



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101530313 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 21

(21) 申请号 200910126517. 4

JP 特开 2005-21516 A, 2005. 01. 27, 全文.

(22) 申请日 2009. 03. 10

WO 2005/053517 A1, 2005. 06. 16, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 黄曦

2008-059543 2008. 03. 10 JP

(73) 专利权人 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 11021

代理人 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 200970227 Y, 2007. 11. 07, 全文.

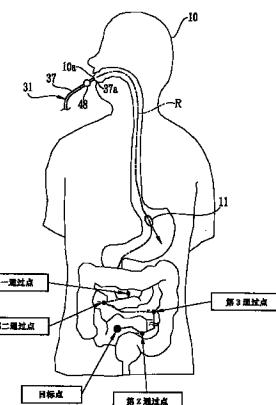
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 19 页

(54) 发明名称

内窥镜检查系统和用于该内窥镜检查系统的  
方法

(57) 摘要

本发明涉及内窥镜检查系统和用于该内窥镜  
检查系统的方法。胶囊型内窥镜由病人吞入，以捕  
获来自病人消化道的内壁表面的图像，同时检测  
所述胶囊型内窥镜的成像位置。医生观察由所述  
胶囊型内窥镜捕获的图像，以选择包括怀疑为病  
灶的部分的目标点图像，以及一些表示在气囊型  
内窥镜的插入路线上通过点的图像。在将所述  
气囊型内窥镜的探测头插入病人中以详细检查可  
疑部分的同时，检测在由所述气囊型内窥镜捕获  
的图像与作为通过点和目标点之一的目的地点的  
图像之间的相似程度，以通过所述相似性判断所  
述探测头是否已经到达所述目的地点。因此，医生  
可以容易地使探测头到达目标点。



1. 一种内窥镜检查系统,其包括 :

胶囊型内窥镜,所述胶囊型内窥镜被被检体吞入以捕获来自所述被检体内部的第一种图像;

图像处理器,所述图像处理器用于处理第一种图像的图像数据,从而在监视器上显示第一种图像,以便医生对它们进行解释;

挠性内窥镜,所述挠性内窥镜具有带成像装置的挠性插入器,所述挠性插入器在医生根据第一种图像的解释结果发现必须进行所述被检体内的目标点的详细检查时,被插入所述被检体内以通过所述成像装置捕获第二种图像;

目标点选择装置,所述目标点选择装置响应医生的操作从第一种图像中选择含有所述目标点的目标点图像;

相似性检测装置,所述相似性检测装置用于在所述挠性插入器向所述目标点移动的同时,检测所述目标点图像与由所述成像装置捕获的第二种图像之间的相似性;

位置信息获取装置,所述位置信息获取装置用于在由所述相似性检测装置检测的相似性的基础上,获得关于被检体内的所述挠性内窥镜的所述成像装置的相对位置的信息;和

显示装置,所述显示装置用于显示关于所述成像装置的相对位置的信息。

2. 如权利要求 1 所述的内窥镜检查系统,还包括:通过点选择装置,所述通过点选择装置用于从第一种图像中选择至少一个通过点图像,所述通过点图像是在从所述挠性插入器的入口至所述目标点的路线上的通过点的代表,其中所述相似性检测装置还在将所述挠性插入器插入到被检体内的同时,检测所述通过点图像和第二种图像之间的相似性,并且所述位置信息获取装置在所述通过点图像和第二种图像之间的相似性的基础上、或在所述目标点图像和第二种图像之间的相似性的基础上,分别获取关于所述成像装置相对于所述通过点或所述目标点的相对位置的信息。

3. 如权利要求 2 所述的内窥镜检查系统,其中所述显示装置显示关于所述成像装置是否已经到达所述通过点或所述目标点的信息,作为关于所述成像装置的相对位置的信息。

4. 如权利要求 2 所述的内窥镜检查系统,还包括:

第一图像特征值取得装置,所述的第一图像特征值取得装置用于分别从所述目标点图像和所述通过点图像取得图像特征值;和

第二图像特征值取得装置,所述的第二图像特征值取得装置用于从第二种图像取得图像特征值,其中所述相似性检测装置通过利用所述通过点图像和第二种图像的图像特征值计算,检测所述通过点图像和第二种图像之间的相似性,并且通过利用所述目标点图像和第二种图像的图像特征值计算,检测所述目标点图像和第二种图像之间的相似性。

5. 如权利要求 4 所述的内窥镜检查系统,还包括:

第一光谱图像产生装置,所述的第一光谱图像产生装置用于分别由所述目标点图像和所述通过点图像产生适当选择的光谱频带的光谱图像;和

第二光谱图像产生装置,所述的第二光谱图像产生装置用于由每一个第二种图像产生光谱图像,使得在所述插入器的所述成像装置向所述通过点移动的同时,所述第二图像的光谱图像具有与所述通过点的所述光谱图像相同的光谱频带,并且在所述插入器的所述成像装置从所述通过点向所述目标点移动的同时,所述第二图像的光谱图像具有与所述目标点的所述光谱图像相同的光谱频带,其中所述第一图像特征值取得装置从所述目标点和所

述通过点的所述光谱图像中取得图像特征值,而所述第二图像特征值取得装置相应地从第二种图像的所述光谱图像中取得图像特征值。

6. 如权利要求 4 所述的内窥镜检查系统,其中由所述第一和第二图像特征值取得装置取得的图像特征值表示所述被检体内部的血管图。

7. 如权利要求 4 所述的内窥镜检查系统,其中由所述第一和第二图像特征值取得装置取得的图像特征值表示所述被检体内部的表面凹凸不平度。

8. 如权利要求 7 所述的内窥镜检查系统,其中所述胶囊型内窥镜包括多个光源,所述多个光源被设置在不同位置,并且按序发光以照射被检体内的相同部分,并且所述胶囊型内窥镜与所述光源向所述相同部分的按序发射同步地,从所述相同部分捕获数量与所述光源的数量对应的图像,并且其中所述第一图像特征值取得装置分别在从所述通过点捕获的图像和从所述目标点捕获的图像的基础上估算所述通过点和所述目标点的表面凹凸不平度。

9. 如权利要求 7 所述的内窥镜检查系统,其中所述挠性内窥镜的所述插入器配置有在所述成像装置的不同侧的多个照明窗口,以从照明窗口一个接一个地向被检体内的相同部分按序地投射照明光,并且所述挠性内窥镜的所述成像装置与照明光从所述照明窗口向所述相同部分的按序投射同步地,从所述相同部分捕获数量与所述照明窗口对应的图像,并且其中所述第二图像特征值取得装置在由所述挠性内窥镜的所述成像装置从所述相同部分捕获的图像的基础上,估算所述相同部分的表面凹凸不平度。

10. 如权利要求 1 所述的内窥镜检查系统,其中由所述胶囊型内窥镜捕获的第一种图像是全方位图像,并且由所述挠性内窥镜捕获的第二种图像是平面图像,并且其中所述相似性检测装置将所述目标点的第一种图像展开为平面图像,并且将第二种图像与所述目标点的所述展开平面图像比较。

11. 如权利要求 2 所述的内窥镜检查系统,其中由所述胶囊型内窥镜捕获的第一种图像是全方位图像,并且由所述挠性内窥镜捕获的第二种图像是平面图像,并且其中所述相似性检测装置将所述通过点的第一种图像展开为平面图像,并且将第二种图像与所述通过点的所述展开平面图像比较。

12. 如权利要求 1 所述的内窥镜检查系统,其中所述胶囊型内窥镜配置有姿态检测器,所述姿态检测器用于检测所述胶囊型内窥镜的姿态,并且其中所述内窥镜检查系统还包括存储装置,所述存储装置用于将关于所述胶囊型内窥镜在所述目标点的姿态的信息与所述目标点图像相关联地存储,并且除关于所述挠性内窥镜的所述成像装置相对于所述目标点的相对位置的信息以外,所述显示装置还显示关于所述胶囊型内窥镜在所述目标点的姿态的信息。

13. 如权利要求 2 所述的内窥镜检查系统,其中所述胶囊型内窥镜配置有姿态检测器,所述姿态检测器用于检测所述胶囊型内窥镜的姿态,并且其中所述内窥镜检查系统还包括存储装置,所述存储装置用于将所述胶囊型内窥镜在所述通过点的姿态的数据与所述通过点图像相关联地存储,并且除所述挠性内窥镜的所述成像装置相对于所述通过点的相对位置的信息以外,所述显示装置还显示关于所述胶囊型内窥镜在所述通过点的姿态的信息。

## 内窥镜检查系统和用于该内窥镜检查系统的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜检查系统和用于内窥镜检查系统的方法,其中将胶囊型内窥镜 (capsule endoscope) 用于初步检查,并且将挠性内窥镜用于捕获来自根据初步检查结果确定需要详细检查的那些身体部位的图像。

### 背景技术

[0002] 采用胶囊型内窥镜的内窥镜检查最近被投入实际应用。胶囊型内窥镜具有集成到微胶囊中的组件,包括成像装置和光源。病人首先吞入胶囊型内窥镜,使得在光源照射内部身体部位,即病人管道的内表面的同时,成像装置捕获来自这些部位的图像。将通过成像装置捕获的图像数据以无线电信号的形式传输至连接到病人上的接收器。将图像数据按序记录在被安置在接收器中的存储介质例如闪速存储器上。

[0003] 与采用胶囊型内窥镜将身体部位成像并行的是,检测病人体内的胶囊型内窥镜的位置。例如,JPA 2005-192880 和 JPA 2007-236700 提出从胶囊型内窥镜发出无线电波,并且检测天线接收的无线电波的强度,所述天线可以被安装在病人穿戴的防护服等上。然后,由所接收的电波的强度得到关于胶囊型内窥镜的位置的数据,并且将该数据与被检查的部位的图像数据相关地记录在存储介质上。

[0004] 为了采用胶囊型内窥镜完成内窥镜检查,通过 USB 线等将接收器连接至信息处理设备例如工作站,以将存储在接收器中的全部图像数据输入信息处理设备。在输入信息处理设备中的图像数据的基础上,医生将捕获的图像显示在监视器上,以对它们进行解释。当医生在某些图像中发现任何可疑部分,即看起来像病灶的部分时,医生采用挠性内窥镜例如气囊型内窥镜 (balloon endoscope) 从可疑部分拍摄图像,以进行完全的检查。

[0005] 如果在小肠内部拍摄的那些图像中发现可疑部分,则将气囊型内窥镜的探测头插入小肠内,以通过置于探测头中的成像装置拍摄目标点的图像。目标点是可能存在可疑部分之处,并且其位置是在与可疑部分的图像数据相关地记录的胶囊型内窥镜的位置数据的基础上预先定位的。将来自成像装置的图像信号输送至连接到气囊型内窥镜上的处理器。然后,处理器处理图像信号以将内窥镜图像显示在监视器上,以便医生解释所显示的图像以进行诊断。

[0006] 为了将气囊型内窥镜的探测头插入小肠以到达目标点,采用被安置在探测头上的气囊将小肠进行内拉 (draw in)。结果,医生往往失去目标点的踪迹,原因是在被拉的小肠中的目标点与在正常状态的小肠中由胶囊型内窥镜检测的位置数据表示的目标点不符。因此,寻找目标点需要相当长的时间,这延长了内窥镜检查所需要的总时间,因此增加了病人的负担。

### 发明内容

[0007] 考虑到上述情况,本发明的主要目的是提供一种内窥镜检查系统和内窥镜检查方法,所述系统和方法可以在将探测头插入到被检体内的同时,检测被检体内的挠性内窥镜

例如气囊型内窥镜的探测头的相对位置,前提是所述内窥镜检查系统和内窥镜检查方法使用胶囊型内窥镜和具有带成像装置的挠性插入器的挠性内窥镜,所述胶囊型内窥镜被被检体吞入以捕获来自被检体内部的第一种图像,所述挠性内窥镜在医生根据第一种图像的解释结果发现必须进行被检体内的目标点的详细检查时,被插入被检体中以通过成像装置捕获第二种图像。

[0008] 本发明的内窥镜检查系统包括:目标点选择装置,所述目标点选择装置响应医生的操作从第一种图像中选择含有目标点的目标点图像;相似性检测装置,所述相似性检测装置用于在挠性插入器向目标点移动的同时,检测目标点图像与由成像装置捕获的第二种图像之间的相似性;位置信息获取装置,所述位置信息获取装置用于在由相似性检测装置检测的相似性的基础上,获得关于被检体内的挠性内窥镜的成像装置的相对位置的信息;和显示装置,所述显示装置用于显示关于被检体内的成像装置的相对位置的信息。

