为常规成像模式。

此后，如上面描述的相同工作：（1）由胶囊内窥镜 11 采集图像，（2）

将内窥镜图像发送给数据收发器 12, (3) 选择成像模式, (4) 产生控制命令, (5) 将控制命令发送给胶囊内窥镜 11, 以及 (6) 根据控制命令控制胶囊内窥镜 11 的各个部件的工作, 被重复循环直至内窥镜检查结束时将结束命令从数据收发器 12 发送给胶囊内窥镜 11。

为了完成内窥镜检查, 将数据收发器 12 经 USB 线缆 27 与处理器 24 相连, 从而将图像数据从数据收发器 12 的数据存储器 64 的关注图像数据的存储器 64b 中传输至处理器 24。然后, 医生操作操作部 25 以在 LCD 26 上连续地显示关注区域 80 的精细的内窥镜图像来判读它们, 该精细的内窥镜图像是在特殊成像模式下获得的。

如至此所描述的, 在本实施例的胶囊内窥镜检查系统 2 中, 将由胶囊内窥镜 11 在当前获得的每个内窥镜图像帧的检查区域 C 划分为小块 Bs, 将从一个小块 Bs 中提取的图像特征值与从其他小块 Bs 中提取的那些图像特征值进行比较, 从而检查图像特征值的相对变化。根据相对变化, 胶囊内窥镜检查系统 2 作出关于在检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断。因此, 胶囊内窥镜检查系统 2 在不需任何有关患者过去诊断的诊断信息或有关常规病例的病例信息下能准确确定关注区域 80。此外, 胶囊内窥镜检查系统 2 能识别出这样的损伤, 即这样的损伤与病例信息中所示的损伤的常规图像不同。因为胶囊内窥镜检查系统 2 不需要诊断信息或病例信息, 所以也不需要考虑在当前内窥镜检查中使用的内窥镜与获得诊断信息或病例信息中使用的内窥镜的差别。

现在介绍本发明的第二个实施例, 其作出关于在检查区域 C 中是否存在任何关注区域的判断的方法不同于上述的第一个实施例。

如第一个实施例, 第二实施例将当前图像帧的检查区域 C 划分为小块 Bs, 并从检查区域 C 的剪切的图像数据中提取小块 Bs 的图像特征值。然而, 在第二实施例中, 关于在检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判定是, 根据最新或当前图像帧的小块 Bs 的图像特征值与在当前图像帧之前立即获得的之前的图像帧的小块 Bs 的图像特征值之间的相似度作出的。因为第二实施例可具有与第一实施例相同的结构, 只在分析图像数据的方式上不同于第一实施例, 所以第二实施例将参考用于第一实施例的相同附图进行介绍。

在第二实施例的数据收发器 12 中, RAM 60 或其他存储设备存储当前图像帧的小块 Bs 的图像特征值以及之前图像帧的小块 Bs 的图像特征值, 其通过图像分析器电路 67 的图像特征值提取器 82 提取。每当数据收发器 12 从胶囊内窥镜 11 新近接收了图像数据时, 用从新的图像数据中提取的这些图像特征值替换之前图像帧的图像特征值。因此, RAM 60 总是存储最新的和之前的图像帧的各自检查区域 C 的两组图像特征值。

图像分析器电路 67 从 RAM 60 读取图像特征值, 从而计算当前图像帧的每个小块 Bs 与之前图像帧对应的小块 Bs 之间的图像特征值中的差值。例如, 对应的小块 Bs 是指定位在之前图像帧的检查区域 C 中与当前图像帧的一小块 Bs 处于相同位置(坐标位置)的小块。判断部检查任意一个算出的差值是否达到或超出预定的阈值。也就是说, 判断部检查当前图像帧的检查区域 C 中是否存在这种小块 Bs, 即这种小块具有与之前图像帧的对应小块 Bs 所具有的不同的图像特征值。

当算出的差值没有达到或超出阈值时, 判断部判定在当前图像帧的检查区域 C 中包含的图像部分与之前图像帧的检查区域 C 中包含的图像部分相似。然后, 如果判断部已经判定在之前的图像帧的检查区域 C 中没有关注区域 80, 则判断部判定在当前的图像帧的检查区域 C 中也没有关注区域 80。相反地, 如果判断部已经判定在之前的图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80, 则判断部判定在当前的图像帧的检查区域 C 中也存在关注区域 80。这意味着, 关注区域 80 存在于在当前图像帧的检查区域 C 中的位置(小块 Bs)与在之前图像帧的检查区域 C 中的位置(小块 Bs)相同。这样例如当胶囊内窥镜 11 在消化道 10a 中停滞时, 或当损伤(关注区域 80)延续超出大面积的消化道 10a 时, 也可以得到结果。

另一方面, 当某些算出的差值达到或超出阈值时, 判断部判定当前图像帧具有的一些小块 Bs, 其图像特征值不同于之前图像帧的相同小块 Bs 的这些值, 同时当前图像帧的检查区域 C 中包含的图像部分与之前图像帧的检查区域中包含的图像部分是不相似的。因此, 如果判断部已经判定在之前图像帧的检查区域 C 中没有关注区域 80, 则判断部判定在当前图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80。这样, 具有改变了的图像特征值的那些小块 Bs 可被认为组成了关注区域 80。相反地, 如果判断部

已经判定在之前图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80, 则认为在当前图像帧中可能不存在关注区域 80, 或者在当前图像帧中可能存在损伤或关注区域 80, 但是其存在于与之前图像帧的关注区域 80 不同的位置或者具有不同轮廓。因此, 在这种情况下, 优选地根据当前帧的小块 Bs 之间的图像特征值的相似性检查在当前帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域, 该检查是以第一实施例所介绍的相同方法完成的。

注意只在当前图像帧是以与之前图像帧相同的成像模式获得的时, 才可采用根据第二实施例的判断方法。如果当前图像帧是以常规成像模式获得, 而之前图像帧是以特殊成像模式获得, 或者相反的情况, 则由于缩放倍数和曝光值的不同, 当前图像帧的品质是不同于之前图像帧的。因此, 通过将以相互不同的成像模式获取的当前和之前的图像帧进行比较是很难区分出关注区域 80 的。在这种情况下, 关于关注区域 80 是否存在的判断应根据第一实施例的方法作出。

将判断部的判断结果提供给 CPU 57。CPU 57 根据当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 来选择胶囊内窥镜 11 的成像模式, 其是以上述的方法进行的。

接下来, 参照图 13 来介绍第二实施例的成像模式选择处理。当内窥镜检查开始时, 胶囊内窥镜 11 是以常规成像模式开始采集对象的图像, 还启动了多点测距。因此, 胶囊内窥镜 11 将采集的图像的图像数据和多点距离信息连续地无线地发送到数据收发器 12。当数据收发器 12 接收第一图像帧的图像数据时, 剪切处理器 81 将图像数据片段从检查区域 C 中剪切下来, 且图像特征提取器 82 提取出小块 Bs 的各自图像特征值, 其是以根据第一实施例描述的方式进行的。提取的第一图像帧的小块 Bs 的图像特征值被写入 RAM 60 中。

对于第一或初始图像帧, 关于在检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断优选地是根据第一实施例的方法作出。注意, 下面的介绍是基于假设在第一图像帧的检查区域 C 中没有关注区域 80。

在第二或下一个图像帧的检查区域 C 的所有小块 Bs 的图像特征值被写入 RAM 60 中之后, 判断部从 RAM 60 中读取第二和第一图像帧的图像特征值, 从而计算第二或当前图像帧的每个单独小块 Bs 与第一或之前

图像帧的对应小块 Bs 之间的图像特征值中的差值。

当算出的差值没有一个达到或超出阈值时，则判断部判定在当前或第二图像帧的检查区域 C 中包含的图像部分与之前或第一图像帧的检查区域中包含的图像部分相似。由于在第一图像帧的检查区域 C 中没有关注区域 80，所以判断部判定在第二图像帧的检查区域 C 中不存在关注区域 80。

另一方面，当某些算出的差值达到或超出阈值时，判断部判定第二图像帧包含的这样一些小块 Bs，其图像特征值不同于第一图像帧的相同小块 Bs 的那些特征值。那么，因为在第一图像帧的检查区域 C 中没有关注区域 80，所以判断部判定在第二图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80，并将那些具有变化的图像特征值的小块 Bs 区分出来，这样的小块组成了关注区域 80。

判断部将判断结果和区分出的小块 Bs 的数据输出到 CPU 57。CPU 57 根据第二图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 来选择胶囊内窥镜 11 的成像模式。

对于接下来的图像帧，每当数据收发器 12 从胶囊内窥镜 11 接收到新图像帧的图像数据时，判断部计算第 N^{th} 个或当前图像帧的各个小块 Bs 和第 $(N-1)^{\text{th}}$ 个或之前图像帧的对应的各个小块 Bs 之间的图像特征值的差值，根据算出的差值，以上述相同的方式来判断检查区域 C 中是否有关注区域 80。

如上所述，如果在判定在之前或第 $(N-1)^{\text{th}}$ 个图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80 之后，一些计算出的差值达到或超出阈值，判断部 83 根据第一实施例的方法作出关于在当前或第 N^{th} 个图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断。同样地，当第 N^{th} 个图像帧和第 $(N-1)^{\text{th}}$ 个图像帧是以彼此不同的成像模式得到的时，关于第 N^{th} 个图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断是根据第一实施例的方法作出的。

如至此所描述的，根据第二实施例，关于在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断是通过将当前图像帧与之前图像帧进行比较作出的，其比较是关于在当前图像帧中是否存在任何小块 Bs，其

图像特征值不同于在之前图像帧中的对应小块 Bs 所具有的这些特征值。因此，第二实施例能达到与根据第一实施例所述的相同的效果。

接下来，将介绍本发明的第三实施例。虽然所描述的第一和第二实施例是假设胶囊内窥镜 11 的物镜系统 32 的光轴 35 被固定在与胶囊内窥镜 11 的纵向平行的方向上，但本发明不限于这种结构。根据第三实施例，当检测到关注区域 80 时，将物镜系统 32 的光轴 35 转向朝着关注区域 80 的方向，并将胶囊内窥镜 11 转变到特殊成像模式。

为了改变光轴 35 的方向，如图 14 中所示，胶囊内窥镜 11 配备有贮存盒 98 以及用于贮存盒 98 的摇摆机构 99，贮存盒 98 内包含物镜系统 32、成像装置 33、照明光源 38、多点测距传感器 41 以及其他对于成像所必需的部件。摇摆机构 99 摇摆贮存盒 98，以在适合方向上使物镜系统 32 的光轴 35 倾斜。因为是现有技术中众所周知的，所以将省略摇摆机构 99 的介绍。

参照图 8 所描述的，当判定在检查区域 C 中存在关注区域 80 时，区分出组成关注区域 80 的小块 Bs。于是，需确定关注区域 80 偏离检查区域 C 中心多少以及在什么方向上偏离，检查区域 C 的中心也就是成像区域 A 的中心，其在常规成像模式中物镜系统 32 的光轴 35 上。

例如，通过图像分析器电路 67，可确定关注区域 80 从检查区域 C 的中心偏离的方向和数量。对于偏离量，可检测从中心到关注区域 80 的小块 Bs 或块 B 的数量。根据偏离量，图像分析器电路 67 确定出光轴 35 从在常规成像模式中的位置朝向关注区域 80 倾斜的角度。可通过测量预先设定光轴 35 基于关注区域 80 的偏离量的倾斜角度。

当光轴 35 的倾斜角度和方向被确定时，数据收发器 12 的 CPU 57 根据光轴 35 的倾斜角度和方向、以及成像条件产生控制命令，光轴 35 的倾斜角度和方向在下文中称作为光轴调节信息，成像条件参照第一实施例所述的方式确定。控制命令被无线地发送至胶囊内窥镜 11，这样胶囊内窥镜 11 的 CPU 45 根据作为控制命令所接收的光轴调节信息来控制摇摆机构 99 以摇摆贮存盒 98，从而使得物镜系统 32 的光轴 35 倾斜。由此，物镜系统 32 的方向是朝向关注区域 80。

如图 15 中所示，与在常规成像模式中的视野 R1(如虚线所示)相比，

在特殊成像模式中通过将物镜系统 32 的光轴 35 指向关注区域 80，物镜系统 32 获得相当窄的视野 R2，如实线所示。因此，在特殊成像模式中，胶囊内窥镜 11 将关注于关注区域 80 采集图像。结果，相对于在第一实施例中获得的关注区域 80 的内窥镜图像，可以获得放大得更大的且更详尽的关注区域 80 的内窥镜图像。

接下来将介绍本发明的第四实施例。虽然在第一和第二实施例中使用的胶囊内窥镜 11 仅在前壳 30 一侧具有物镜系统 32、成像装置 33、照明光源 38 以及多点测距传感器 41，但本发明不限于这些实施例。例如，如图 16 中所示，除了在其前壳 30 一侧的物镜系统 32、成像装置 33、照明光源 38 以及多点测距传感器 41 以外，胶囊内窥镜 100 在其后壳 101 一侧还具有物镜系统 102、成像装置 103、照明光源 104 以及由光电发射体单元 105 和光电传感器单元 105b 组成的多点测距传感器 105。无疑，前壳 30 和后壳 101 都是透明的。物镜系统 32 和 102、成像装置 33 和 103、照明光源 38 和 104、以及多点测距传感器 41 和 105 分别具有与第一实施例所述的相同结构。因此，这些元件的描述将省略。由 106 表示物镜系统 102 的光轴。

具有处于对立侧的成像装置 33 和 103，胶囊内窥镜 100 经这些成像装置 33 和 103 中的一个采集图像：在胶囊内窥镜 100 的移动方向上面对前方的一个采用常规成像模式，而在胶囊内窥镜 100 的移动方向上面对后方的另一个采用特殊成像模式。

接下来的介绍是基于这样的假设，即胶囊内窥镜 100 是经消化道 10a 在基本平行于光轴 35 和 106 的方向上移动，且胶囊内窥镜 100 可使得它的前壳 30 向前移动或者使得它的后壳 101 向前移动。通过设置在胶囊内窥镜 100 中的移动方向检测器或姿态传感器 107 检测胶囊内窥镜 100 是使得它的前壳 30 向前移动还是使得它的后壳 101 向前移动的。移动方向检测器 107 可以是例如单轴加速度器。移动方向检测器 107 的检测结果，在下文中称之为移动方向数据，与图像数据和多点测距信息一起被依次发送给数据收发器 12。在下文中，我们将给出说明，胶囊内窥镜 100 当其前进为其前壳 30 朝着前方时即在第一方向 S1 上的移动，当其前进为其后壳 101 朝着前方时即在第二方向 S2 上的移动，如图 16 中的箭头所

指。

不用移动方向检测器 107 时,可根据由成像装置 33 或 103 依次获得的内窥镜图像中跟随时间的变化来检测胶囊内窥镜 100 的移动方向。因为现有技术中众所周知,因此将省略检测胶囊内窥镜的移动方向的处理。

根据来自于移动方向检测器 107 的移动方向数据,数据收发器 12 的 CPU 57 (参见图 5) 产生控制命令用于驱动成像装置 33 以在常规成像模式下采集主体的图像,此时胶囊内窥镜 100 是在第一方向 S1 上移动。另一方面,当胶囊内窥镜 100 是在第二方向 S2 上移动时,数据收发器 12 的 CPU 57 (参见图 5) 产生控制命令用于驱动成像装置 103 以在常规成像模式下采集主体的图像。在此同时,CPU 57 产生另外的控制命令用于中断在胶囊内窥镜 100 的移动方向上处于后方的成像装置成像。由 CPU 57 产生的控制命令被无线地发送到胶囊内窥镜 100。这样,在移动方向上处于前方的成像装置以常规成像模式采集主体的图像,而后方的成像装置停止成像。

因此,如图 17A 中所示,当胶囊内窥镜 100 在第一方向 S1 上移动时,成像装置 33 以常规成像模式采集主体的图像,并将图像数据、多点距离信息以及移动方向数据从胶囊内窥镜 100 无线地发送至数据收发器 12。以根据上面实施例所述的相同方式,数据收发器 12 的图像分析器电路 67 判断在当前图像帧的成像区域 A 的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80。注意,Rf 和 Rb 代表物镜系统 32 和物镜系统 102 的各自视野。

在图像分析器电路 67 判定在检查区域 C 中存在关注区域 80 之后,数据收发器 12 的 CPU 57 判断关注区域 80 是否进入物镜系统 102 的视野 Rb,如图 17B 中所示。关于关注区域 80 是否进入物镜系统 102 的视野 Rb 的判断可通过任何适合的方法完成。

例如,根据由多点测距得到的多点距离信息,当已获得当前图像帧时,CPU 57 测量胶囊内窥镜 100 与此刻的关注区域 80 之间的距离“d”,该多点距离信息与图像数据一起已经被发送至数据收发器 12。之后,当胶囊内窥镜 100 在方向 S1 上移动距离“d”时,胶囊内窥镜 100 进入围绕关注区域 80 的范围。之后,当胶囊内窥镜 100 在方向 S1 上进一步移动一给定距离“ Δd ”时,关注区域 80 进入物镜系统 102 的视野 Rb,其中“ Δd ”

比胶囊内窥镜 100 的整个长度更长且根据单个胶囊内窥镜变化, 这样距离“ Δd ”可通过测量预先确定。综上所述, 当胶囊内窥镜 100 在方向 S1 上移动距离“ $d + \Delta d$ ”时, 因为判定由成像装置 33 获得的图像帧中存在关注区域 80, 所以关注区域 80 将进入物镜系统 102 的视野 Rb。

在胶囊内窥镜 100 使用加速器来作为移动方向检测器 107 的情况下, 关于胶囊内窥镜 100 的加速度的信息被无线地发送给数据收发器 12。数据收发器 12 的 CPU 57 根据由胶囊内窥镜 100 的加速器得到的加速度信息来计算胶囊内窥镜 100 的移动距离, 从而当胶囊内窥镜 100 在成像装置 33 的视野中发现了关注区域 80 后移动了距离“ $d + \Delta d$ ”时, 判定关注区域 80 进入物镜系统 102 的视野 Rb 中。

可选择地, 当判定在成像装置 33 的当前成像区域 A 的检查区域 C 中存在关注区域 80 时, 可开始驱动成像装置 103 处于常规成像模式, 且在图像分析器电路 67 中分析通过成像装置 103 得到的每个图像帧, 以采用与上述相同的方式检测在图像帧的检查区域 C 中是否存在关注区域 80。当在检查区域 C 中发现了关注区域 80 时, CPU 57 判定关注区域 80 进入物镜系统 102 的视野 Rb。

当判定关注区域 80 进入物镜系统 102 的视野 Rb 时, 数据收发器 12 的 CPU 57 产生控制命令用于驱动成像装置 103 从而在特殊成像模式下采集关注区域 80 的图像。特殊成像模式中的成像条件的确定与第一实施例中的方式相同。将控制命令从数据收发器 12 无线地发送至胶囊内窥镜 100。这样, 成像装置 103 在特殊成像模式下采集关注区域 80 的图像。

当胶囊内窥镜 100 在第二方向 S2 上移动时, 在第四实施例中执行上述相同的操作, 除了将成像装置 33 (物镜系统 32) 和成像装置 103 (物镜系统 102) 彼此互换了角色, 因此将省略这些情况的介绍。

虽然第四实施例已介绍了含有在壳体 30 和 101 前后侧上的成像装置 33 和 103 的相关胶囊内窥镜 100, 但本发明还可采用这种胶囊内窥镜 109, 其可在胶囊内窥镜 109 的横向上采集主体的光学图像, 如图 18 中所示。胶囊内窥镜 109 具有安装在其中部的成像单元 113 和设置在物镜系统 111 后面的成像装置 112, 该成像单元 113 由其光轴 110 垂直于内窥镜 109 纵向的物镜系统 111 组成。像上述实施例一样, 胶囊内窥镜 109 还含有在

其前侧的物镜系统 32 和成像装置 33，尽管其没在图 18 中显示。物镜系统 32 具有与胶囊内窥镜 109 纵向一致的光轴 35。

虽然其没在附图中显示，但胶囊内窥镜 109 配备有用于将成像单元 113 围绕胶囊内窥镜 109 纵轴转动的旋转机构。因此，物镜系统 111 的光轴 110 可围绕光轴 35 旋转 360 度。物镜系统 111 和成像装置 112 具有与物镜系统 32 和成像装置 33 相同的结构。

胶囊内窥镜 109 被控制通过成像装置 33 以常规成像模式来采集主体的图像，且在数据收发器 12 中执行关于在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80。当判定在检查区域 C 中存在关注区域 80，数据收发器 12 的 CPU 57 开始检查关注区域 80 是否进入物镜系统 111 的视野 R_s 中，其是根据第四实施例所述的相同的方式进行的。

当 CPU 57 判定关注区域 80 进入物镜系统 111 的视野 R_s 中，CPU 57 产生用于促使物镜系统 111 的光轴 110 转到朝向关注区域 80 的方向上的控制命令，和用于驱动成像装置 112 从而在特殊成像模式下采集图像的控制命令。将这些控制命令从数据收发器 12 无线地发送至胶囊内窥镜 109，这样成像单元 113 围绕胶囊内窥镜 109 的纵轴被旋转到朝向关注区域 80 的光轴 110 的方向，之后数据收发器 12 以特殊成像模式采集关注区域 80 的图像。代替将成像单元 113（光轴 110）围绕胶囊内窥镜 109 的纵轴（光轴 35）旋转，对于物镜系统 111 可采用具有 360 度视角的全景透镜。

还可采用这样的胶囊内窥镜，即配备有如同图 18 的胶囊内窥镜 109 的物镜系统 111 和成像装置 112，以及如同图 16 的胶囊内窥镜 100 的物镜系统 32 和 102 以及成像装置 33 和 103。也就是，可采用具有三个成像装置分别在胶囊内窥镜的移动方向的前面、侧面和后面的这样的胶囊内窥镜，其是以这种方式来采集关注区域的图像，即前面的成像装置是以常规成像模式驱动，而其他的成像装置是以特殊成像模式驱动。

在上述的实施例中，数据收发器 12 执行图像分析或者关于内窥镜图像的检查区域中是否存在任何关注区域的判断，并产生控制命令。然而，本发明不限于这些实施例，而是图像分析和控制命令的产生也可在胶囊内窥镜内执行。图 19 显示了能完成图像分析和产生控制命令的这种胶囊

内窥镜 116 的实例。

该 116 基本上具有与第一实施例的胶囊内窥镜 11 相同的结构,但 116 还配备有图像分析器电路 117 和存储器 118。117 和存储器 118 分别具有与第一实施例的数据收发器 12 的图像分析器电路 67 和数据库 68 相同的功能。117 具有与数据库 68 包含的相同的成像条件表 87。注意,116 配备有与 11 所含相同的元件,所以在图 19 中省略了其中一些诸如 ROM 46、RAM 47 以及电源电路 52。

117 从信号处理电路 54 获得图像数据,从 CPU 45 获得多点距离数据。117 执行如上所述的根据第一和第二实施例的成像模式选择处理:(a)剪切出检查区域 C 的图像数据,(b)提取小块 Bs 的各个图像特征值,(c)判断在检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80,以及,如果有一个,(d)区分出组成关注区域 80 的那些小块 Bs。

117 将判断结果输出至 CPU 45。根据图像分析器电路 117 作出的判断结果,CPU 45 选择胶囊内窥镜 116 的成像模式,并参考存储器 118 的成像条件表 87 根据选择的成像模式来决定成像条件。然后,CPU 45 产生控制命令用于指定确定的成像条件,根据控制命令控制 116 的各个部件。在这个实施例中,116 将无线电波 14a 发送至外部装置,例如数据收发器,而不接收来自于外部装置的无线电波 14b。