[0009] 根据一个优选实施方案,内窥镜检查系统还包括:通过点选择装置,所述通过点选择装置用于从第一种图像中选择至少一个通过点图像,所述通过点图像是在从挠性插入器的入口至目标点的路线上的通过点的代表,其中相似性检测装置还在将挠性插入器插入到被检体内的同时,检测通过点图像和第二种图像之间的相似性,并且位置信息获取装置在通过点图像和第二种图像之间的相似性的基础上、或在目标点图像和第二种图像之间的相似性的基础上,分别获取关于成像装置相对于通过点或目标点的相对位置的信息。

[0010] 优选地,所述显示装置显示成像装置是否已经到达通过点和目标点的信息作为关于成像装置的相对位置的信息。

[0011] 优选地,相似性检测装置通过采用通过点图像和第二种图像的图像特征值进行计算,检测通过点图像和第二种图像之间的相似性,并且通过采用目标点图像和第二种图像的图像特征值进行计算,检测目标点图像和第二种图像之间的相似性。

[0012] 根据一个优选实施方案,内窥镜检查系统还包括:第一光谱图像产生装置,其用于分别由目标点图像和通过点图像产生适当选择的光谱频带的光谱图像;和第二光谱图像产生装置,其用于由第二种图像的每一个产生光谱图像,使得在插入器的成像装置向通过点移动的同时,光谱图像具有与通过点的光谱图像相同的光谱频带,以及在插入器的成像装置从通过点向目标点移动的同时,光谱图像具有与目标点的光谱图像相同的光谱频带,其中第一图像特征值取得装置从目标点和通过点的光谱图像中取得图像特征值,而第二图像特征值取得装置相应地从第二种图像的光谱图像中取得图像特征值。

[0013] 优选地,由第一和第二图像特征值取得装置取得的图像特征值表示被检体内部的血管图。

[0014] 根据另一个优选实施方案,检测被检体内部的表面凹凸不平度作为图像特征值。在此情况下,胶囊型内窥镜优选包括多个光源,所述多个光源被设置在不同位置,并且按序发光以照射被检体内的相同部分。胶囊型内窥镜与光源向相同部分的按序发射同步地,从相同部分捕获数量与光源数量对应的图像。然后,第一图像特征值取得装置分别在从通过点捕获的图像和从目标点捕获的图像的基础上估算通过点和目标点的表面凹凸不平度。另一方面,挠性内窥镜的插入器配置有在成像装置的不同侧的多个照明窗口,以从照明窗口一个接一个地向被检体内的相同部分按序地投射照明光,并且挠性内窥镜的成像装置与照明光从照明窗口向相同部分的按序投射同步地,从相同部分捕获数量与照明窗口对应的图

像。然后,第二图像特征值取得装置在由挠性内窥镜的成像装置从相同部分捕获的图像的基础上,估算相同部分的表面凹凸不平度。

[0015] 本发明的内窥镜检查方法包括以下步骤:在将挠性插入器插入被检体之前,从第一种图像中选择含有目标点的目标点图像;在将挠性插入器向目标点移动的同时,检测目标点图像和由成像装置捕获的第二种图像之间的相似性;在目标点图像和第二种图像之间的相似性的基础上,获得关于被检体内的挠性内窥镜的成像装置的相对位置的信息;和显示所得到的关于成像装置的相对位置的信息。

[0016] 根据本发明,在从由胶囊型内窥镜捕获的第一种图像中选择的目标点图像与由挠性内窥镜捕获的第二种图像之间的相似性的基础上,获得关于被检体内的挠性内窥镜的成像装置的相对位置的信息。因此,即使在采用挠性内窥镜的内窥镜检查过程中,被检体内的目标点的相对位置从采用胶囊型内窥镜的内窥镜检查过程中目标点的相对位置变化时,本发明也确保检测挠性内窥镜的成像装置是否已经到达目标点。结果,医生可以在比常规更短的时间内让挠性内窥镜的成像装置到达目标点,这有助于缩短检查的总时间,从而降低病人的负担。

## 附图说明

[0017] 当结合附图阅读时,从下列优选实施方案的详细描述中,本发明的上述和其它目的和优点将变得更加明显,其中在所有的数幅图中相同的标记表示相同或相应的部件,并且其中:

[0018] 图1是示出作为根据本发明的一个实施方案的内窥镜检查系统的组件的胶囊型内窥镜检查系统的示意图;

[0019] 图2是示出作为所述内窥镜检查系统的另一个组件的电子内窥镜检查系统的示意图;

[0020] 图3是示出胶囊型内窥镜检查系统的电结构的框图;

[0021] 图4是示出接收器的电结构的框图;

[0022] 图5是示出作为胶囊型内窥镜检查系统的组件的第一处理器的电结构的框图;

[0023] 图6是示出存储在第一处理器的数据存储器中的数据的说明图;

[0024] 图7是示出内窥镜插入路线上的目标点和通过点的说明图,所述目标点和通过点是由医生参考由胶囊型内窥镜捕获的图像选择的;

[0025] 图8是示出医生选择与目标点和通过点对应的图像文件的点图像选择屏的说明图;

[0026] 图9是示出作为电子内窥镜检查系统的组件的第二处理器的电结构的框图;

[0027] 图10是示出在显示气囊型内窥镜的末端还未到达目的地点的阶段中,该末端是否已经到达目的地点的点检测屏的说明图;

[0028] 图11是示出处于末端已经到达第一通过点,并且将第二通过点设定为下一个目的地点的阶段的点检测屏的说明图;

[0029] 图12是从被医生选择的目标点和通过点的相应图像数据中抽取图像特征值的方法的流程图;

[0030] 图13是示出检测气囊型内窥镜末端已经到达内窥镜插入路线上的哪个点的方法

的流程图；

[0031] 图 14 是示出从病人肛门起的内窥镜插入路线上的目标点和通过点的说明图；

[0032] 图 15 是示出根据本发明的第二实施方案的内窥镜检查系统中使用的点图像特征值的说明图；

[0033] 图 16 是示出根据第二实施方案的点检测屏的说明图；

[0034] 图 17 是根据本发明的第三实施方案的内窥镜检查系统中使用的胶囊型内窥镜的截面图；

[0035] 图 18 是示出在第一光源和第二光源之间切换照明光的同时，第三实施方案的胶囊型内窥镜如何从一个部分捕获一对图像的说明图；

[0036] 图 19 是示出在通过第三实施方案的胶囊型内窥镜从相同的被观察部位捕获的一对图像的基础上，估算关于该被观察部位的表面凹凸不平度的信息的方法的说明图；

[0037] 图 20 是用于第三实施方案的气囊型内窥镜的插入器的末端的表面端部的正视图；

[0038] 图 21 是用于第三实施方案的另一种胶囊型内窥镜的截面图；

[0039] 图 22 是用于第三实施方案的又一个胶囊型内窥镜的截面图；和

[0040] 图 23 是用于第三实施方案的另一种气囊型内窥镜的末端的透视图。

#### [0041] 具体实施方案

[0042] 如图 1 和 2 中所示，内窥镜检查系统 2 由胶囊型内窥镜检查系统 3 和电子内窥镜检查系统 4 组成。在内窥镜检查系统 2 中，病人或被检体 10 的内窥镜检查首先是使用胶囊型内窥镜检查系统 3 进行的，并且如果发现了可能是病灶等的任何可疑部分，则使用电子内窥镜检查系统 4 进行可疑部分的详细检查。

[0043] 胶囊型内窥镜检查系统 3 由病人 10 吞入的胶囊型内窥镜 11、病人 10 携带的便携式接收器 12 和工作站 13 组成，所述工作站 13 接收由胶囊型内窥镜 11 捕获的图像，并且显示医生对其进行解释的图像。

[0044] 胶囊型内窥镜 11 捕获来自病人 10 的管道例如小肠的内壁的图像，以将捕获的图像数据按序以无线电波 14 的形式输送至接收器 12。接收器 12 配置有用于显示各个设置屏的液晶显示器 (LCD) 16，以及用于在设置屏上设置接收器 12 的操作部 17。接收器 12 接收并且存储以无线电波 14 的形式从胶囊型内窥镜 11 传输的图像数据，该图像数据在下面被称为 CE 图像数据。

[0045] 无线电波 14 在胶囊型内窥镜 11 和接收器 12 之间的传输通过天线 18 和 20 进行，其中天线 18 被安装在胶囊型内窥镜 11 中，如图 3 中所示，而天线 20 被安装在病人 10 穿戴的防护服 19 上。每一根天线 20 具有用于测量来自胶囊型内窥镜 11 的无线电波 14 的场强的内置电场强度传感器 21。

[0046] 工作站 13 配置有第一处理器 24、包括键盘和鼠标的操作部件 25，以及 LCD26。例如通过 USB 线 27，将第一处理器 24 连接至接收器 12 以交换数据。第一处理器 24 可以通过无线通信例如红外线通信连接至接收器 12。在采用胶囊型内窥镜 11 的胶囊型内窥镜检查过程中，或者在胶囊型内窥镜检查结束时，第一处理器 24 开始处理来自接收器 12 的 CE 图像数据以单独地积累并且处理每一个病人的 CE 图像数据。同时，第一处理器 24 基于 CE 图像数据产生内窥镜图像，该 CE 图像数据对应上述发明内容中规定的第 1 种内窥镜图像，并

且在下面被称为 CE 图像。第一处理器 24 在 LCD 26 上显示 CE 图像,以便医生解释 LCD 26 上的 CE 图像。

[0047] 第一处理器 24 还通过 LAN 29 连接至电子内窥镜检查系统 4 的第二处理器 32。当医生通过操作第一处理器 24 的操作部件 25 选择一些 CE 图像时,第一处理器 24 从所选择的 CE 图像的图像数据中抽取图像特征值,并且通过 LAN 29 将抽取的特征值传输至第二处理器 32。

[0048] 在图 2 所示的实施方案中,电子内窥镜检查系统 4 是用于小肠检查的挠性内窥镜,所述挠性内窥镜由以下组成:通过嘴或另一个入口插入到病人 10 中的气囊型内窥镜 31,第二处理器 32,照明装置 33,包括键盘和鼠标的操作部件 34,以及 LCD 35。气囊型内窥镜 31 配置有插入到病人体内的挠性插入器 37、连接至插入器 37 的基座的柄 38,以及连接至第二处理器 32 和照明装置 33 的通用线 39。

[0049] 探测头 37a 连接至插入器 37 的远端。如图 9 中所示,将物镜 41 和成像装置 42 安装在探测头 37a 中,以捕获来自病人管道,即该实施方案中的小肠的内壁的图像。将从成像装置 42 输出的模拟图像信号转换为数字图像数据(以下称为 BE 图像数据)并且通过通用线 39 输送至第二处理器 32。同时,来自照明装置 33 的照明光通过被安装在插入器 37 中的光纤电缆等被传导至探测头 37a,并且从探测头 37a 向小肠内壁投射。

[0050] 将可弯曲部分 37b 安置在探测头 37a 后面。可弯曲部分 37b 由多个部分组成,所述多个部分以这样的方式相互连接使得可弯曲部分 37b 随着柄 38 的角度旋钮(angle knob)的操作而在任何方向上弯曲,以推拉被安装在插入器 37 中的线。从而,医生可以通过操作角度旋钮将探测头 37a 在被检体内定位到任何适宜的方向上。在可弯曲部分 37b 后面安置的是挠性柔软部分 37c。

[0051] 气囊 48 被安装在探测头 37a 和可弯曲部分 37b 之间。气囊 48 由弹性可膨胀材料例如胶乳橡胶制成。通风机(未显示)通过沿着插入器 37 和通用线 39 内部安置的通风管(未显示)输送空气进出气囊 48,从而使气囊 48 鼓起和缩小。如在本领域中所知,探测头 37a 通过利用气囊 48 的收缩和膨胀拉曳小肠而前进到小肠中,以采用气囊型内窥镜 31 进行小肠内窥镜检查。

[0052] 第二处理器 32 在来自气囊型内窥镜 31 的 BE 图像数据的基础上产生内窥镜图像,并且在 LCD 35 上显示内窥镜图像。下面,将基于 BE 图像数据产生的内窥镜图像称为 BE 图像,该对应如上述发明内容中规定的第二种内窥镜图像。由于 BE 图像比 CE 图像更清楚,因此采用气囊型内窥镜 31 的内窥镜检查适用于通过采用胶囊型内窥镜 11 的内窥镜检查发现的怀疑为病灶的身体部分的详细检查。第二处理器 32 还在经由 LAN 29 从第一处理器 24 输送的 CE 图像数据的图像特征值的基础上,检测病人 10 体内的气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 的相对位置,这将参考图 10 和 11 进行详细描述。

[0053] 现在,将参考图 3 更详细地描述组成胶囊型内窥镜检查系统 3 的胶囊型内窥镜 11、接收器 12 和第一处理器 24。通过 CPU 50 监督胶囊型内窥镜 11 的总体操作。CPU 50 连接至 ROM 51、RAM 52、成像驱动器 53、调制器电路 54、供电电路 56 和照明装置驱动器 57。由图 3 中的标记 140 表示的是检测病人 10 体内的胶囊型内窥镜 11 的物理姿态的姿态传感器,这将与第二实施方案相关地进行描述。

[0054] CPU 50 从 ROM 51 读取所必需的程序和数据,并且将它们在 RAM 52 上展开

(expand) 以按序处理读取的程序。成像驱动器 53 连接至成像装置 60 和信号处理电路 61。成像装置 60 是例如 CCD 或 CMOS, 其当通过物镜 59 形成图像时, 捕获被观察部位 (身体部位或身体部分) 的图像。物镜 59 在正面视角下具有 140 至 180 的成像区域, 并且形成存在于成像区域中的被观察部位的全方位图像。成像驱动器 53 控制成像装置 60 和信号处理电路 61 的操作, 从而以给定的帧频和快门速度捕获图像。由标记 0 表示的是物镜 59 的光轴。

[0055] 信号处理电路 61 通过相关的二次抽样、放大和模拟至数字的转换处理从成像装置 60 输出的图像信号, 以将其转换为数字 CE 图像数据。信号处理电路 61 还对 CE 图像数据进行 γ 校正和其它图像处理操作。

[0056] 调制器电路 54 连接至信号处理电路 61 的输出端和发送器电路 63 的输入端, 所述发送器电路 63 连接至天线 18。调制器电路 54 根据来自信号处理电路 61 的 CE 图像数据调制无线电波, 并且将所调制的无线电波 14 输出到发送器电路 63 中。在将无线电波 14 进行放大并且带通滤波之后, 发送器电路 63 将无线电波 14 输出至气囊型内窥镜 18。因此, 将 CE 图像数据从胶囊型内窥镜 11 无线传输至接收器 12。

[0057] 供电电路 56 将来自电池 64 的功率供给至胶囊型内窥镜 11 的各个组件。照明装置驱动器 57 在 CPU 50 的控制下驱动照明装置 65, 从而在成像过程中以给定的光量照射被观察部位或目标身体部位。

[0058] 如图 4 中所示, 通过 CPU 67 控制接收器 12 的总体操作。数据总线 68 将 CPU 67 连接至接收器 12 的各个组件, 包括 ROM 69、RAM 70、解调器电路 71、图像处理电路 72、数据存储器 73、输入接口 (I/F) 74 和位置检测器电路 75。数据总线 68 还连接至 LCD 驱动器 76, 其用于驱动 LCD 16; 通信接口 (I/F) 78, 其通过 USB 连接器 77 用于调停接收器 12 和第一处理器 24 之间的数据交换; 以及供电电路 80, 其用于将来自电池 79 的功率供给至接收器 12 的各个组件。

[0059] CPU 67 从 ROM 69 读取所必需的程序和数据, 并且在 RAM 70 上将它们展开, 以按序处理读取的程序。CPU 67 还控制接收器 12 的各个组件, 以根据经由操作部 17 输入的操作信号工作。解调器电路 71 连接至接收器电路 81 的输出端, 而接收器电路 81 的输入端连接至天线 20。解调器电路 71 将从胶囊型内窥镜 11 接收的无线电波 14 解调, 以变成原始的 CE 图像数据, 并且将 CE 图像数据输出至图像处理电路 72。在将在天线 20 接收的无线电波 14 进行放大和带通滤波之后, 接收器电路 81 输出无线电波 14。

[0060] 图像处理电路 72 处理由解调器电路 71 解码的 CE 图像数据, 并且将处理的 CE 图像数据输出至数据存储器 73, 同时将 ID 信息例如文件名附于 CE 图像数据的各个单独的图像文件。数据存储器 73 是例如具有存储容量约为 1GB 的闪速存储器。数据存储器 73 存储从图像处理电路 72 输出的 CE 图像数据。输入接口 74 从电场强度传感器 21 获得测量结果, 并且将结果输出至位置检测器电路 75。

[0061] 位置检测器电路 75 在通过电场强度传感器 21 测量的无线电波 14 的场强的基础上, 检测被检体内的胶囊型内窥镜 11 的当前位置, 并且位置检测器电路 75 将关于胶囊型内窥镜 11 的检测位置的信息 (以下称为成像位置数据) 输出至数据存储器 73。数据存储器 73 在由成像位置数据表示的成像位置, 记录与通过胶囊型内窥镜 11 获得的 CE 图像数据相关的成像位置数据。因为在来自胶囊型内窥镜 11 的无线电波 14 的场强的基础上检测被检体内的胶囊型内窥镜 11 的位置的方法在本领域中是熟知的, 因此从本说明书中省略这种

方法的详情。

[0062] 如图 5 中所示,工作站 13 的第一处理器 24 包括监控工作站 13 的总体操作的 CPU 83。数据总线 84 将 CPU 83 连接至 RAM 86、通信接口 (I/F) 87 和数据存储器 88。数据总线 84 连接至驱动 LCD 26 的 LCD 驱动器 89,并且连接至 LAN 接口 (I/F) 90,所述 LAN 接口 (I/F) 90 连接至 LAN 29。

[0063] CPU 83 从数据存储器 88 读出所必需的程序和数据,并且将它们在 RAM 86 上展开,以按序处理读取的程序。CPU 83 还控制工作站 13 的各个组件以根据通过操作部件 25 输入的操作信号工作。通信接口 87 通过 USB 连接器 91 调停工作站 13 和接收器 12 之间的数据交换,并且从接收器 12 接受 CE 图像数据和成像位置数据。将所接受的 CE 图像数据和成像位置数据存储在数据存储器 88 中。

[0064] 如图 6 中所示,数据存储器 88 具有图像数据存储部 93、成像位置数据存储部 94、程序存储部 95 和图像特征值存储部 96。图像数据存储部和成像位置数据存储部 94 分别存储 CE 图像数据和成像位置数据,同时将病人的数据逐个分类。

[0065] 除用于控制第一处理器 24 的操作的各种程序和数据以外,程序存储部 95 还存储点图像选择程序 97。当激活点图像选择程序 97 时,将点图像选择屏 98(参见图 8) 显示在 LCD 26 上,从而允许从与通过接收器 12 输送的 CE 图像数据对应的这些图像之中选择图像。

[0066] 如例如图 7 中所示,如果医生根据在 LCD 26 上的图像解释发现含有可能是病灶的这种可疑部分的 CE 图像,则医生选择含有可疑部分的 CE 图像作为目标点的 CE 图像。之后,医生至少选择在从胶囊型内窥镜 11 进入病人 10 的插入位置至目标点的路径上拍摄的第二 CE 图像。在图 7 所示的实例中,将胶囊型内窥镜 11 和气囊型内窥镜 31 通过嘴 10a 插入病人 10 的消化道,并且按序选择沿着气囊型内窥镜 31 的插入路线 R(在该实施方案中对应于胶囊型内窥镜 11 的移动过程)的中间点作为第一至第 Z 通过点(Z 是大于 1 的整数)。

[0067] 尽管本实施方案是在目标点和通过点位于小肠的假设下进行描述的,但是这些点可以位于被检体内的任何位置。

[0068] 气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 经由嘴 10a 进入,并且经由第一至第 Z 通过点到达目标点。在下列描述中,目标点的 CE 图像称为目标点图像,并且第一至第 Z 通过点的 CE 图像分别称为第一至第 Z 通过点图像。

[0069] 目标点图像和第一至第 Z 通过点图像用于在采用气囊型内窥镜 31 的内窥镜检查过程中检测探测头 37a 在去目标点的路上已经到达哪个点。如上所述,气囊型内窥镜 31 的气囊 48 将小肠向里拉,以将气囊型内窥镜 31 的插入器 37 推入小肠中。将通过气囊型内窥镜 31 得到的 BE 图像数据与在相应通过点和目标点得到的 CE 图像数据进行比较,以检查它们之间的相似性。基于它们之间的相似性,可以检测探测头 37a 已经到达哪个点。应指出,采用从相应图像数据抽取的图像特征值来判断 BE 图像数据和 CE 图像数据之间的相似性。

[0070] 再次参考图 5,当激活点图像选择程序 97 时,将失真校正处理器(展开图像产生装置)100,光谱图像发生器(第一光谱图像发生器)101 和图像特征值抽取器(第一图像特征值取得装置)102 装配到 CPU 83 中。

[0071] 失真校正处理器 100 处理医生通过对操作部件 25 进行操作而选择的这些 CE 图像的图像数据以校正梯形失真,称为梯形失真校正。如上所述,胶囊型内窥镜 11 的物镜 59(参见图 3) 形成所观察的身体部位的全方位图像,因此 CE 图像数据是全方位图像数据。因为

BE 图像是平面图像,因此必须将 CE 图像展开为平面图像,以检测 BE 图像和 CE 图像之间的相似性或重合性。

[0072] 为此目的,失真校正处理器 100 将由医生选择的这些 CE 图像的图像数据进行梯形失真校正处理,以产生展开图像数据。从而,将相应点的图像数据转变为展开图像数据。可以通过与梯形失真校正不同的其它已知失真校正方法或图像展开方法产生展开图像数据。

[0073] Te 101 从展开图像数据产生任意的光谱频带(波带)的光谱图像数据,所述展开图像数据是由失真校正处理器 100 产生的。为了在采用气囊型内窥镜 31 的内窥镜检查过程中精确地检测探测头 37a 是否已经到达选择点,适宜的是点图像数据与选择点周围的周围区域的 CE 图像数据确实不同。如果一个点的点图像数据类似于该点周围的周围区域的 CE 图像数据,可能发生在探测头 37a 到达目的地点之前探测头 37a 被认为到达该点的错误。

[0074] 为了防止这种错误,光谱图像发生器 101 从通过失真校正处理器 100 产生的展开图像数据产生光谱图像数据(第一光谱图像)。因此,将由医生选择的相应图像的每一个点图像数据转变为展开图像数据,然后转变为光谱图像数据。在采用内窥镜检查的医疗诊断领域中,通常产生目标物的光谱图像以便发现病灶,原因是光谱图像可以增强目标物例如血管或一些器官例如胃内壁和肠表面组织的适合特征,而无需将目标物着色。产生相应点的光谱图像数据以增强这些点例如血管的一些特征是增大点图像数据和选择点周围的 CE 图像数据之间的差别。因为对增大点图像数据和周围 CE 图像数据之间的差别有效的光谱频带根据目标器官而变化,因此设计光谱图像发生器 101 以产生可变光谱频带的光谱图像数据,该可变光谱频带可通过操作部件 25 调节。

[0075] 当对操作部件 25 进行用于显示光谱图像的操作时,光谱图像发生器 101 从数据存储器 88 或另一个存储器位置读取系数矩阵(未显示),以进行用于将展开图像数据与矩阵系数相乘的矩阵计算,从而产生光谱图像数据。因为采用系数矩阵产生光谱图像数据的方法在本领域中是熟知的,并且在例如 JPA 2007-319442 中被公开,因此在此省略这种方法的描述。可以采用另一种用于产生光谱图像数据的方法。

[0076] 图像特征值抽取器 102 从第一至第 Z 通过点的光谱图像数据和目标点的光谱图像数据抽取特征值。下面,将通过点的光谱图像数据和目标点的光谱图像数据称为通过点光谱图像数据和目标点光谱图像数据。目标点光谱图像数据以及通过点光谱图像数据的特征值,其与第一次提及的第一图像特征值对应,表示关于单独的图像的特征值的数值信息,包括每一个图像的总色调、颜色分布、轮廓分布和形状。这些特征值用于计算 BE 图像数据与图像的相似性。在本实施方案中,抽取在单独的点图像中表示血管图的图像特征值。

[0077] 表示血管图的图像特征值可以是“血管的边缘方向的分布”、“血管曲率的分布”、“脉管分支点的数量及其相对位置”和“血管边缘方向的变化图”。血管边缘方向的分布是指血管边缘(轮廓的横向或径向末端)方向的分布。具体地,将基于点光谱图像数据的目标点和各个通过点的光谱图像中所含的所有血管再分为恒定长度的段,并且以相对于可以适当预定的参考方向的角度(0° 至 180°)的形式检测每一段血管的方向。因此,边缘方向的分布表示各个血管段的方向的分布。