还可这样配置工作站 13,即工作站 13 的处理器 120 进行图像分析,并代替第一实施例或 116 的数据收发器 12 而产生控制命令。在这个实施例中,如图 20 所示,数据收发器 121 与工作站 13 的处理器 120 无线地连接。于是,(1)胶囊内窥镜 11 将图像数据和多点距离信息以无线电波 14a 的方式发送至 121,以及(2)将图像数据和多点距离信息以无线电波 14c 的方式从 121 发送至 120。这样,120 分析图像数据以及产生控制命令,以及(3)将控制命令以无线电波 14d 的方式从工作站 13 发送至 121,然后(4)将控制命令以无线电波 14b 的方式从 121 发送至 11。

也就是说,121 将图像数据和多点距离信息从 11 传递或传输至 13,也可将控制命令从 13 传递到 11。为此,121 配备有天线 122 和收发器电路 123,其具有多数据通信(multi-data-communication)的能力。在 122 上接收来自于 11 的无线电波 14a,且该无线电波 14a 是经 123 提供给解

调器电路 62，从而将其解调为原始图像数据和多点距离信息。在图像处理电路 63 中处理完图像数据之后，在调制器电路 61 中将处理了的图像数据和多点距离信息调制到无线电波 14c。注意，没有处理的图像数据也可能被调制到无线电波 14c。经 123 将无线电波 14c 提供给 122，这样将图像数据和多点距离信息从 121 无线地发送至 120。

经 123 将在 122 上接收的来自于 120 的无线电波 14d 提供给解调器电路 62。在解调器电路 62 将无线电波 14d 解调为原始控制命令之后，调制器电路 61 立即将控制命令调制为无线电波 14b。经 123 将无线电波 14b 输出至 122，这样将控制命令从 121 无线地发送至 11。

120 通过天线 125 与 121 交换数据，该数据包括图像数据、多点距离信息以及控制命令。除了根据图 11 所述的那些部件，即包括 CPU 90、LCD 驱动器 92 以及数据存储单元 95 以外，120 还具有收发器电路 126、解调器电路 127、图像分析器电路 129、数据库 130 以及调制器电路 131。

129 具有与第一实施例的图像分析器电路 67 的相同功能。数据库 130 与第一实施例的 12 的数据库 68 对应，且可存储成像条件表 87。当从解调器电路 127 得到图像数据和多点距离信息时，129 执行根据图像分析器电路 67 所述的成像模式选择处理。

将通过 129 得到的判断结果和其他数据输出至 CPU 90。根据判断结果，CPU 90 参考数据库 130 的成像条件表 87 产生控制命令，并将控制命令输出给调制器电路 131。

调制器电路 131 将控制命令调制进无线电波 14d，经过 126 将无线电波 14d 输出到天线 125，这样将表示控制命令的无线电波 14d 从 120 发送至 121。

采用上述的方式经由 121 将控制命令无线地发送至 11。然后，11 在由控制命令指定的成像模式下采集图像。13 具有执行图像分析和产生控制命令的功能是有助于将数据收发器 121 制作的更紧凑，并最小化胶囊内窥镜。

虽然上述实施例是在数据收发器、胶囊内窥镜和处理器的一个之中执行图像分析和产生控制命令的，但这些实施例并不是限制本发明的。可以使得所有的数据收发器、胶囊内窥镜以及处理器都具有用于执行图

像分析和产生控制命令的功能，这样可选择它们中的一个来执行这种功能。

在第一实施例中，关于在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断是基于检查区域 C 的各个小块 Bs 之间的相似度作出的，其是通过将邻接小块 Bs 的图像特征值进行比较而检测出的。另一方面，在第二实施例中，关于在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断是基于当前图像帧的检查区域 C 与之前图像帧的检查区域 C 之间的相似度作出的，其是通过将当前图像帧的每个小块 Bs 的图像特征值与之前图像帧的对应的小块 Bs 的那些特征值进行比较而检测出的。连续地以及同时地执行第一实施例的判断步骤和第二实施例的判断步骤是可能的。因此，关于关注区域 80 是否存在的判断将更精确。

虽然上述实施例在特殊成像模式中逐步改变缩放倍数和曝光值来连续地采集关注区域 80 的图像，但本发明并不限于这些实施例，而是可能逐步改变成像条件的其他因素。例如，改变聚焦位置或照明光源的类型或数目是可能的。于是，成像装置可以至少在合适的聚焦条件或合适的光照条件下采集关注区域 80 的图像至少一次。因此，将获得关注区域 80 的高品质的内窥镜图像。

在第一实施例中作出关于是否存在这种小块 Bs 的判断，即这种小块的图像特征值与其他小块 Bs 的图像特征值具有较大变化，其是通过将邻接小块 Bs 的每一对之间的图像特征值的差值与阈值进行比较得出的。然而，本发明不限于这种方法，任何其他的相似度判断的方法都可用来判断是否存在与其他小块相比具有不同的图像特征值的小块 Bs。例如，可通过计算差值的平方和来计算邻接小块之间的图像特征值的相似度，并将相似度与预定的阈值比较。同样的方法用于第二实施例。

虽然，第二实施例是根据当前和之前图像帧的各自检查区域 C 的对应小块 Bs 之间的图像特征值的相似性，而作出关于在当前图像帧的检查区域 C 中是否存在任何关注区域 80 的判断，但本发明不限于这种方法。其可选择根据从当前图像帧的剪切出的图像数据和之前图像帧的剪切出的图像数据中提取的图像特征值，来计算当前和之前图像帧的各自检查区域之间的相似度。还可根据从当前和之前图像帧的图像数据中分别提

取的图像特征值，来计算当前和之前图像帧之间的相似度。

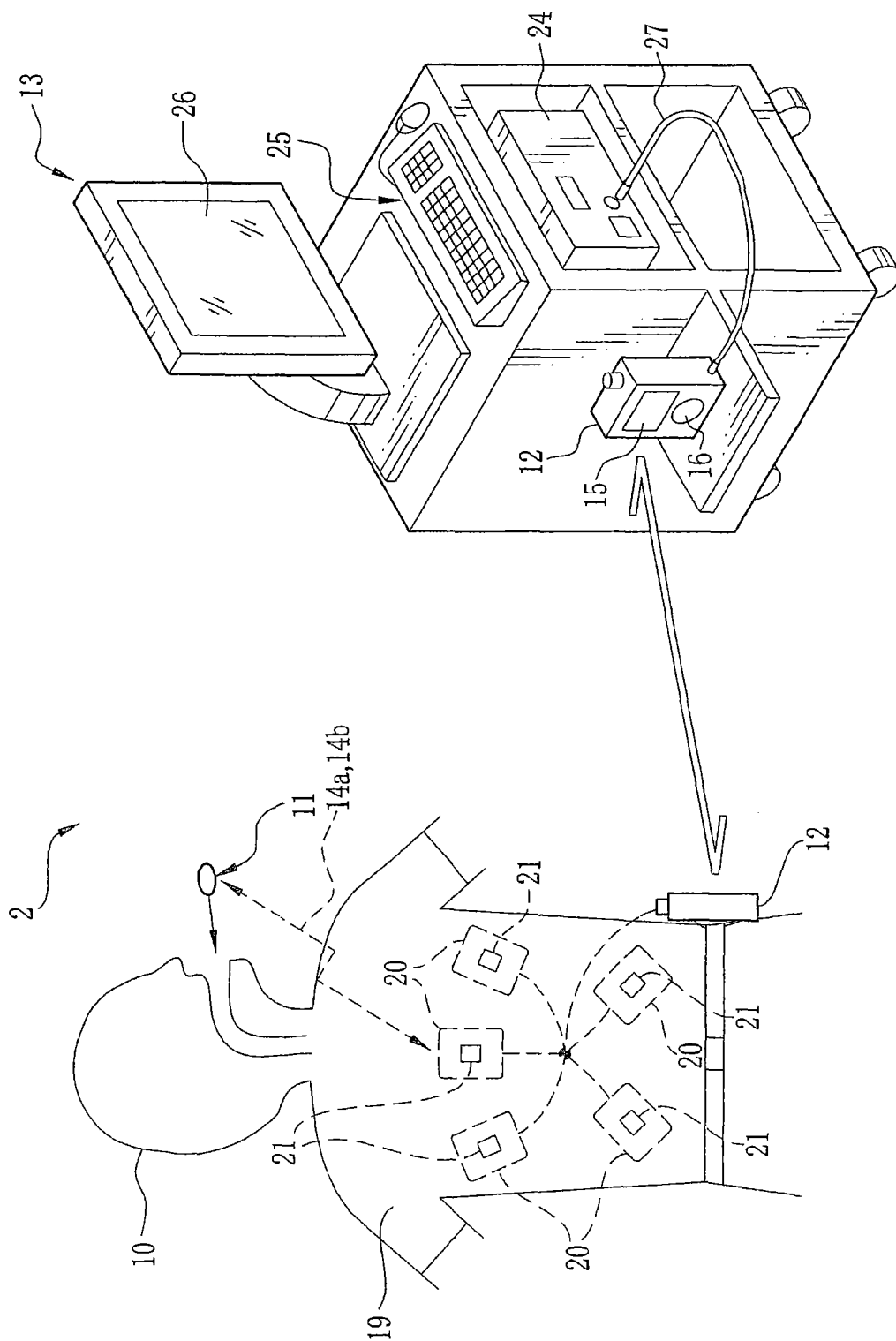
虽然，关于是否存在任何关注区域 80 的判断是关于在第一和第二实施例中的当前图像帧的检查区域 C 作出的，但其也可跨越当前图像帧的整个成像区域 A 来检查是否存在关注区域 80。

虽然所示的胶囊内窥镜是通过改变光学透镜系统的焦距来改变缩放倍数的，但其也可以电学方式改变缩放倍数。当以电学方式改变缩放倍数时，其可通过以电学方式改变内窥镜图像的放大倍数使得胶囊内窥镜的视野可变，其是经过处理由成像装置 33 得到的图像信号来以电学方式改变内窥镜图像的放大倍数。

在上述实施例中，仅当判定在当前图像帧的检查区域 C 中存在关注区域 80 时，胶囊内窥镜改变为特殊成像模式。然而，其可在预定的间隔处，也就是周期性地或每移动一定距离，将胶囊内窥镜选择为特殊成像模式。

参见图 3，虽然在上述实施例中成像区域 A 的多点测距是通过有源多点测距传感器 41 完成的，但本发明不限于这种方法。例如，可采用 JPA 2003-037767 中已知的多焦点 (multi-focus) 多点测距 (multi-point ranging) 方法，其中在聚焦透镜的位置从远至近改变的同时，检测对于成像区域 A 的每个测距块 B 最优的聚焦位置，并通过测得的聚焦位置估算到各个测距块 B 的距离。对于胶囊内窥镜还可采用如 JPA 2007-151826 或 JPA 2006-093860 中已知的立体类型 (stereo-type) 的多点测距 (multi-point ranging) 方法，其中胶囊内窥镜含有至少两组具有平行的光轴的物镜系统，以及被设置在各个透镜系统后面的成像装置，这样根据由这些成像装置同时采集的图像之间的视差来检测到各个测距块 B 的距离。