[0078] 曲率分布表示在各个点的光谱图像中所包含的所有血管的各段的曲率分布。脉管分支点的数量及其相对位置表示在选择点的每一光谱图像中的血管的分支点的数量,以及这些分支点之间的位置关系。例如,分支点之间的位置关系可以在 XY 坐标系中表示,该 XY

坐标系的参考点 (0,0) 是在图像中的分支点中的适当分支点确定的。脉管边缘的方向上的变化图表示在相应点的光谱图像中所含的血管的变化图。作为变化图的一个实例，血管分开放成两个分支，而两个分支分别进一步分为两个和三个方向。

[0079] 抽取血管图的图像特征值的方法可以是常规方法，因此在此省略血管图抽取方法的描述。通过图像特征值抽取器 102 抽取的点图像特征值的数据伴随有关于点光谱图像数据的光谱频带以及关于作为相应点光谱图像的原图的相应点图像的图像文件的文件名的附加信息。光谱频带数据是由光谱图像发生器 101 得到的，而文件名数据是由图像数据存储部 93 得到的。

[0080] 图像特征值抽取器 102 将从点光谱图像数据抽取的相应点图像的特征值输出到数据存储器 88。然后，数据存储器 88 的图像特征值存储部 96 临时存储相应点图像特征值，同时根据病人将它们分类（参见图 6）。

[0081] 图 8 显示了点图像选择屏 98，其用于从通过接收器 12 获取的 CE 图像中选择点图像。点图像选择屏 98 配置有病人选择框 105、图像显示窗口 107、光谱频带输入框 108 和选择结果显示窗口 109。

[0082] 病人选择框 105 用于选择病人 10 作为图像解释的对象，并且从数据存储器 88 读取通过胶囊型内窥镜 11 从所选择的病人获得的 CE 图像。当指示光标 110 放在病人选择框 105 的右端指示倒三角的标记上，并且点击鼠标，病人名字和身份证号码的名单以下拉菜单的形式显示。通过点击病人名字中的一个，选择一个病人作为所述对象。

[0083] 图像显示窗口 107 显示在病人选择框 105 中选择的病人 10 的 CE 图像。例如，CE 图像以与通过胶囊型内窥镜 11 成像的时间顺序相同的顺序逐一地显示在图像显示窗口 107 上。医生可以通过点击控制栏 107a 上的相应标记，控制播放、暂停和停止图像显示窗口 107 上的显示。因此，医生在按序显示 CE 图像的同时，对它们逐一地进行解释或研究。

[0084] 当医生在所显示的 CE 图像中没有发现任何可能是病灶的部分时，医生继续到下一个 CE 图像，而不进行任何特别的操作。如果医生在显示的 CE 图像中发现了可能是病灶的可疑部分，因此医生暂停显示以更详细地研究 CE 图像。下面，将含有可疑部分的 CE 图像称为目标点候选图像。在 CE 图像的情况下，其文件名和成像位置数据显示在图像显示窗口 107 的上区。如果医生判断必需进行被捕获作为目标点候选图像的部位的详细检查，则医生进行用于产生目标点候选图像的光谱图像的操作。

[0085] 具体地，医生在光谱频带输入框 108 输入光谱频带，以产生光谱图像，同时目标点候选图像在图像显示窗口 107 上暂停。接着，医生在光谱图像显示按钮 111 上点击指示光标 110。从而，通过展开目标点候选图像数据产生展开图像数据，然后由这种展开图像数据产生具有由医生输入的光谱频带的光谱图像数据。基于产生的光谱图像数据，将光谱图像显示在图像显示窗口 107 上。

[0086] 当医生在光谱频带输入框 108 中改变光谱频带，之后点击光谱图像显示按钮 111 时，在图像显示窗口 107 上显示具有改变的光谱频带的光谱图像。因此，医生可以重复相同的操作直至在图像显示窗口 107 上显示最适宜的光谱图像，例如具有增强的血管图的光谱图像。当显示适宜的光谱图像时，医生在点选择按钮 112 上点击指示光标 110。然后，选择所显示的光谱图像的光谱图像数据作为目标点图像数据。同时，从目标点图像数据中抽取图像特征值，并且将抽取的目标点特征值存储在数据存储器 88 的图像特征值存储部 96 中

(参见图 6)。

[0087] 选择结果显示窗口 109 显示被医生选择作为点图像的那些光谱图像的文件名和相应的光谱频带。例如,当选择目标点图像数据时,在选择结果显示窗口 109 上的“目标点”行中显示所选择的图像数据的文件名和光谱频带。

[0088] 在选择目标点图像数据之后,医生在点图像选择屏 98 上选择相应通过点的图像数据。首先,在图像显示窗口 107 上逐一显示这些 CE 图像,其是从所选择的病人 10 在从嘴 10a 或用于气囊型内窥镜 31 的插入器 37 的入口至目标点的路径上以与成像的时间顺序相同的顺序捕获的。医生观察连续的 CE 图像,并且在显示可以是第一通过点图像的这种 CE 图像(以下称为第一通过点候选图像)时,通过操作控制栏 107a 暂停显示。此时,在图像显示窗口 107 的上区上显示第一通过点候选图像的文件名和成像位置数据。

[0089] 医生在图像显示窗口 107 上检查第一通过点候选图像及其文件名和成像位置数据,以确定候选图像是否为第一通过点图像。如果医生没有确定候选图像为第一通过点图像,则医生操作控制栏 107a 以重新按序显示 CE 图像。当医生选定第一通过点图像时,医生在光谱频带输入框 108 中输入第一通过点图像的光谱频带,并且点击光谱图像显示按钮 111。从而,展开第一通过点图像的 CE 图像数据,并且由展开图像数据产生具有指定的光谱频带的光谱图像数据。基于光谱图像数据,在图像显示窗口 107 上显示光谱图像。

[0090] 医生重复输入光谱频带,并且在图像显示窗口 107 上检查具有输入的光谱频带的光谱图像,直至所显示的光谱图像包含有助于区别第一通过点图像和其它点图像的增强的血管图。当在图像显示窗口 107 上显示适宜的光谱图像时,医生点击点选择按钮 112,通过点击,在选择结果显示窗口 109 上的“第一通过点”行中显示所选择的光谱图像的文件名和光谱频带。这表示选择在图像显示窗口 107 上显示的第一通过点光谱图像的图像数据作为第一通过点图像数据。

[0091] 在选择第一通过点图像数据的同时,从第一通过点图像数据中抽取图像特征值,并且将所抽取的第一通过点的特征值存储在数据存储器 88 的图像特征值存储部 96 中,从而完成第一通过点图像数据的选择。

[0092] 以与第一通过点相同的方式选择第二和后面的通过点光谱图像的图像文件,并且将第二和后面的通过点的图像特征值存储在图像特征值存储部 96 中。当完成选择所有必需的点及其光谱图像时,医生在选择完成按钮 113 上点击指示光标 110。然后,通过 LAN 接口 90 和 LAN 29 将相应点图像的图像特征值从图像特征值存储部 96 传输至第二处理器 32。

[0093] 现在将详细描述构成电子内窥镜检查系统 4 的气囊型内窥镜 31 和第二处理器 32。如图 9 中所示,通过物镜 41 在气囊型内窥镜 31 的成像装置 42 的成像表面上形成被观察部位或目标部位的光学图像,并且成像装置 42 将来自其相应像素的模拟图像信号输出到模拟前端(AFE)电路 115。AFE 电路 115 采用相关的二次抽样、放大和模拟至数字的转换处理图像信号,将它们转化为数字 BE 图像数据。AFE 电路 115 通过通用线 39 将 BE 图像数据输出到第二处理器 32。作为选择,可以将 AEF 电路 115 装配在第二处理器 32 中,并且在第二处理器 32 中将从成像装置 42 输出的图像信号转换为 BE 图像数据。

[0094] 第二处理器 32 的 CPU 116 控制电子内窥镜检查系统 4 的总体操作。数据总线 117 将 CPU 116 连接至 RAM 119、数字信号处理器(DSP)120、图像存储器 121 和数据存储器 122。还将数据总线 117 连接至 LCD 驱动器 123 和 LAN 接口(I/F)124, LCD 驱动器 123 用于驱

动 LCD 35, LAN 接口 (I/F) 124 连接至 LAN 29。对 LAN 接口 124 提供从第一处理器 24 经由 LAN29 输送的相应点图像的图像特征值。将图像特征值储存在数据存储器 122 中。

[0095] CPU 116 从数据存储器 122 读取必需的程序和数据, 并且在 RAM 119 上将它们展开, 以按序处理所读取的程序。CPU 116 还控制第二处理器 32 的相应组件根据通过操作部件 34 输入的操作信号工作。数字信号处理器 120 处理从气囊型内窥镜 31 输送的 BE 图像数据。将经处理的 BE 图像数据临时存储在图像存储器 121 中。图像存储器 121 用从数字信号处理器 120 照原样输送的新 BE 图像数据重写以前存储的 BE 图像数据。

[0096] LCD 驱动器 123 连接至 VRAM(未显示), 该 VRAM 存储从图像存储器 121 读取的 BE 图像数据。将 BE 图像数据写入 VRAM 和从 VRAM 中读出是相互并行地进行的。LCD 驱动器 123 将从 VRAM 读出的 BE 图像数据转换为模拟复合信号以将 BE 图像显示在 LCD 35 上。

[0097] 数据存储器 122 具有图像特征值存储部 126 和程序存储部 127。将从第一处理器 24 输送的相应点图像的图像特征值存储在图像特征值存储部 126 中, 同时将它们对于病人逐个分类。在为了详细检查目标点而将气囊型内窥镜 31 的插入器 37 插入病人 10 体内的同时, 基于相应点图像的图像特征值, CPU 116 检测探测头 37a 已经到达相应通过点和目标点之中的哪个点。具体地, CPU 116 计算 BE 图像数据的图像特征值和存储的相应点图像的图像特征值之间的相似程度。

[0098] 除用于控制第二处理器 32 的操作的各种程序和数据以外, 程序存储部 127 还存储点检测程序 128。当激活点检测程序 128 时, 在 LCD 35 上显示点检测屏 129(参见图 10 和 11), 从而显示气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 已经到达哪个点。当激活点检测程序 128 时, 将光谱图像发生器(第二光谱图像发生器)131、图像特征值抽取器(第二图像特征值取得装置)132 和点检测器(位置信息获取装置)133 装配在 CPU 116 中。

[0099] 光谱图像发生器 131 从图像存储器 121 读出 BE 图像数据, 并且用读取的 BE 图像数据产生 BE 光谱图像数据(第二光谱图像), 使得在气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 正在接近的目的地点的图像特征值(光谱频带数据)的基础上, BE 光谱图像数据具有与目的地点的第一光谱图像数据相同的光谱频带。

[0100] 例如, 当目的地点为第一通过点时, 光谱图像发生器 131 从数据存储器 122 的图像特征值存储部 126 检索第一通过点图像特征值的光谱频带数据。在读取的光谱频带数据的基础上, 光谱图像发生器 131 产生光谱频带与第一通过点的第一光谱图像数据的光谱频带相同的 BE 光谱图像数据。对于第二和下面的通过点以及目标点, 在探测头 37a 到达这些点之前, 光谱图像发生器 131 产生光谱频带与相应点的第一光谱图像数据的光谱频带相同的 BE 光谱图像数据。

[0101] 将由光谱图像发生器 131 产生的 BE 光谱图像数据临时储存在 RAM119 的光谱图像数据存储器位置(未显示)。每当在 RAM 119 中写入新的一组 BE 光谱图像数据时, 就修改在 RAM 119 的光谱图像数据存储器位置的 BE 光谱图像数据。

[0102] 图像特征值抽取器 132 从写入 RAM 119 的光谱图像数据存储器位置的 BE 光谱图像数据中抽取 BE 光谱图像的图像特征值, 该图像特征值在下面被称为与第一次提及的第二图像特征值对应的 BE 图像特征值。与上述点图像特征值类似, 该 BE 图像特征值表示在所观察部位的血管图的图像特征值。将由图像特征值抽取器 132 抽取的 BE 图像特征值临时存储在 RAM 119 的图像特征值存储器位置(未显示)中。每当将新的一组 BE 光谱图像

数据写入 RAM 119 时,图像特征值抽取器 132 抽取 BE 图像特征值。每当在 RAM 119 中写入新的一组 BE 图像特征值数据时,就修改在 RAM119 的图像特征值存储器位置的 BE 图像特征值数据。

[0103] 点检测器 133 计算存储在 RAM 119 中的 BE 图像特征值与存储在图像特征值存储部 126 中的目的地点的点图像特征值之间的相似程度,所述点图像特征值是在目的地点通过胶囊型内窥镜 11 得到的 CE 光谱图像数据。基于相似程度,点检测器 133 判断通过气囊型内窥镜 31 得到的 BE 光谱图像数据是否与目的地点的点图像数据类似。即,点检测器 133 判断气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 是否到达目的地点。

[0104] 作为用于计算相似程度的公式,点检测器 133 采用随着两个比较物之间的相似程度变得越高,具有越大的值的这种函数。例如,点检测器 133 采用下式:

$$D = C - \sum \{a_i \times (vxi - vsi)^2\}$$

[0106] 其中 vx 是目的地点的图像特征值,vs 是 BE 图像特征值,ai 是各个参数的加权系数,并且 i 是参数号。

[0107] 点检测器 133 将所计算的相似程度与预定的阈值进行比较。当计算的相似程度小于预定的阈值时,点检测器 133 判断 BE 图像数据与目的地点的点图像数据不类似,并且气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 未到达目的地点。如果计算的相似程度等于或大于预定的阈值,则点检测器 133 判断气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 已经到达目的地点。

[0108] 然而,即使在气囊型内窥镜 31 和胶囊型内窥镜 11 捕获来自相同点的图像时,如果此时图像具有彼此不同的姿态,则 BE 图像的姿态也不同于 CE 图像的姿态。在此情况下,当 BE 图像旋转适当的角度例如 180 度时,BE 图像可能与 CE 图像重合。在不校正 BE 图像的姿态的情况下,即使气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 实际上到达了目的地点,计算的相似程度也可能小于预定的阈值。为了避免这个问题,可以降低阈值,这增加在探测头 37a 实际上未到达目的地点时,错误地判断气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 到达了目的地点的可能性。

[0109] 为了解决这个问题,根据本实施方案,在将图像的姿态改变到不同方向上的同时,由 BE 光谱图像数据产生多组旋转光谱图像数据。从这些不同组的旋转光谱图像数据中,抽取相应的旋转图像特征值。然后,点检测器 133 计算相应的旋转图像特征值和目的地点的点图像特征值之间的相似程度,以及 BE 图像特征值与目的地点的点图像特征值之间的相似程度。如果这些计算的相似程度中的至少一个等于或大于阈值,则点检测器 133 判断气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 到达了目的地点。

[0110] 当判断探测头 37a 到达目的地点时,将下一个点设定为目的地点。即,当判断探测头 37a 到达第一通过点时,将第二通过点设定为目的地点。当判断探测头 37a 到达最后一个通过点时,将目标点设定为目的地点。CPU116 的相应组件 131 至 133 产生 BE 光谱图像数据,抽取 BE 图像特征值,并且在新设定的下一个点的点图像特征值的基础上计算相似程度。当判断探测头 37a 到达目标点时,CPU 116 的相应组件 131 至 133 终止处理。

[0111] 如图 10 和 11 中所示,点检测屏 129 显示关于在第一至第 Z 通过点和目标点之中气囊型内窥镜 31 的探测头 37 已经到达的点的信息。点检测屏 129 具有图像显示窗口 135、目的地点显示窗口 136、光谱频带显示窗口 137 和消息显示窗口 138。

[0112] 图像显示窗口 135 显示目前由气囊型内窥镜 31 得到的 BE 图像。可以在 BE 光谱图像数据的基础上与 BE 图像同时显示 BE 光谱图像。目的地点显示窗口 136 显示目的地点

例如第一通过点的名称。光谱频带显示窗口 137 显示附于目的地点的点图像特征值数据上的光谱频带的信息。

[0113] 消息显示窗口 138 显示通知气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 是否已经到达目的地点的消息。例如,在目的地点为第一通过点并且探测头 37a 未到达第一通过点时,如图 10 中所示,在消息显示窗口 138 中显示“未到达第一通过点”的消息。

[0114] 当探测头 37a 已经到达第一通过点时,如图 11 中所示,在消息显示窗口 138 中显示“到达第一通过点”的消息。此时,将第二通过点设定为新的目的地点,因此目的地点显示窗口 136 显示“第二通过点”,并且光谱频带显示窗口 137 显示与第二通过点的点图像特征值对应的光谱频带数据。当探测头 37a 已经通过第一通过点时,将消息显示窗口 138 中的消息修改为适合的消息,例如“还未到达第二通过点”。

[0115] 以与上述相同的方式,在气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 朝第二和下面的通过点和目标点移动的同时,在相应的窗口 136 至 138 中显示目的地点的名称、关于目的地点的光谱图像的光谱频带数据,以及相应的消息。因此,医生可以检查气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 是否到达目的地点。如果探测头 37a 未到达目的地点,则医生可以向前或向后移动探测头 37a 以使其到达目的地点。以这种方式,气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 最终到达目标点。

[0116] 现在,将描述如上配置的内窥镜检查系统 2 的操作。在内窥镜检查系统 2 中,对病人 10 首先进行采用胶囊型内窥镜 11(胶囊型内窥镜检查系统 3)的内窥镜检查,并且如果胶囊型内窥镜的结果显示任何可疑部分,则对病人 10 进行采用气囊型内窥镜 31(电子内窥镜检查系统 4)的内窥镜检查以详细研究可疑部分。

[0117] 首先,将参考图 12 描述胶囊型内窥镜检查系统 3 中的程序。作为内窥镜检查的准备,病人 10 穿上防护服 19 并且戴上接收器 12。然后,在打开胶囊型内窥镜 11 的电源开关之后,病人 10 吞入胶囊型内窥镜 11。当胶囊型内窥镜 11 通过病人的管道时,它捕获来自管道的内表面的图像,并且以无线电波 14 的形式按序传输捕获的图像的 CE 图像数据。在天线 20 上接收无线电波 14。同时,通过被装配在每根天线 20 上的电场强度传感器 21 检测所接收的无线电波 14 的场强。将来自各个传感器 21 的检测结果输入到接收器 12 的位置检测器电路 75 中。

[0118] 将在天线 20 上接收的无线电波 14 经由接收器电路 81 输送至解调器 71,以将其解调为原始的 CE 图像数据。将 CE 图像数据在图像处理电路 72 中处理并且输出到数据存储器 73。位置检测器电路 75 在来自电场强度传感器 21 的检测结果的基础上检测病人 10 中的胶囊型内窥镜 11 的当前位置,并且将胶囊型内窥镜 11 的当前位置的数据,即成像位置数据,输出到数据存储器 73 中。数据存储器 73 存储与从图像处理电路 72 输送的图像数据相关的成像位置数据。

[0119] 当完成采用胶囊型内窥镜 11 的成像或内窥镜检查时,接收器 12 经由 USB 线 27 连接至第一处理器 24。接着,医生对操作部件 25 进行操作以将来自数据存储器 73 的 CE 图像数据和成像位置数据传输至第一处理器 24。然后,将 CE 图像数据存储在数据存储器 88 的图像数据存储部 93 中,并且将成像位置数据存储在数据存储器 88 的成像位置数据存储部 94 中。在将所有数据从数据存储器 73 传输至数据存储器 88 之后,医生对操作部件 25 进行操作以激活点图像选择程序 97,从而在 LCD 26 上显示点图像选择屏 98。

[0120] 医生操作指示光标 110 以在点图像选择屏 98 上的病人选择框 105 中选择病人 10。

CPU 83 从图像数据存储部 93 读出所选择的病人的 CE 图像数据, 以在图像显示窗口 107 上按序显示该病人的 CE 图像。如果显示的 CE 图像不含任何看起来像病灶的可疑部分, 则医生显示下一个 CE 图像, 以对其进行研究。如果医生在从接收器 12 传输的任何 CE 图像中未发现任何可疑部分, 则医生关闭点图像选择屏 98 以终止点图像选择处理。

[0121] 相反, 如果医生在图像显示窗口 107 中显示的 CE 图像中发现被怀疑为病灶的这种部分, 则医生操作控制栏 107a, 以暂停显示的 CE 图像, 并且研究所显示的作为目标点候选图像的 CE 图像。如果医生判断不必进行在目标点候选图像中包含的可疑部分的详细检查, 则医生操作控制栏 107a, 以重新开始 CE 图像的按序显示。如果医生判断必需进行在目标点候选图像中包含的可疑部分的详细检查, 则医生对操作部件 25 进行操作, 以在光谱频带输入框 108 中输入适合的光谱频带, 并且点击光谱图像显示按钮 111。

[0122] 通过点击光谱图像显示按钮 111, CPU 83 的失真校正处理器 100 从目标点候选图像的图像数据产生展开图像数据, 并且从展开图像数据, 光谱图像发生器 101 产生在光谱频带输入框 108 中输入的输入光谱频带的光谱图像数据。然后, CPU 83 在由光谱图像发生器 101 产生的光谱图像数据的基础上, 在图像显示窗口 107 中显示出光谱图像。

[0123] 医生重复上述操作直至显示适宜的光谱图像, 例如具有增强的血管图的光谱图像。当显示适宜的光谱图像时, 医生点击点选择按钮 112。从而, 在选择结果显示窗口 109 的“目标点”行中显示所选择的图像的文件名和光谱频带。因此, 选择了目标点的光谱图像数据。同时, 图像特征值抽取器 102 从目标点的光谱图像数据中抽取目标点的图像特征值, 并且将这些值输出到数据存储器 88。然后, 将目标点的图像特征值临时存储在图像特征值存储部 96 中。

[0124] 当完成目标点的光谱图像数据的选择时, 医生开始选择通过点和通过点的光谱图像。当医生通过操作部件 25 等进行用于开始选择通过点图像数据的操作时, CPU 83 访问存储在成像位置数据存储部 94 中的成像位置数据, 并且让在胶囊型内窥镜 11 从嘴 10a 向目标点移动时从病人 10 拍摄的那些 CE 图像按序在图像显示窗口 107 中显示。在检查按序显示的 CE 图像时, 医生通过操作控制栏 107a 暂停可能是第一通过点图像的 CE 图像的显示。

[0125] 然后, 医生检查在图像显示窗口 107 中静止显示的 CE 图像及其成像位置数据, 以决定该候选图像是否应当被选择为第一通过点图像。当医生决定不选择该候选图像作为第一通过点图像时, 医生重新开始 CE 图像的按序显示。

[0126] 当医生决定选择该候选图像作为第一通过点图像时, 医生输入光谱频带, 并且点击光谱图像显示按钮 111。然后, 失真校正处理器 100 由第一通过点候选图像的图像数据产生展开图像数据, 并且由展开图像数据, 光谱图像发生器 101 产生输入的光谱频带的光谱图像数据。然后, 在由光谱图像发生器 101 产生的光谱图像数据的基础上, 在图像显示窗口 107 中显示光谱图像。医生重复上述操作直至显示适宜的光谱图像, 例如具有增强的血管图的光谱图像。

[0127] 当显示适宜的光谱图像时, 医生点击点选择按钮 112。从而, 在选择结果显示窗口 109 的“第一通过点”行中显示所选择的图像的文件名和光谱频带。因此, 选择了第一通过点的光谱图像数据。同时, 图像特征值抽取器 102 从第一通过点的光谱图像数据中抽取图像特征值, 并且将这些值输出到数据存储器 88。然后, 将第一通过点的图像特征值临时存储在图像特征值存储部 96 中。

[0128] 以与第一通过点相同的方式选择第二和后面的通过点光谱图像，并且将第二和下面的通过点的图像特征值存储在图像特征值存储部 96 中。当完成选择所有必需的点及其光谱图像时，医生点击选择完成按钮 113。然后，将相应点图像的图像特征值从图像特征值存储部 96 经由 LAN 29 传输至第二处理器 32，并且存储在数据存储器 122 的图像特征值存储部 126 中。在采用胶囊型内窥镜 11 的每一次内窥镜检查中，进行上述操作和处理。

[0129] 接着，医生对通过采用胶囊型内窥镜 11 的内窥镜检查所发现的目标点进行详细检查。将参考图 13 描述采用电子内窥镜检查系统 4 的详细检查的程序。首先，医生输入关于作为电子内窥镜检查对象的病人 10 的信息，将气囊型内窥镜 31 的通用线 39 连接至第二处理器 32 和照明装置 33，并且通过对操作部件 34 进行操作来激活点检测程序 128。

[0130] 当激活点检测程序 128 时，在 LCD 35 上显示点检测屏 129。CPU 116 首先建立第一通过点作为目的地点，并且从数据存储器 122 的图像特征值存储部 126 中读出受检病人 10 的第一通过点图像的图像特征值。然后，在点检测屏 129 的相应窗口 136 至 138 中显示下一个目的地点的名称、相应的光谱频带数据和消息。