因此，本发明不限于上述实施例，而相反地，各种变型将是不脱离在此所附的权利要求书的范围的。



一
四

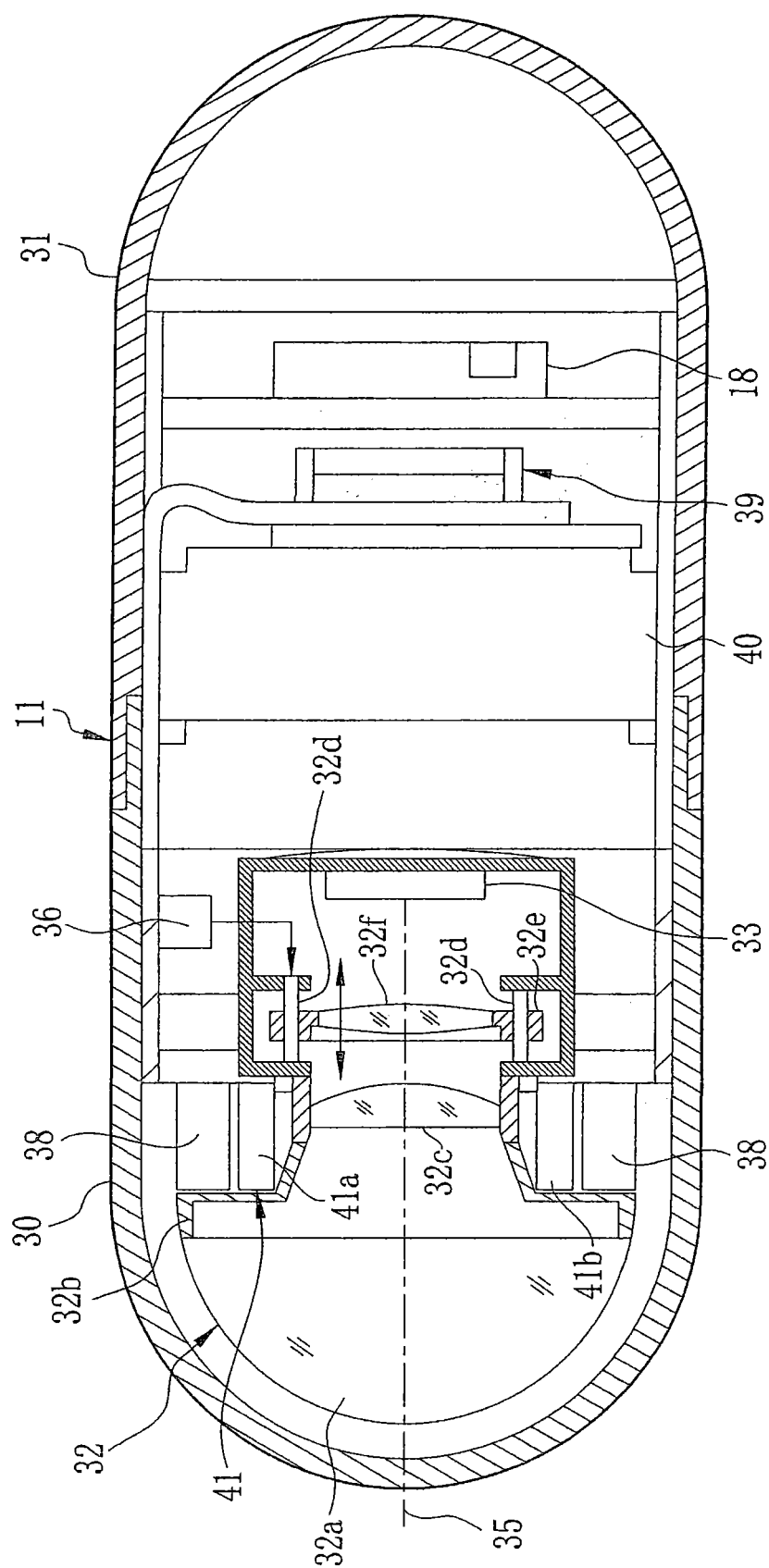


图 2

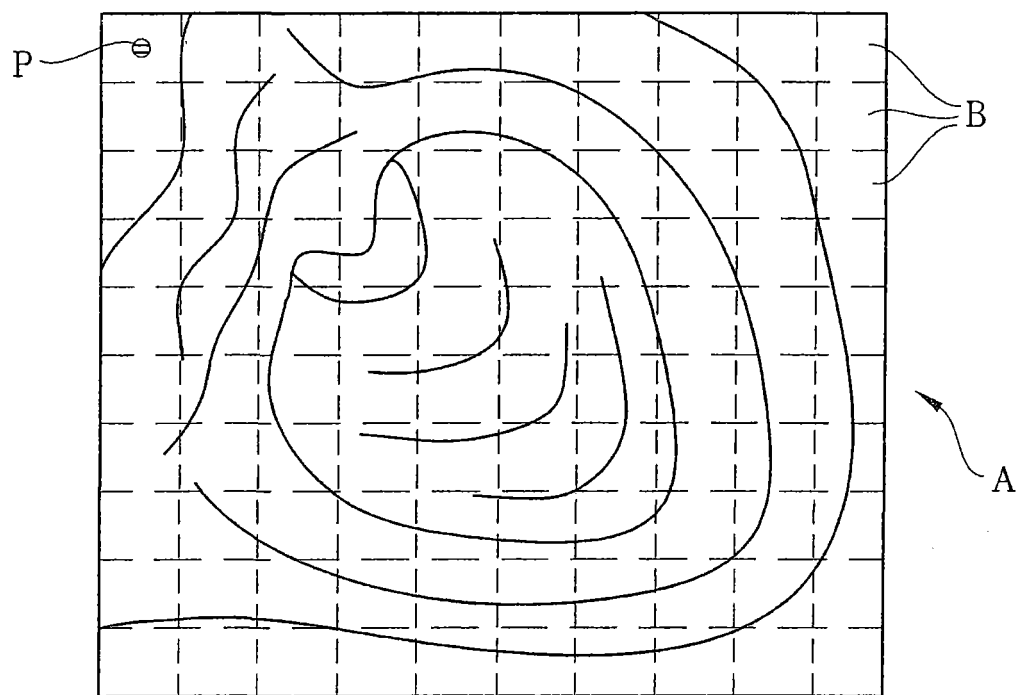


图 3

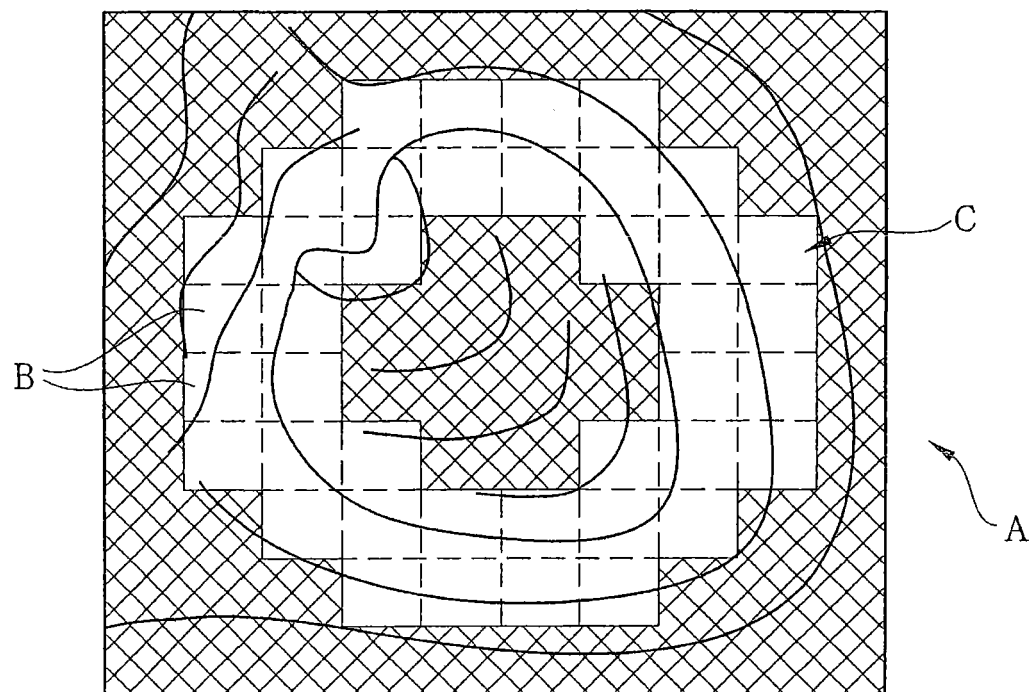


图 6

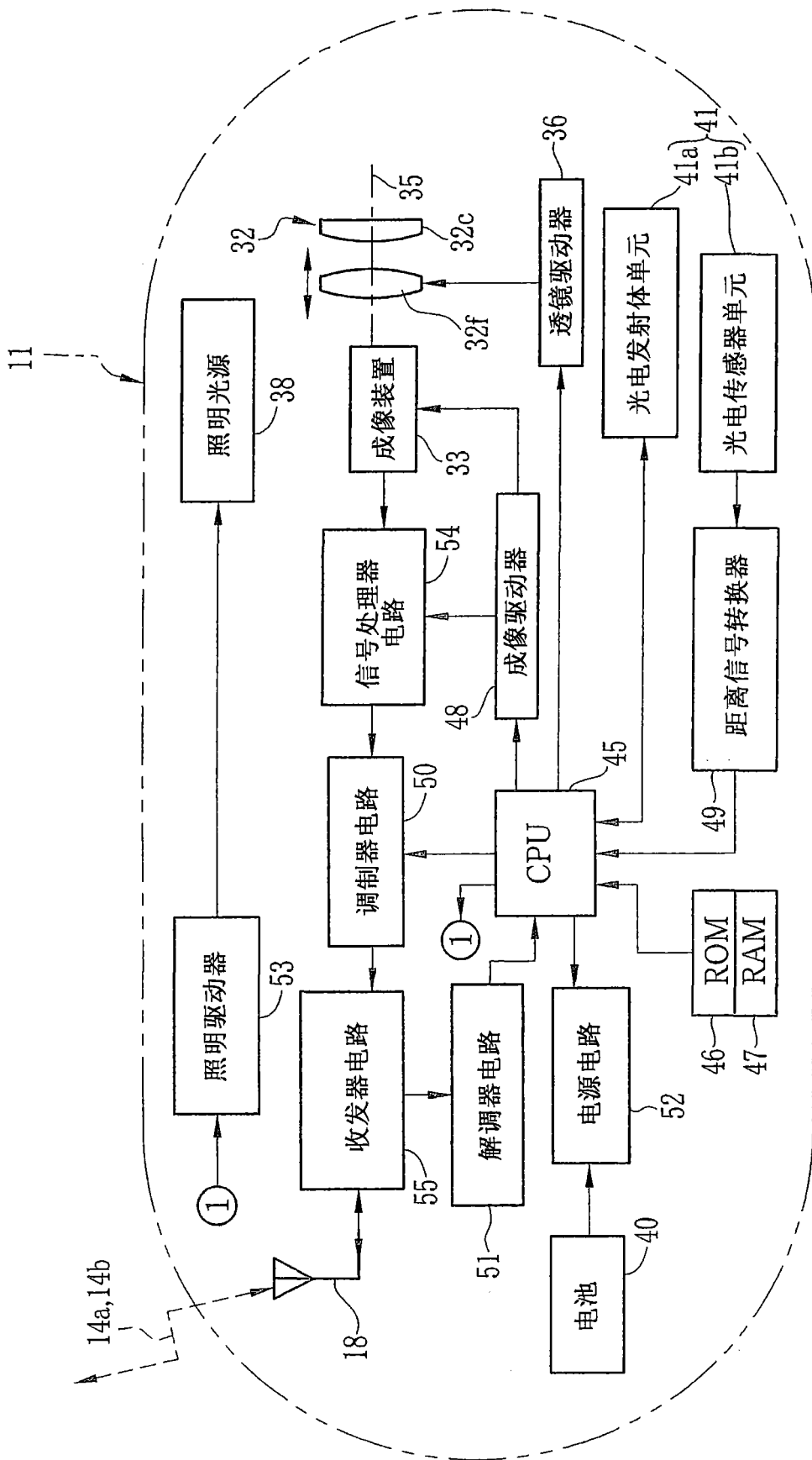


图 4

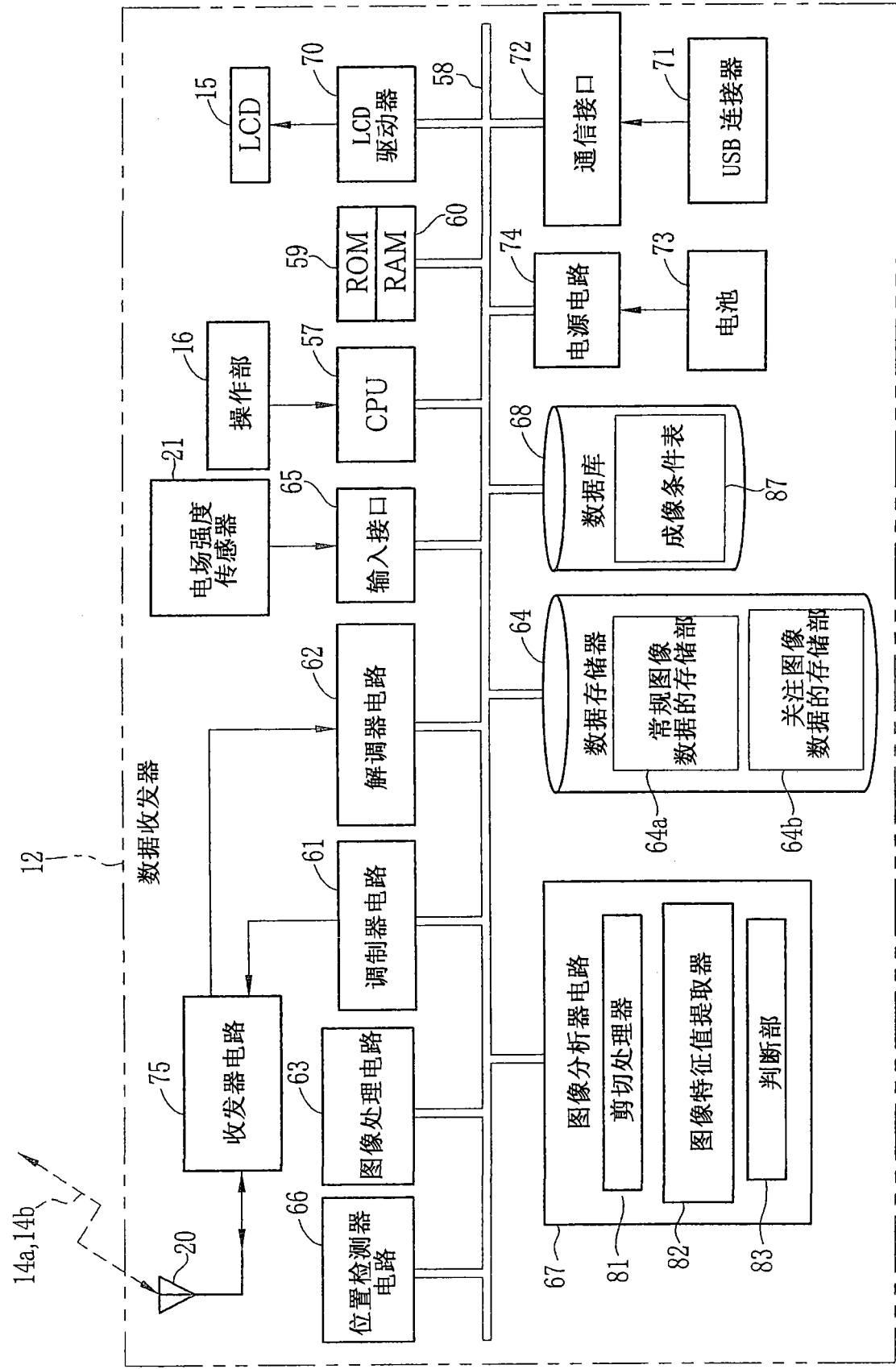


图 5

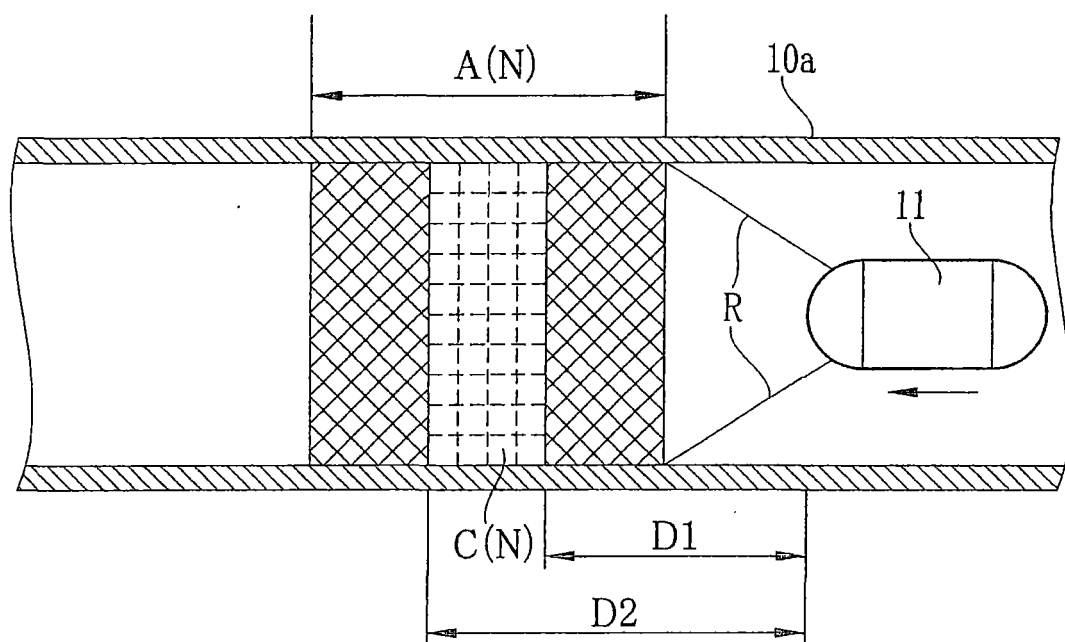