[0131] 当在 LCD 35 上显示点检测屏 129 时，医生打开照明装置 33，并且将气囊型内窥镜 31 的插入器 37 通过嘴 10a 插入到病人 10 的管道中，使得置于探测头 37a 中的成像装置 42 捕获来自管道的内表面的图像。通过 AFE 电路 115 将从成像装置 42 输出的模拟图像信号转换为数字图像数据。经由通用线 39 将通过气囊型内窥镜 31 以这种方式得到的 BE 图像数据输送到第二处理器 32 中。

[0132] 将 BE 图像数据在第二处理器 32 的数字信号处理器 120 中处理，然后存储在图像存储器 121 中。基于存储在图像存储器 121 中的 BE 图像数据，在点检测屏 129 的图像显示窗口 135 中显示 BE 图像。在图像显示窗口 135 中观察 BE 图像的同时，医生通过采用气囊型内窥镜 31 的气囊 48 拉曳病人的小肠，使探测头 37a 向第一通过点前进。

[0133] 同时，CPU 116 的光谱图像发生器 131 在第一通过点图像特征值中包括的光谱频带数据的基础上，产生光谱频带与第一通过点的光谱图像数据的光谱频带相同的 BE 光谱图像数据，该第一通过点图像特征值是预先从图像特征值存储部 126 中读出的。然后，图像特征值抽取器 132 从由光谱图像发生器 131 产生的 BE 光谱图像数据中抽取 BE 图像特征值。

[0134] 接着，点检测器 133 计算由图像特征值抽取器 132 抽取的 BE 图像特征值与第一通过点图像特征值之间的相似程度。如果计算的相似程度小于预定的阈值，则点检测器 133 判断 BE 31 的探测头 37a 未到达第一通过点。然后，在消息显示窗口 138 中显示消息“未到达第一通过点”，因此医生使气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 进一步前进，以到达第一通过点。

[0135] 当计算的相似程度达到预定的阈值时，CPU 116 判断探测头 37a 已经到达第一通过点，并且在消息显示窗口 138 中显示“到达第一通过点”的消息。因此，医生可以证实探测头 37a 已经到达第一通过点。因为通过气囊 48 内拉小肠以将探测头 37a 移动至第一通过点，因此在采用胶囊型内窥镜 11 的内窥镜检查与采用气囊型内窥镜 31 的内窥镜检查之间，病人 10 中的第一通过点的相对位置通常可能变化。然而，根据本实施方案，判断探测头 37a 是否已经到达第一通过点是在 BE 图像特征值和第一通过点图像的图像特征值之间的相似性的计算结果的基础上进行的。因此，与第一通过点的相对位置的变化无关，可以精确地判断探测头 37a 已经到达第一通过点。

[0136] 当 CPU 116 判断探测头 37a 已经到达第一通过点时,它将第二通过点设定为下一个目的地点,并且从图像特征值存储部 126 中读出第二通过点图像的图像特征值。然后,在窗口 136 中显示“第二通过点”作为下一个目的地点的名称,并且在相应的窗口 137 和 138 中显示相应的光谱频带数据和消息。在第二通过点图像的图像特征值的基础上,CPU 116 的相应组件 131 至 133 从由气囊型内窥镜 31 得到的 BE 图像数据产生 BE 光谱图像数据,抽取 BE 图像特征值,并且计算 BE 图像特征值和第二通过点图像特征值之间的相似程度。

[0137] 当气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 向第二和下面的通过点并且进一步向目标点移动时,在由气囊型内窥镜 31 得到的 BE 图像数据和下一个目的地点的点图像特征值的基础上进行与上述相同的程序:产生 BE 光谱图像数据,抽取 BE 图像特征值,并且计算相似程度。根据相似程度是否大于或小于阈值,进行关于探测头 37a 是否到达目的地点的判断。在点检测屏 129 上显示判断结果。因此,医生可以使探测头 37a 按序地前进至各个通过点,并且最终前进至目标点。当探测头 37a 到达目标点时,医生用气囊型内窥镜 31 准确地检查目标点。

[0138] 如上所述,在本发明的内窥镜检查系统 2 中,首先进行采用胶囊型内窥镜 11 的内窥镜检查以找到用气囊型内窥镜 31 详细检查的目标点。在通过胶囊型内窥镜 11 得到的 CE 图像之中,选择表示目标点和通过点的那些 CE 图像作为点图像。气囊型内窥镜 31 向目标点前进,同时检查每一个选择点图像与通过气囊型内窥镜 31 得到的 BE 图像之间的相似性。因此,即使通过用气囊 48 内拉小肠使气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 通过小肠,也可以精确地检测探测头 37a 已经到达病人身体的哪个点。即,可以检测探测头 37a 在病人 10 的管道或小肠中的相对位置。

[0139] 由相应点的点图像产生 CE 光谱图像数据,并且在 CE 光谱图像数据和 BE 光谱图像数据的基础上判断每一个点图像与 BE 图像之间的相似性,确保了气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 是否已经到达目的地点的精确检测。在一个点捕获的图像数据与在该点周围捕获的图像数据之间的差别在光谱图像数据中得到增强的事实,防止了当探测头 37a 在目的地点周围时判断探测头 37a 已经到达目的地点的错误。

[0140] 尽管已经就其中通过病人 10 的嘴 10a 插入气囊型内窥镜 31 的插入器 37 的上述实施方案对本发明进行了描述,但是如图 14 中所示,本发明适用于其中气囊型内窥镜 31 的插入器 37 经由病人 10 的肛门 10b 插入的情况。在此情况下,气囊型内窥镜 31 的插入路线 Ra 从肛门 10b 延伸至目标点。因此,与第一实施方案相反的是,第一至第 Z 通过点是以倒转胶囊型内窥镜 11 的路径的顺序选择的。

[0141] 在上述实施方案中,“血管边缘方向的分布”、“血管曲率的分布”、“脉管分支点的数量及其相对位置”和“在血管边缘方向上的变化图”被称为表示血管图的图像特征值。但是图像特征值不限于这些因素。例如,因为血管的分支结构是分形结构的类型,因此可以计算每个点图像中的血管边缘的分形维数值,并且利用分形维数值作为图像特征值。分形维数值量化图形或结构的复杂性水平,该图形或结构在本实例中为脉管边缘。分形维数值越大,表示图形的复杂性水平越高。因为许多用于计算分形维数值的方法是已知的,例如在 JPA 2007-151608 中,因此将省略其描述。

[0142] 作为计算点图像和 BE 图像之间的相似程度的另一种方法,可以将点图像和 BE 图像的展开图像二进制化,然后细化(thin),从而产生点图像和 BE 图像的细化图像,以计算

细化图像之间的相似程度，在本实例中细化图像表示血管的芯线（core line）。注意二进制化是其中将“白”的密度值，例如“1”，赋予具有高于预定阈值的密度值的那些像素，而将“黑”的密度值，例如“0”，赋予具有等于或低于阈值的密度值的那些像素的处理。细化是其中将图像数据的连通分量（connected component）转变为线性结构的处理。二进制化和细化是熟知的，参见例如 JP A 2007-117108 和 JP A2005-157902，将省略这些处理的描述。

[0143] 在上述实施方案中，基于来自胶囊型内窥镜 11 的无线电波 14 的电场强度的测量结果，检测表示被检体内的胶囊型内窥镜 11 位置的成像位置数据。但是成像位置数据可以用其它方式进行检测。例如，胶囊型内窥镜 11 可以配置有加速传感器，该加速传感器用于检测胶囊型内窥镜 11 在三个轴向上的加速程度。这些加速度的二重积分（Dual integration）将提供胶囊型内窥镜 11 的移动距离，并且可以基于移动距离检测成像位置数据。

[0144] 尽管上述实施方案由每一个点图像的展开图像数据产生单个光谱频带的光谱图像，但是本发明不限于此，而可以由每一个点图像的展开图像数据产生具有不同的光谱频带的两种以上的光谱图像。在此情况下，应当由每一个 BE 图像产生多组光谱图像数据，以分别具有与点光谱图像相应的光谱频带。然后，独立地判断在相同光谱频带的点光谱图像数据和 BE 光谱图像数据之间的相似性。将可变频带的点光谱图像与相应频带的 BE 光谱图像进行比较，有助于提高关于气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 是否已经到达目的地点的检测精度。

[0145] 通过由一个 CE 图像产生具有可变频带的多个光谱图像，可以对每一个病人单独地或者对全部病人共同地确定一组不同的光谱频带或波带。可以由医生人工或者根据病人的信息例如病史和可疑病症自动地确定该组不同的光谱频带。可以在处理器等中自动产生不同光谱频带的光谱图像数据，代替由医生人工产生。

[0146] 尽管医生对于每一点适当地选择光谱频带，以由通过胶囊型内窥镜 11 得到的 CE 点图像的展开图像数据产生点光谱图像数据，但是本发明不限于此。例如，可以根据得到点图像数据的部位或器官，例如胃、小肠或大肠，确定光谱图像数据的光谱频带。这是因为每一个器官或部位通常具有最佳地增强在该器官或部位的脉管图的光谱频带。

[0147] 接着，将描述根据本发明的另一个实施方案的内窥镜检查系统。因为第一实施方案没有检测在管道（即该实例中的小肠）的内表面上的哪个部分是胶囊型内窥镜 11 捕获图像的部分，哪一个被选择作为表示的目的地点（即通过点或目标点）的点图像，因此有时难以在由气囊型内窥镜 31 捕获的 BE 图像的基础上发现通过点或目标点。例如，当点图像为小肠内壁的前侧部分的图像时，如果气囊型内窥镜 31 从相反侧（即背侧）捕获 BE 图像，则即使在探测头 37a 到达由点图像表示的目的地点（即该点图像的胶囊型内窥镜 11 的成像位置）时，在点图像和 BE 图像之间的相似性也不高。

[0148] 为了解决这个问题，根据第二实施方案，不仅检测在管道内部的胶囊型内窥镜 11 的相对位置，而且检测胶囊型内窥镜 11 的姿态，例如物镜 59 面向内壁的哪一侧，并且将它们存储作为成像位置数据。在医生使气囊型内窥镜 31 的探测头 37a 向目的地点前进的同时，在 LCD 35 上显示关于胶囊型内窥镜 11 在目的地点的成像位置的姿态的信息。

[0149] 为了这种目的，如图 3 中所示，将姿态传感器 140 安置在胶囊型内窥镜 11 中，以检测在被检体管道内部的胶囊型内窥镜 11 的姿态或方位。姿态传感器 140 可以是任何传

传感器，只要它可以检测胶囊型内窥镜 11 的姿态即可。例如，姿态传感器 140 可以是三轴加速度计或重力传感器或姿态回转仪。因为从例如 JP 3631265、JP A 2006-239053 和 JP A 2006-068109 中，在本领域中已知许多采用姿态传感器检测胶囊型内窥镜 11 的姿态的方法，因此将省略其描述。

[0150] 通过调制器电路 54，用 CE 图像数据将姿态传感器 140 的检测结果，即姿态数据，调制为无线电波 14，并且将无线电波 14 从发送器电路 63 送至天线 18。因此，将姿态数据从胶囊型内窥镜 11 无线传输至接收器 12。接收器 12 将姿态数据存储在数据存储器 73 中，同时使其与图像数据相关联。

[0151] 如同第一实施方案，将姿态数据以及图像数据输送至第一处理器 24 中，并且医生选择通过点和目标点的图像。然后，将目标点和相应通过点的图像特征值抽取并且存储在数据存储器 88 的图像特征值存储部 96 中。此时，将在每一点表示胶囊型内窥镜 11 姿态的姿态数据加到每一点的点图像特征值上。

[0152] 将包括姿态数据的各个点的点图像特征值经由 LAN 29 输送至第二处理器 32，并且存储在数据存储器 122 的图像特征值存储部 126 中。当在采用气囊型内窥镜 31 的内窥镜检查开始处激活点检测程序 128 时，如图 16 中所示，在 LCD 35 上显示点检测屏 141。

[0153] 点检测屏 141 可以与第一实施方案的点检测屏 129（参见图 10）基本上相同，只是点检测屏 141 具有与第一实施方案不同的目的地点显示窗口 142。在 CPU 116 的控制下，目的地点显示窗口 142 不仅显示目的地点的名称，而且在加到该点的点图像特征值上的姿态数据的基础上，显示关于胶囊型内窥镜 11 在该目的地点的姿态的信息。例如，显示“前侧”或“背侧”等作为关于姿态的信息。