图 7A

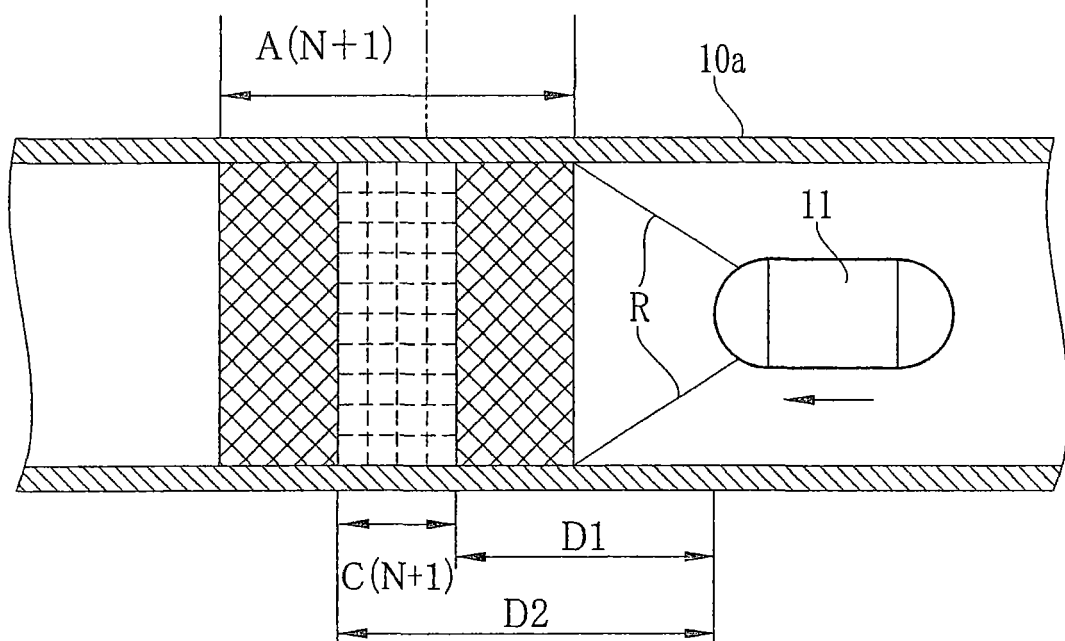


图 7B

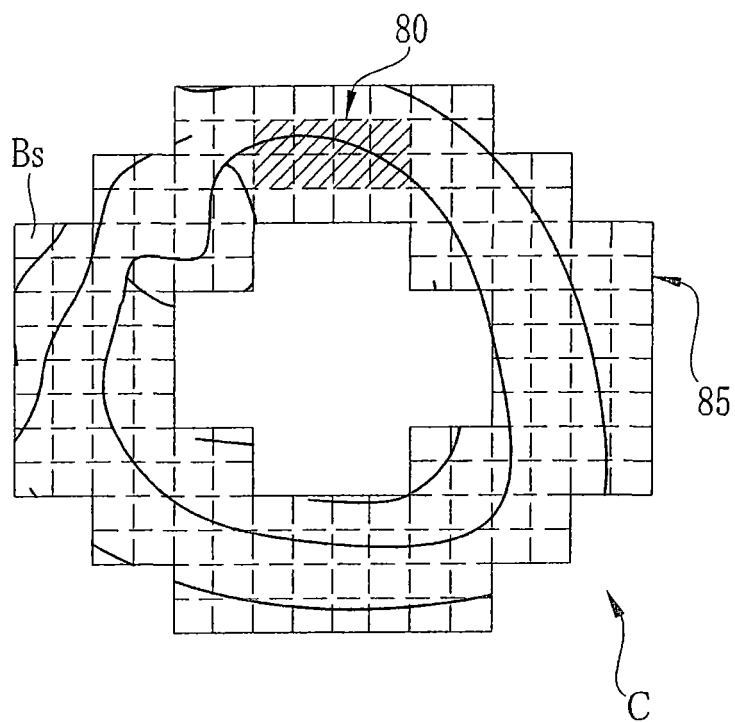


图 8

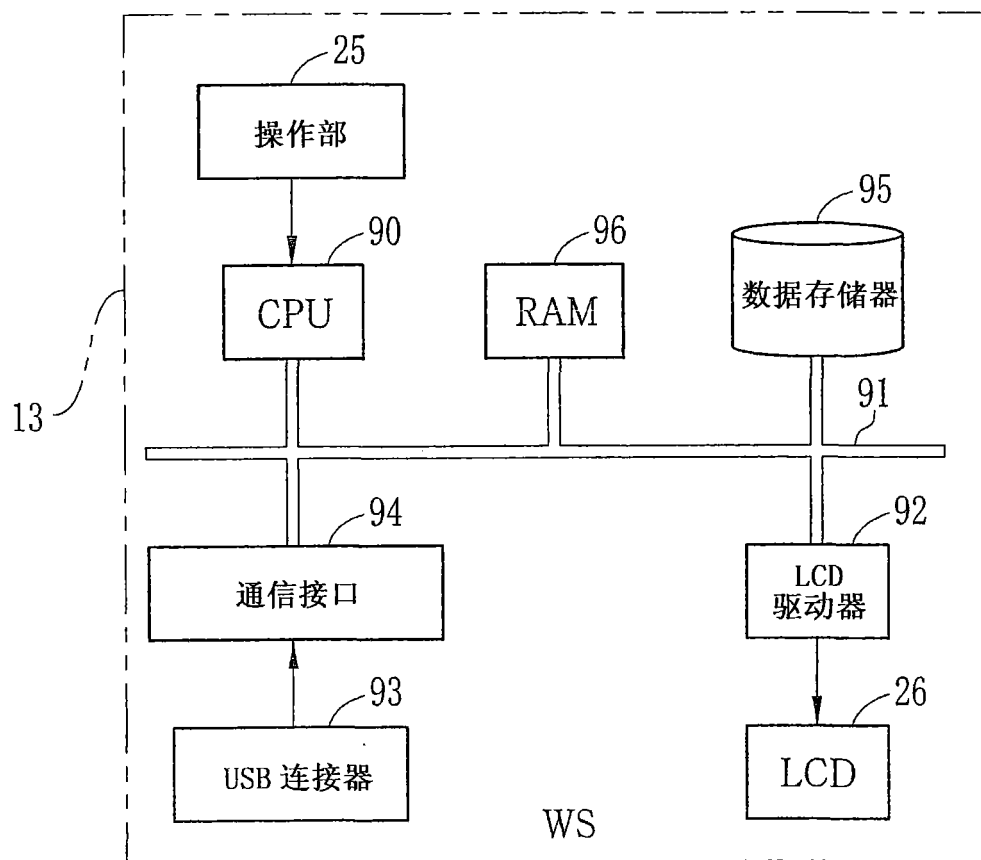


图 11

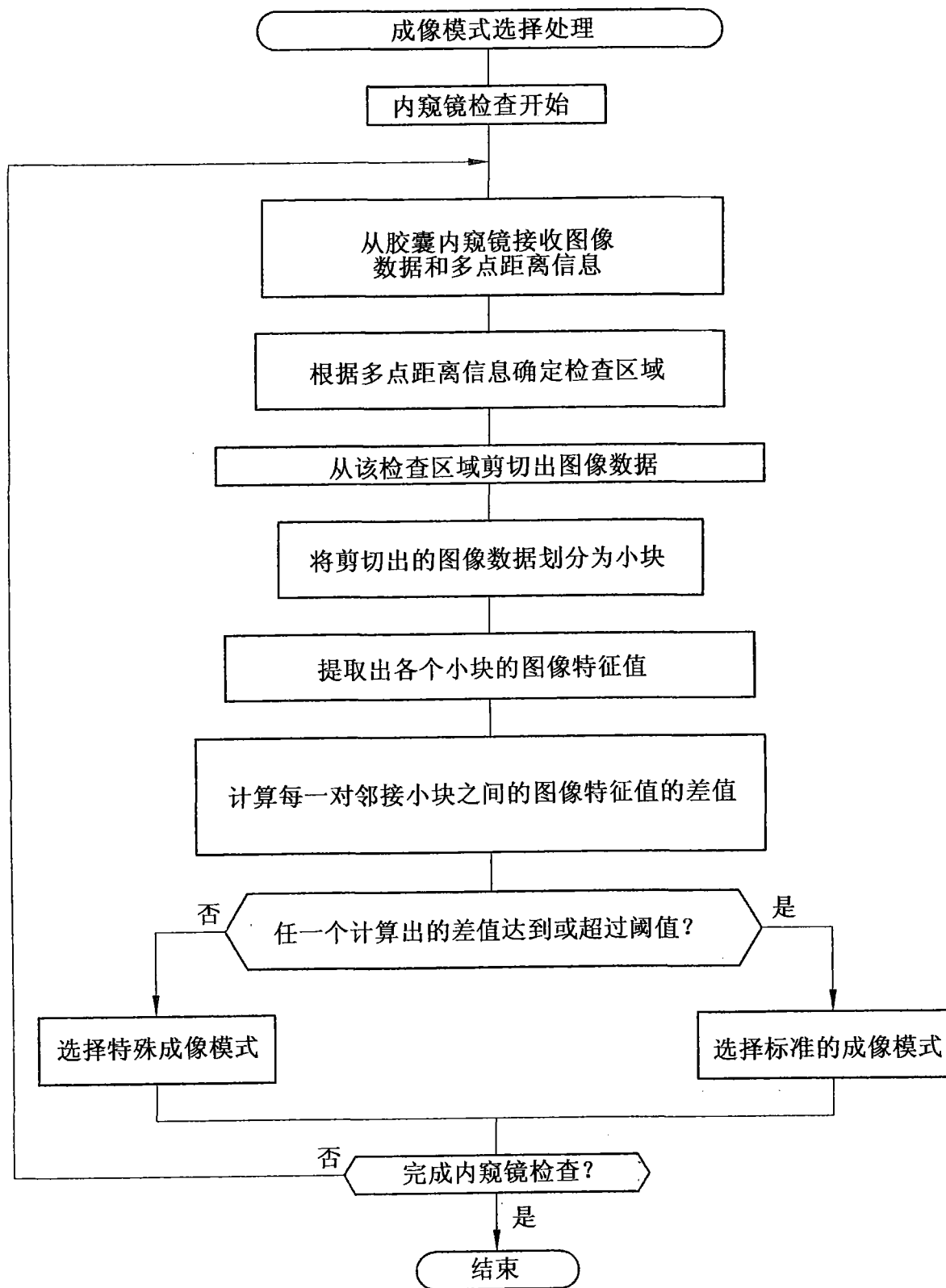


图 9

87

成像模式	帧频率 F (fps)	缩放倍数 Z	曝光	
			快门速度 S (1/秒)	光照量 I (mA)
标准的 成像模式	Fa	Za	Sa	Ia
		Zb1	Sb1	Ib1
特殊成像模式	Fb	Zb2	Sb2	Ib2
		Zb3	Sb3	Ib3
		⋮	⋮	⋮

图 10

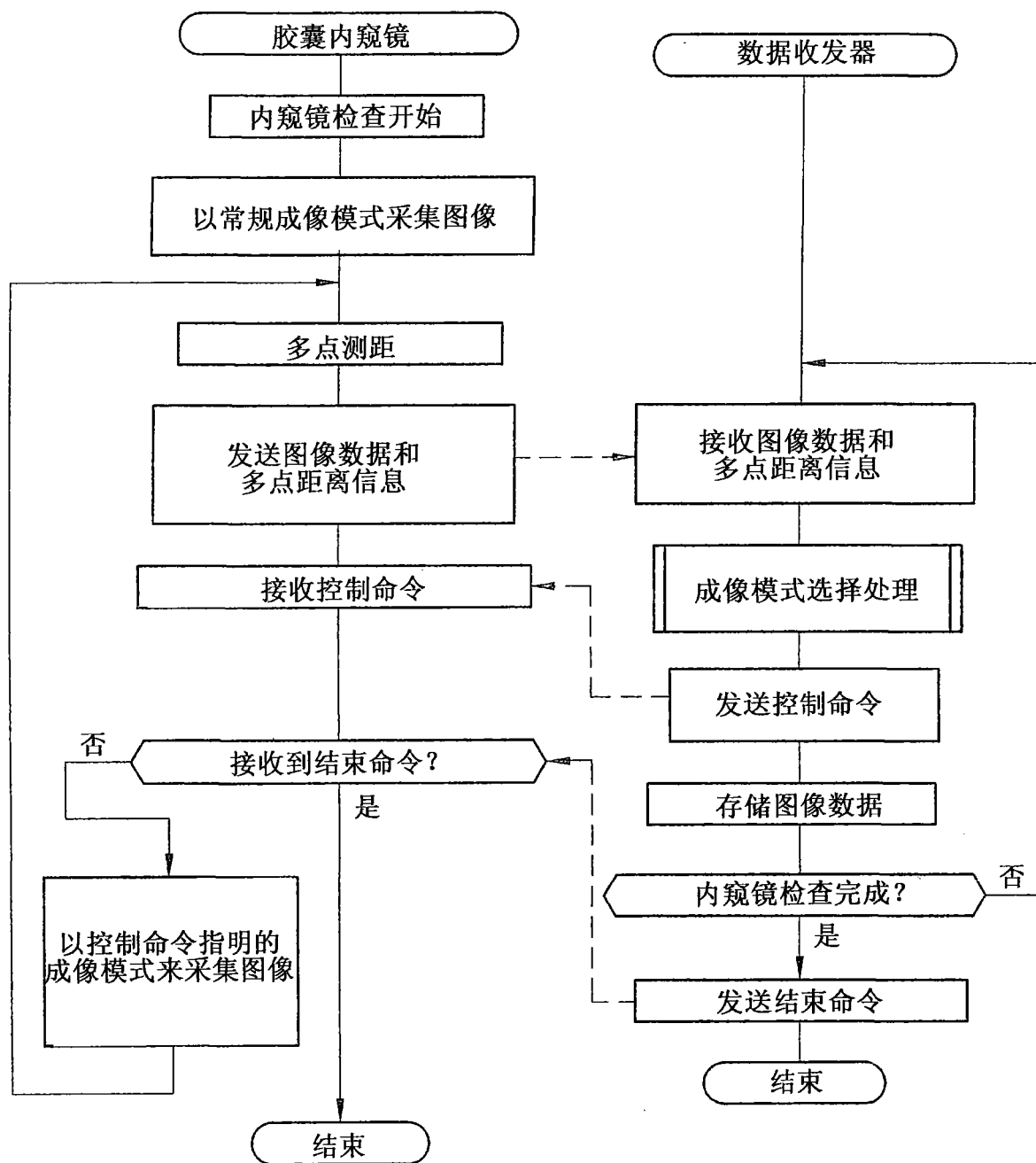


图 12

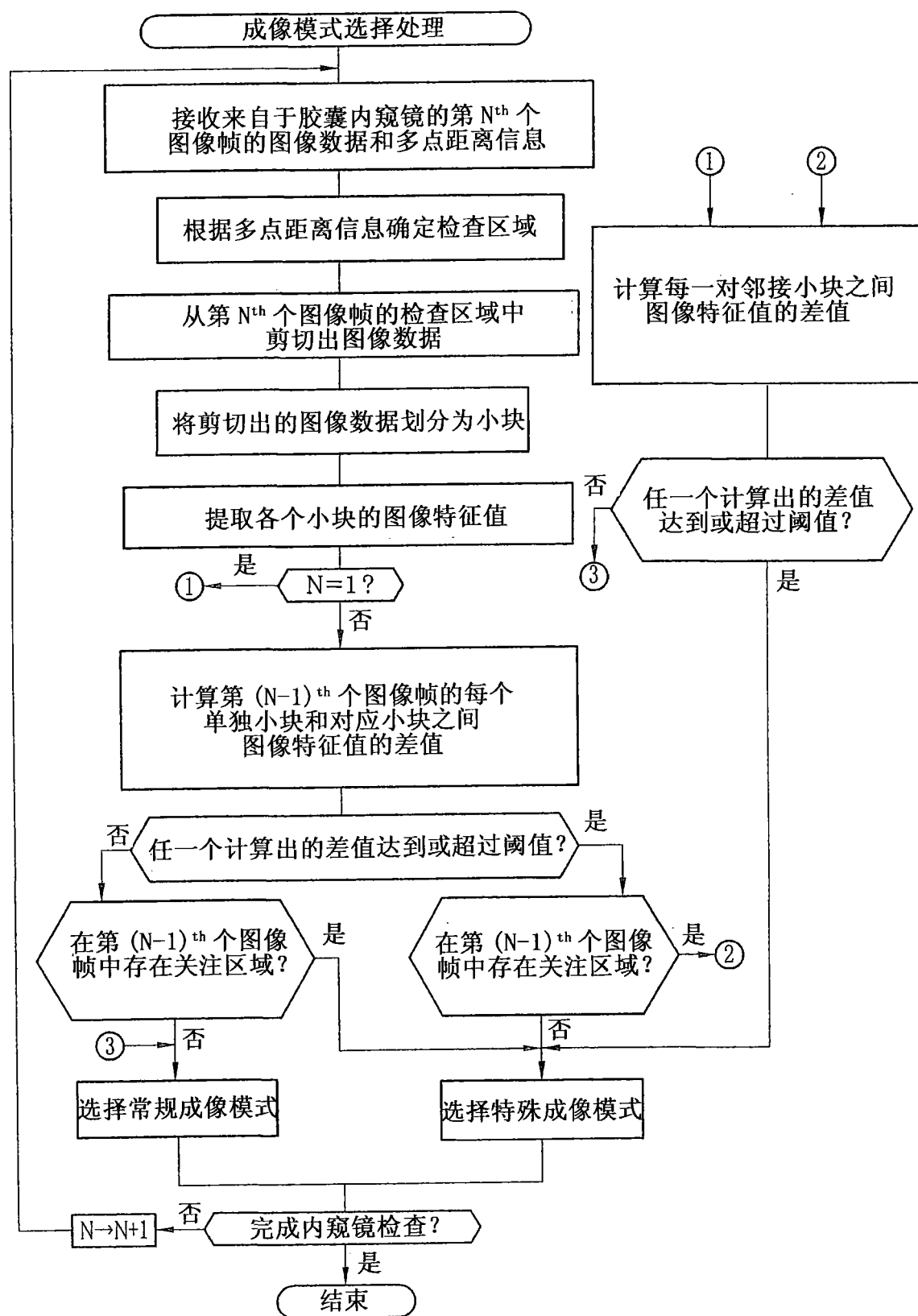


图 13

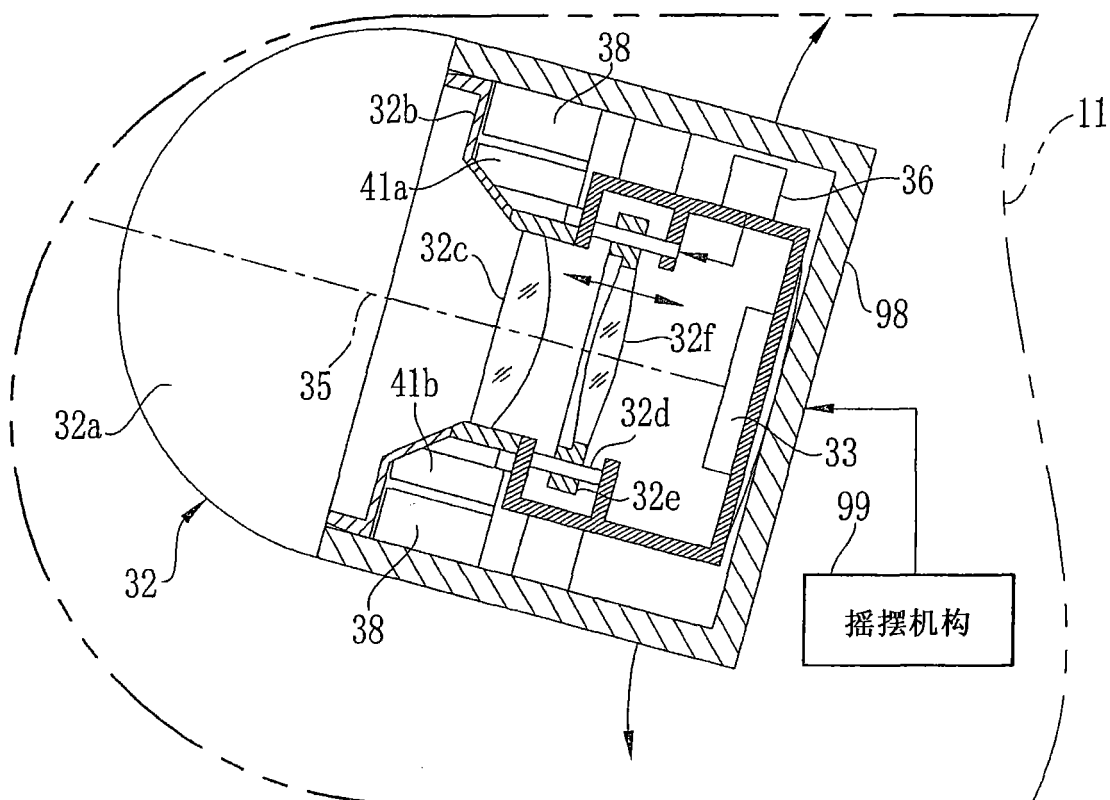


图 14

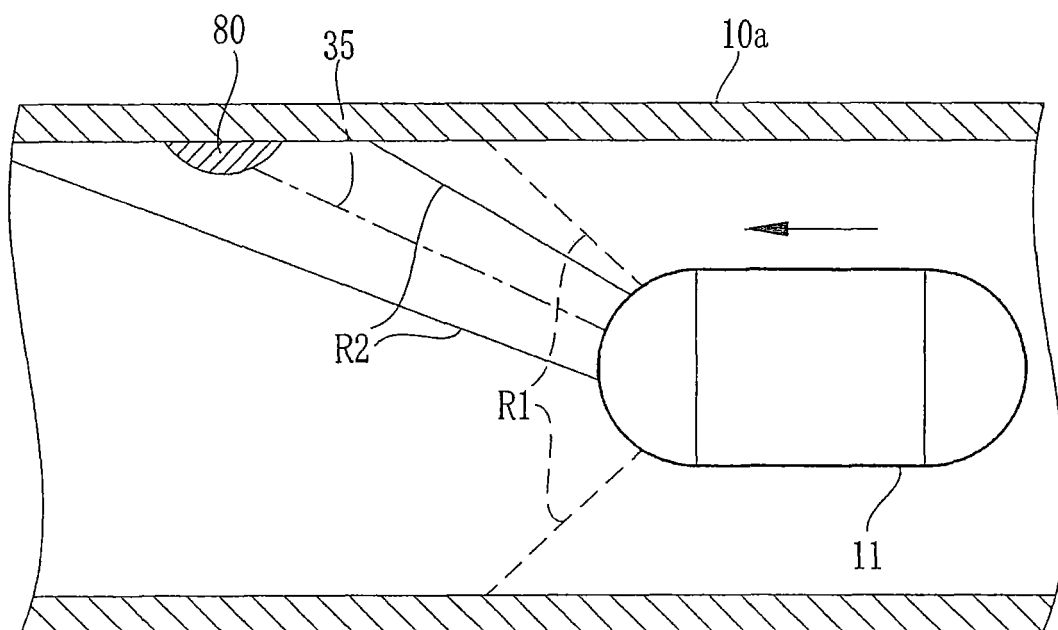


图 15

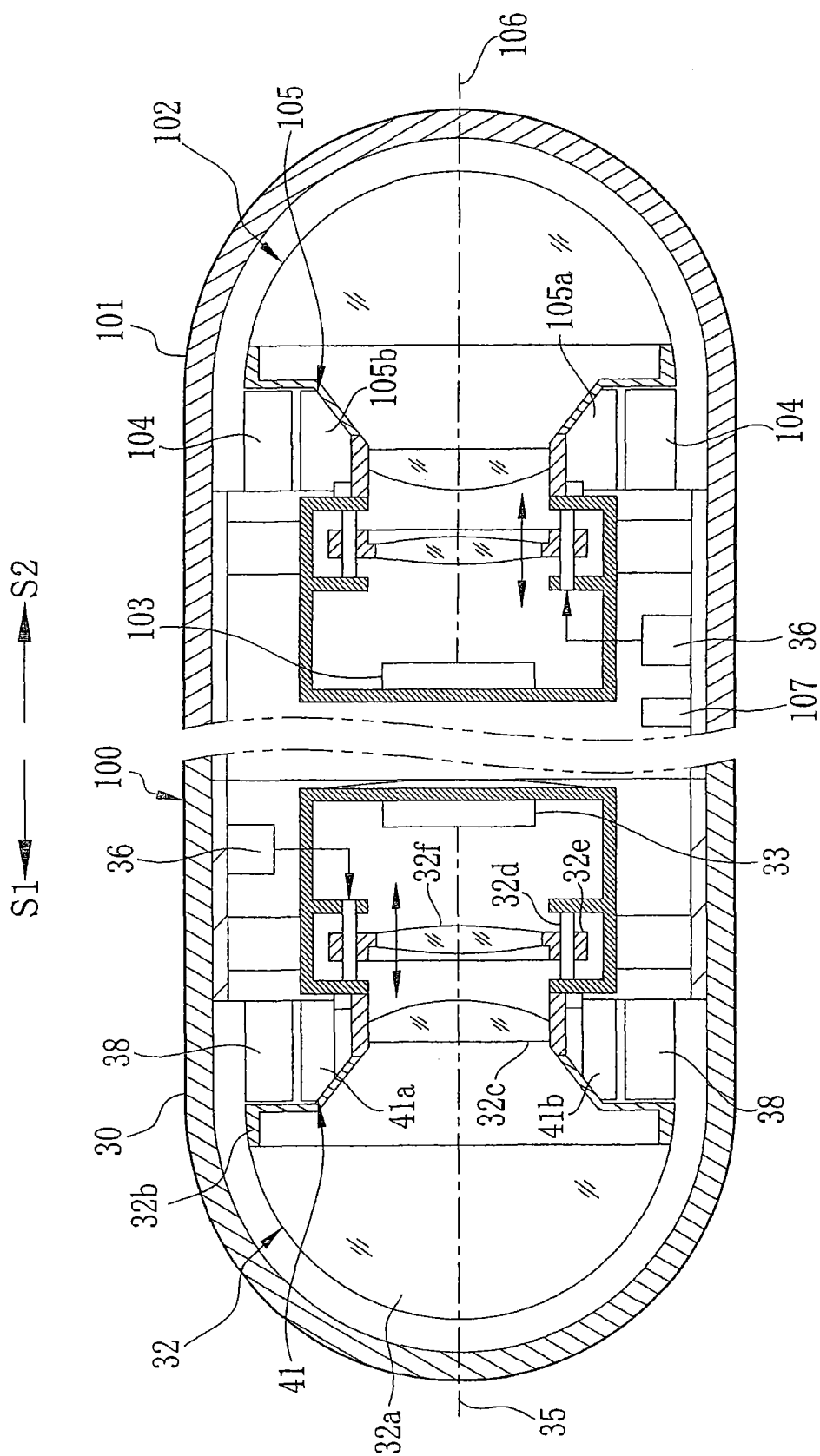


图 16

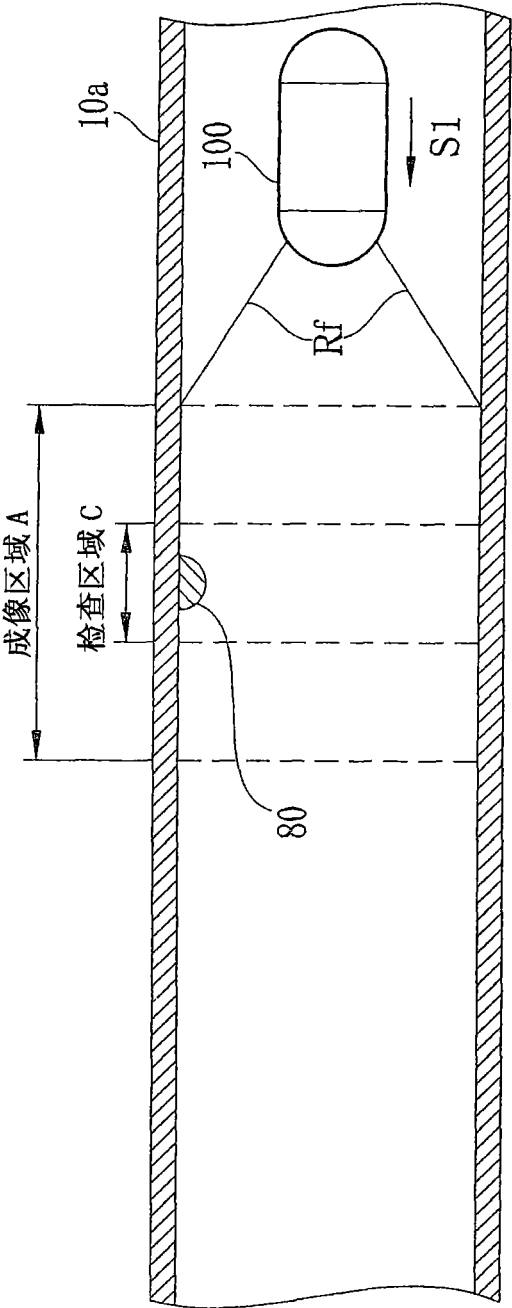


图 17A

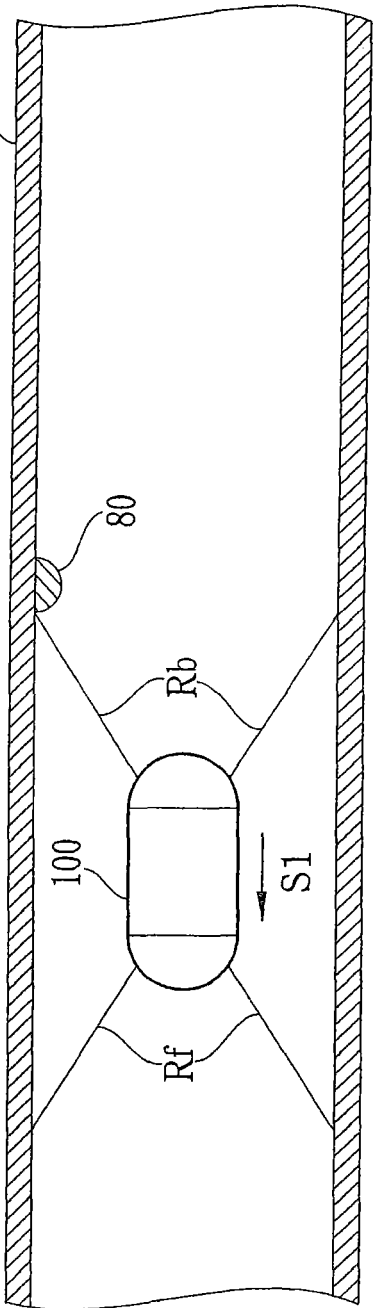


图 17B

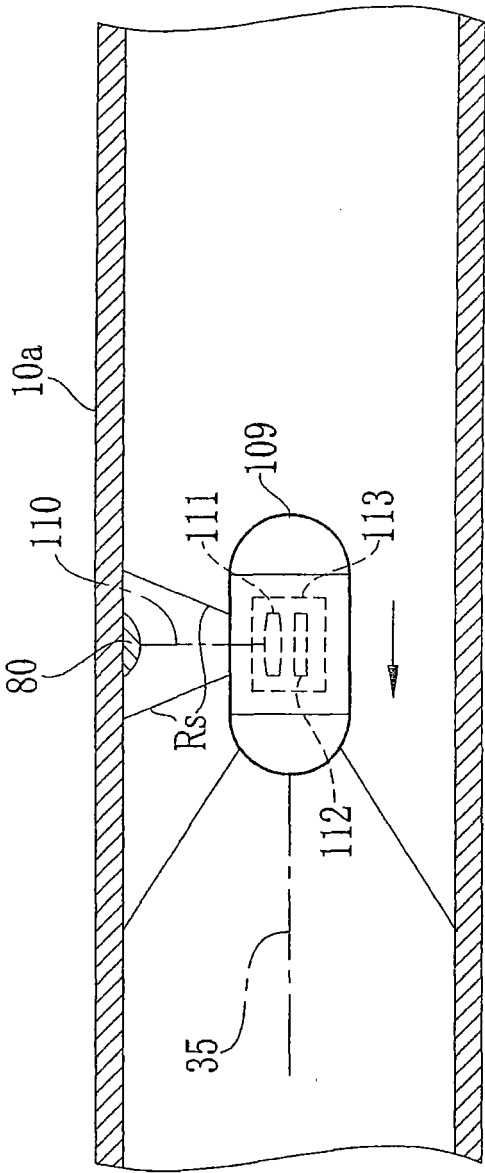