[0154] 当在点检测屏 141 上显示关于姿态的信息时，医生可以看到目的地点存在于小肠内壁上的哪一侧。因此，在医生使探测头 37a 向目的地点前进的同时，医生可以将探测头 37a 聚焦于存在目的地点的那侧。这对于医生变得更容易使探测头 37a 到达目的地点。

[0155] 现在，将描述根据本发明的第三实施方案的内窥镜检查系统。尽管第一和第二实施方案从 CE 点图像和 BE 图像中抽取表示脉管图的图像特征值，但是第三实施方案使用与上述实施方案的内窥镜 11 和 31 不同的胶囊型内窥镜 145 和气囊型内窥镜 146，并且由通过这些内窥镜 145 和 146 得到的点图像数据和 BE 图像数据估算或者检测关于管道（例如小肠）的内壁表面的凹凸不平度的信息。使用关于表面凹凸不平度的信息作为图像特征值。

[0156] 如图 17 中所示，胶囊型内窥镜 145 是基本上以与胶囊型内窥镜 11 相同的方式配置的，但是在胶囊型内窥镜 145 中，一对照明装置光源 147R 和 147L 是相对于成像装置 60 对称设置的。第一和第二照明装置光源 147R 和 147L 由例如 LED 制成。这些光源 147R 和 147L 交替打开以照射同一被观察部位，即相同的身体部分，并且在来自各个光源 147R 和 147L 的光下，从同一被观察部位捕获一对图像。将在光源 147R 和 147L 之间切换的速度设定为与胶囊型内窥镜 145 穿过小肠的移动速度相比是如此高，以至于可以从同一被观察部位捕获图像两次。

[0157] 当光源 147R 和 147L 交替照射肠内壁时，肠内壁的凹凸不平度投射阴影。因为第一光源 147R 和第二光源 147L 彼此分开，因此由第一光源 147R 在小肠内壁上投射的阴影在位置和尺寸上不同于由第二光源 147L 投射的阴影。因此，在来自光源 147R 的光下捕获的一种 CE 图像 CER 的像素具有与另一 CE 图像 CEL 的相同像素不同的亮度值，所述另一 CE 图

像 CEL 是在来自第二光源 147L 的光下从同一被观察部位捕获的。

[0158] 假设光源 147R 和 147L 在离小肠内壁基本上相同距离处，像素的各个亮度值在 CE 图像 CER 和 CE 图像 CEL 之间不同，这取决于小肠内壁的凹凸不平度，并且更具体地，取决于小肠内壁的倾斜度。该事实将参考图 18 和 19 所示的实例进行说明，其中成像装置 60 面向凸出肠内壁部分 S 的峰 P2，因此与第一光源 147R 相对的点 P1 在峰 P2 的一侧，并且与第二光源 147L 相对的点 P3 在峰 P2 的另一侧。应指出，假定成像装置 60 和光源 147R 以及 147L 被设置在同一平面上，以避免附图的复杂化。

[0159] 如果 vR 表示 CE 图像 CER 的像素的亮度值，而 vL 表示 CE 图像 CEL 的相应像素的亮度值，并且 D 表示 CE 图像 CER 和 CEL 的对应像素之间的亮度差值，则差值 D ( $= vR - vL$ ) 根据相应的光源 147R 和 147L 相对于被观察部位上与图像 CER 和 CEL 中的对应像素相对应的点的相对位置而变化。具体地，因为与第二光源 147L 相比，第一光源 147R 在点 P1 具有更接近垂直于被观察部位表面的入射角，因此在来自第一光源 147R 的光下，从点 P1 反射（散射）的光更强烈。因此，如图 19 中所示，在第一 CE 图像 CER 中，与在第二 CE 图像 CEL 中相比，对应于点 P1 的像素的亮度值更大，因此点 P1 的差值 D 为正值。因为两个光源 147R 和 147L 在点 P2 具有大致相同的入射角，因此差值 D 基本上为 0。在点 P3，与第一光源 147R 相比，第二光源 147L 具有更接近于垂直在点 P3 的被观察部位表面的入射角，因此点 P3 的差值 D 为负值。差值 D 的绝对值越大，在点 P1 或 P3 的被观察部位表面的倾角变得越大。相反，在肠内壁的被观察部位表面凹入的情况下，在凹面底部的点 P2 的差值 D 基本上为 0，并且点 P1 的差值 D 为负值，而点 P3 的差值 D 为正值。

[0160] 以这种方式，考虑第一光源 147R 和第二光源 147L 相对于成像装置 60 的相对位置，由每对 CE 图像 CER 和 CEL 的对应像素的亮度值之间的比较，可以计算关于肠内壁的凹凸不平度的信息。

[0161] 在第三实施方案中，如图 20 中所示，气囊型内窥镜 146 在其探测头 37a 中具有观察窗口 149、第一和第二照明窗口 150R 和 150L、设备出口 151 和气体 / 水喷嘴 152。例如，与图 9 中所示类似，在观察窗口 149 后面设置物镜 41 和成像装置 42。将照明窗口 150R 和 150L 相对于观察窗口 149 对称地放置，以从照明装置 33 向肠内壁投射照明光。设备出口 151 和气体 / 水喷嘴 152 是熟知的，因此将省略这些构件的描述。

[0162] 照明装置 33 被来自第二处理器 32 的 CPU 116 的控制信号控制，以从第一照明窗口 150R，然后从第二照明窗口 150L 交替地投射照明光，并且在来自相应的照明窗口 150R 和 150L 的光下从同一被观察部位捕获一对图像 BER 和 BEL。因此，以与胶囊型内窥镜 145 相同的方式，考虑第一和第二照明窗口 150R 和 150L 相对于观察窗口 149 的相对位置，由每一对 BE 图像 BER 和 BEL 的对应像素的亮度值之间的比较，可以计算关于肠内壁的凹凸不平度的信息。

[0163] 在第三实施方案中，第一处理器 24 的 CPU 83 和第二处理器 32 的 CPU 116 各自具有代替第一实施方案的图像特征值抽取器的脊信息估算器（未显示）。在 CPU 83 中的脊信息估算器通过由医生选择作为点图像的那些 CE 图像 CER 和 CEL 计算脊信息获得点图像特征值。在 CPU 116 中的脊信息估算器通过由气囊型内窥镜 146 捕获的 BE 图像 BER 和 BEL 计算脊信息获得 BE 图像特征值。

[0164] 通过检查点图像特征值和 BE 图像特征值之间的相似性，可以对第一实施方案

所述的相同方式,检测在采用气囊型内窥镜 146 的内窥镜检查中气囊型内窥镜 146 的探测头 37a 已经到达哪个点。除脊信息以外,还可以获得表示脉管图的图像特征值。

[0165] 尽管在第三实施方案中,物镜 59 的光轴 0 平行于胶囊型内窥镜 145 的纵轴定向,使得从被观察部位反射的光进入胶囊型内窥镜 145 的表面端部,但是本发明不限于此种胶囊型内窥镜。例如,如图 21 中所示,可使用这种胶囊型内窥镜 154 :物镜 59 的光轴 0 垂直于胶囊型内窥镜 154 的纵轴定向,并且从被观察部位反射的光通过在胶囊型内窥镜 154 的一侧形成的观察窗口进入。在胶囊型内窥镜 154 中将第一光源 147R 和第二光源 147L 相对于光轴 0 对称地设置在成像装置 60 的相反侧,使得能够以与胶囊型内窥镜 145 相同的方式估算关于肠内壁的凹凸不平度的信息。

[0166] 尽管在胶囊型内窥镜 145 和 154 中将第一光源 147R 和第二光源 147L 设置在成像装置 60 的附近,但是如图 22 中所示,可以将一对光源 147R 和 147L 设置在胶囊型内窥镜 155 的相反端部。

[0167] 尽管在第三实施方案的气囊型内窥镜 146 中,将观察窗口 149 以及照明窗口 150R 和 150L 安置在探测头 37a 的表面端部,但是本发明不限于此。例如,如图 23 中所示,可以将观察窗口 149 安置在气囊型内窥镜 156 的探测头 37a 的一个侧面上,并且相对于观察窗口 149 对称地形成第一照明窗口 150R 和第二照明窗口 150L,其中为了清楚起见,从该附图中省略了设备出口和气体 / 水喷嘴。这种构造实现了与气囊型内窥镜 146 相同的目的。

[0168] 尽管上述胶囊型内窥镜 145、154 和 155 具有相对于成像装置 60 对称地设置的一对照明光源,但是照明光源的数量和安置不限于示出的实施方案,而可以适当地进行改变。同样,气囊型内窥镜的照明窗口的数量和安置可以从气囊型内窥镜 146 和 156 的那些实施方案适当地变化。此外,对于胶囊型内窥镜 154 和 155,可以将成像装置 60 和光源 147R 和 147L一起打开。这同样适用于气囊型内窥镜 156 的观察窗口 149 以及照明窗口 150R 和 150L。

[0169] 在第三实施方案中,被观察部位(肠内壁)的表面凹凸不平度是通过比较 CE 图像 CER 和 CEL 的对应像素的亮度值而估算的,所述 CE 图像 CER 和 CEL 是由胶囊型内窥镜 145 从相同部分捕获的,并且使用表面凹凸不平度的信息作为点图像特征值。作为检测点图像的图像特征值的另一种方法,例如在 JP A 2005-151099 中公开,可以进行微分演算,以产生表示特定点的 CE 图像 CER 和 CEL 之间的差别的微分图像数据,并且二进制化或者细化微分图像数据以从二进制化或细化的微分图像数据抽取关于阴影的信息。可以使用关于阴影的信息作为特定点的点图像特征值。在此情况下,以与 CE 图像相同的方式,从每对 BE 图像 BER 和 BEL 抽取关于阴影的信息,以将其用作 BE 图像特征值。

[0170] 此外,可以从第二光源 147L 的照明光波长改变第一光源 147R 的照明光波长,以在 CE 图像 CER 和 CEL 之间的颜色差别的基础上,检测关于所观察的部位的表面凹凸不平度的信息。在该实施方案中,来自第一照明窗口 150R 的照明光也具有与从第二照明窗口 150L 投射的照明光不同的波长,以在 BE 图像 BER 和 BEL 之间的颜色差别的基础上,检测关于所观察的部位的表面凹凸不平度的信息。

[0171] 还可以在点检测屏 129(参见图 10)的图像显示窗口 135 中的 BE 图像上,以增强的方式显示关于表面凹凸不平度的信息或者目的地点的 CE 图像的阴影。因而,医生可以在视觉上观察气囊型内窥镜 146 的探测头 37a 是否已经到达目的地点。

[0172] 尽管在上述实施方案中胶囊型内窥镜检查系统 3 和电子内窥镜检查系统 4 具有各

自的处理器 24 和 32,但本发明不是限于此构造,而是系统 3 和 4 可具有共用的处理器。在此情况下,可以将 CE 图像数据从接收器 12 传输至第二处理器 32,使得第二处理器 32 进行处理,以接受医生对相应点图像数据的选择,并且抽取点图像特征值。另一方面,第一处理器 24 仅仅必须起着将 CE 图像数据从接收器 12 传输至第二处理器 32 的作用。

[0173] 在上述实施方案中,通过计算 BE 图像的图像特征值和点图像的图像特征值之间的相似程度,判断通过气囊型内窥镜 31 获得的 BE 图像与被医生选择的点图像的相似性。然而,本发明不限于此方法,而可以直接计算每个点图像的光谱图像数据与 BE 图像的光谱图像之间的相似程度。在此情况下,应当将相应点图像的光谱图像数据文件存储在第二处理器 32 中。计算图像数据文件之间的相似性的方法可以是常规方法,因此将省略描述。

[0174] 尽管上述实施方案通过 LAN 29 将点图像特征值的数据从第一处理器 24 传输至第二处理器 32,但本发明不限于此,而可以使用各种可移动介质传输数据。

[0175] 尽管在上述实施方案中由医生选择通过点图像,但本发明不限于此。例如,在选择目标点及其光谱图像数据之后,在存储于成像位置数据存储部 94 中的成像位置数据的基础上,CPU 83 可以从在自气囊型内窥镜 31 的插入器 37 的入口(例如病人的嘴)至目标点的路径上捕获的那些 CE 图像数据之中自动选择几个通过点的图像数据。通过点图像的自动选择可以以适当的方式进行,例如,从预定数量的 CE 图像帧(以恒定的时间间隔)中选择一个,或者在用于捕获 CE 图像的预定时长中选择 1 次。由自动选择的通过点图像,医生可以各自独立地产生光谱图像,或者可以以如上所述的方式自动确定每一个通过点的光谱图像的波长参数或光谱频带。