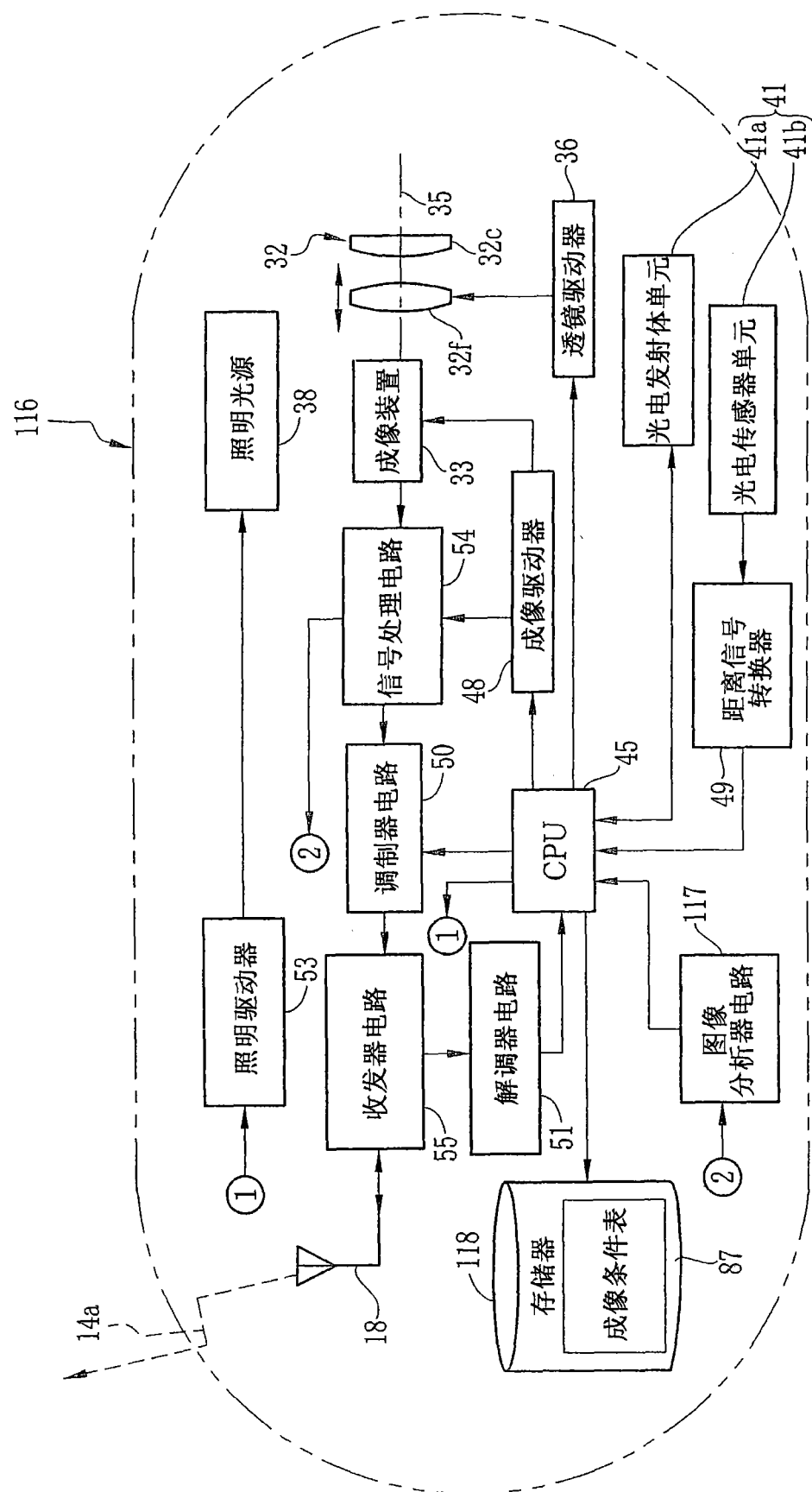


图 18



19 圖

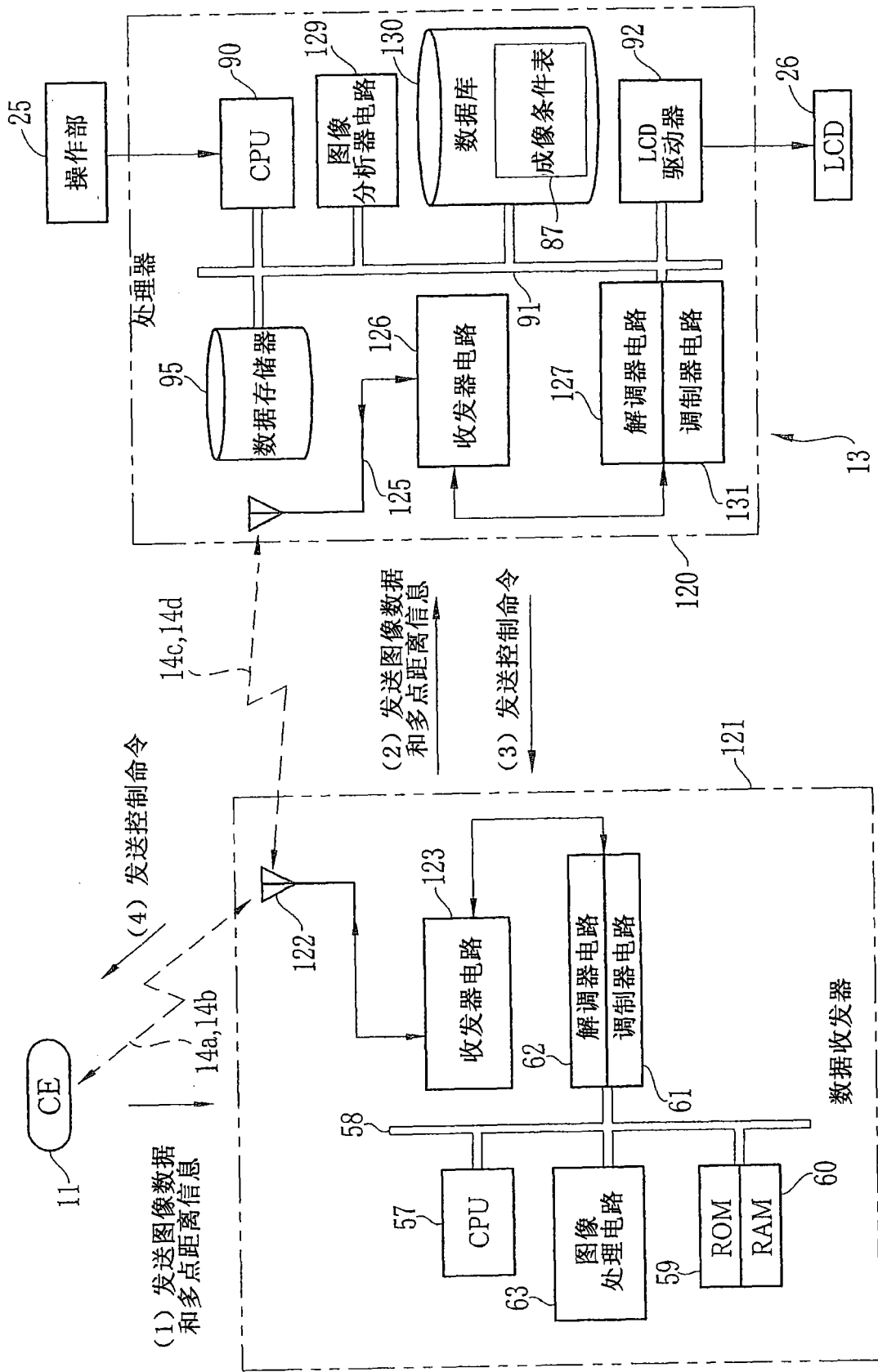


图 20

专利名称(译)	胶囊内窥镜检查系统以及控制胶囊内窥镜工作的方法		
公开(公告)号	CN101543393A	公开(公告)日	2009-09-30
申请号	CN200910138794.7	申请日	2009-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	清水邦政 大谷健一 金城直人		
发明人	清水邦政 大谷健一 金城直人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00183 A61B5/06 A61B1/041 A61B1/0623 A61B1/06 A61B5/062		
代理人(译)	陈平		
优先权	2008073534 2008-03-21 JP		
其他公开文献	CN101543393B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

胶囊内窥镜采集当其穿过患者的消化道时来自成像区域的图像，同时，测量到成像区域的多点的主体距离。胶囊内窥镜将采集到的图像和关于多点距离的信息无线发送至患者携带的数据收发器。根据多点距离信息，在成像区域中确定受限的距离范围的检查区域，并将检查区域划分为多个小块。从每个单个小块的图像数据中提取图像特征值，并将其与其他小块的图像特征值进行比较，以检查小块间的相似性。那些与其他小块不太相似的小块可被视为其组成了关注区域，诸如损伤。