[0176] 尽管上述实施方案被设计为从由胶囊型内窥镜 11 捕获的 CE 图像之中选择目标点图像和至少一个通过点图像,但是本发明不限于此。例如,在目标点位于气囊型内窥镜 31 的插入器 37 的入口附近的情况下,医生可能必须单独选择目标点图像。

[0177] 在第一实施方案中,点图像选择屏 98(参见图 8)配置有点选择按钮 112,该点选择按钮 112 用于选择目标点图像数据以及通过点图像数据,但是可以将目标点选择按钮和通过点选择按钮分开设置。此外,点图像选择屏 98 可以具有显示例如图 7 所示的人体的示意性图解的窗口,该窗口在所选择的点图像数据的成像位置数据的基础上显示选择点,所述成像位置数据是作为 CE 图像的成像位置数据存储在成像位置数据存储部 94 中的。

[0178] 尽管上述实施方案涉及作为插入被检体的挠性内窥镜的小肠用气囊型内窥镜,但是本发明不限于此,而适用于使用其它类型的挠性内窥镜的任何情况。

[0179] 因此,本发明不限于上述实施方案,相反,在不偏离后附权利要求的范围的情况下,各种修改是可以的。

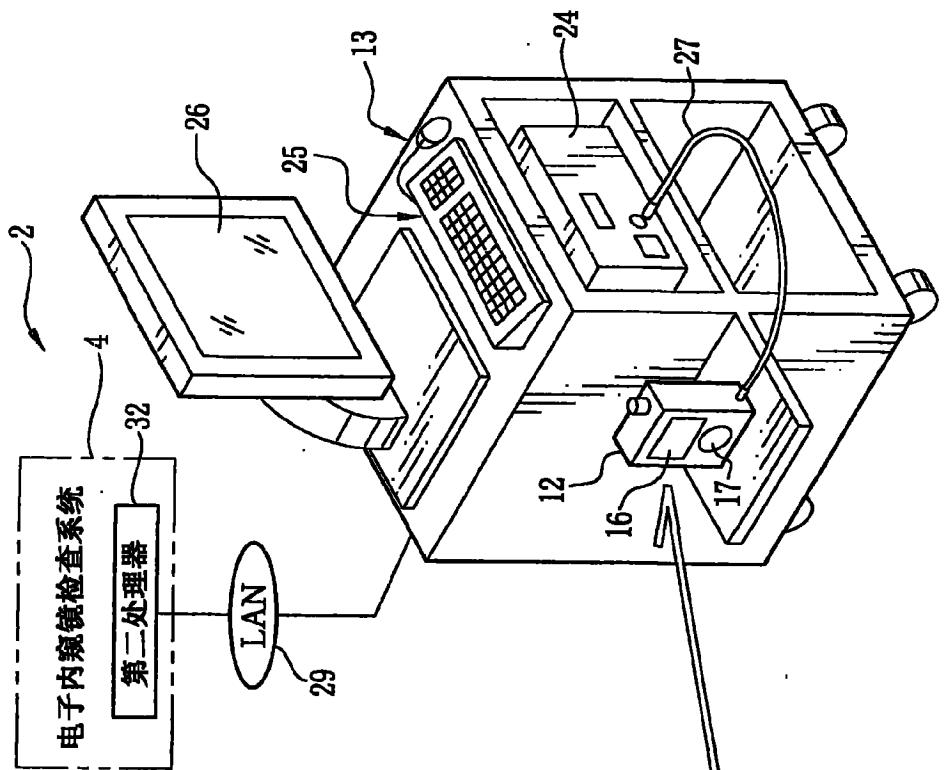
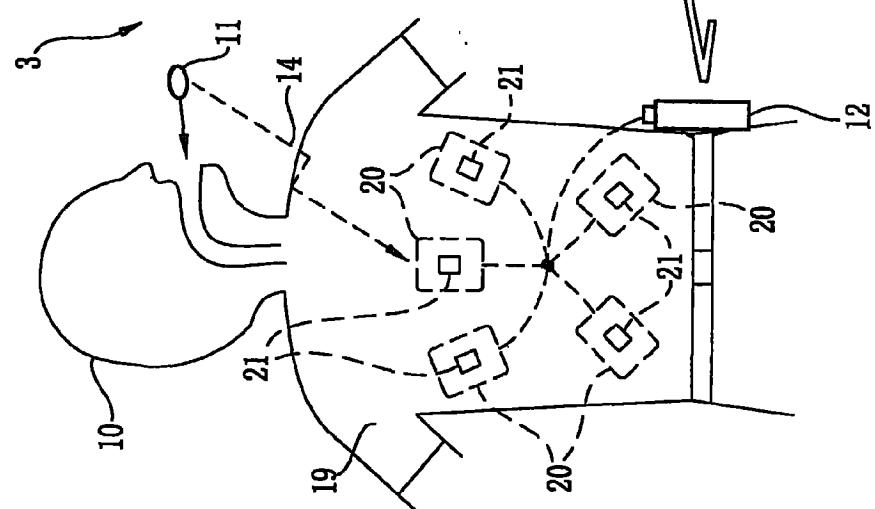


图 1



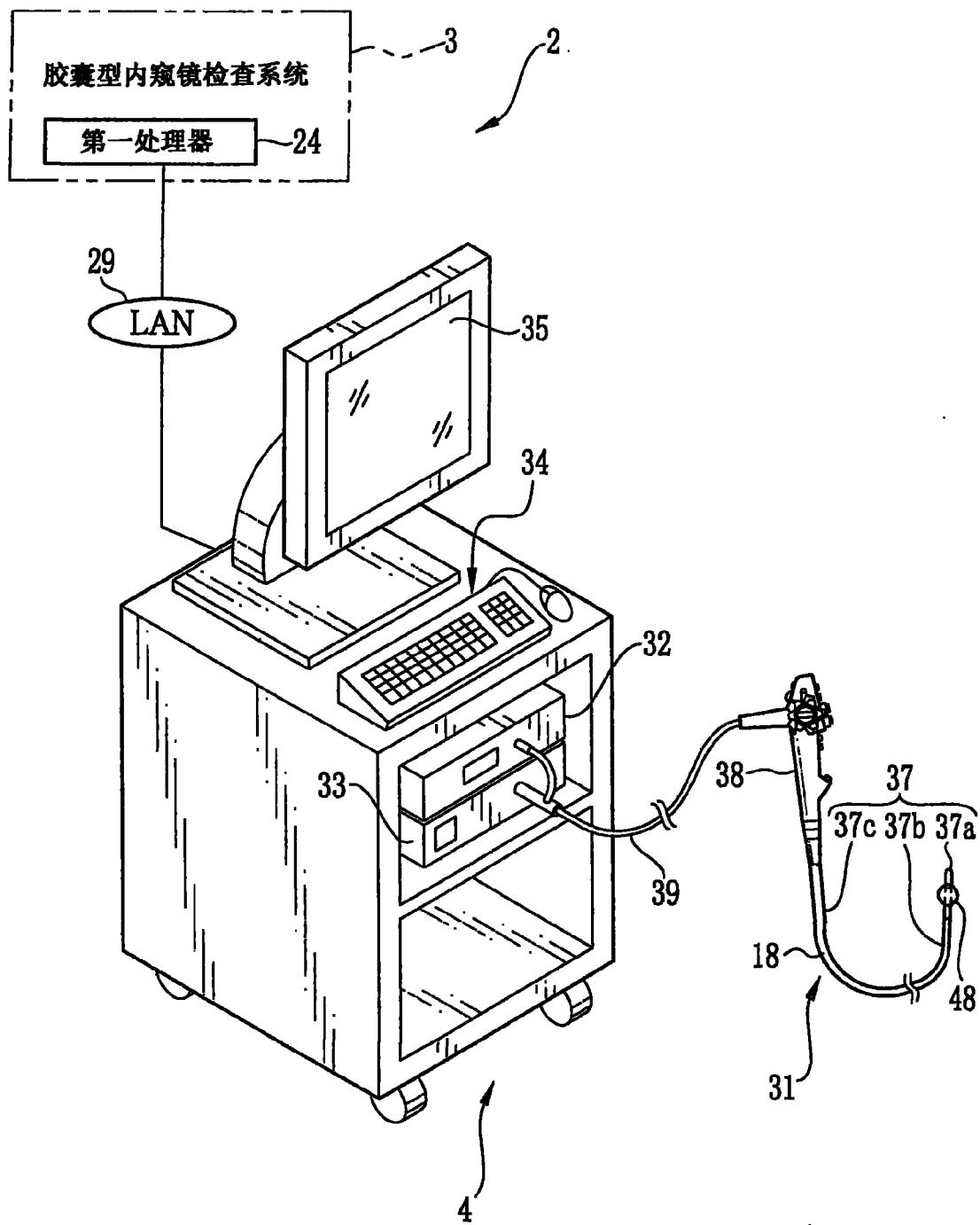


图 2

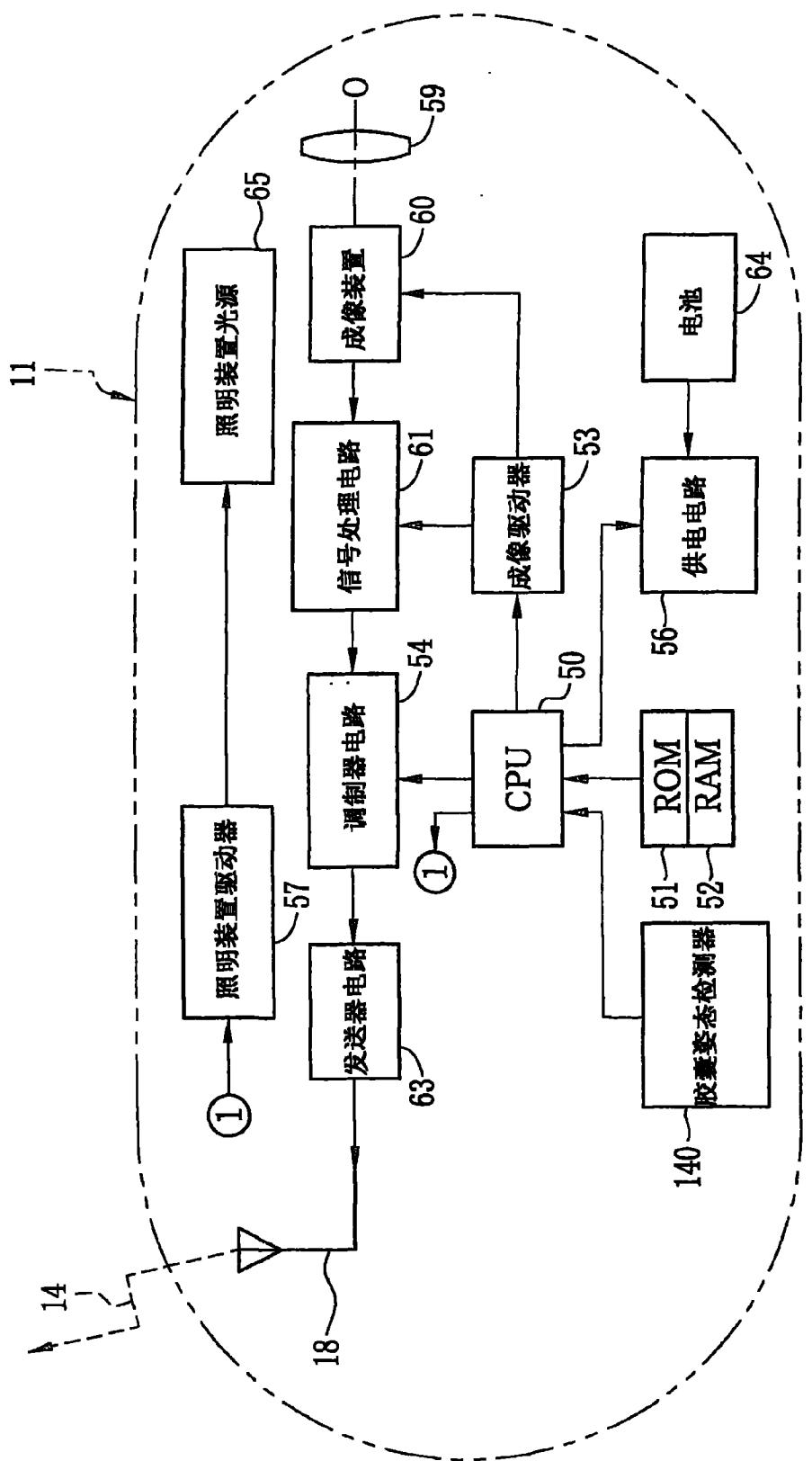


图 3

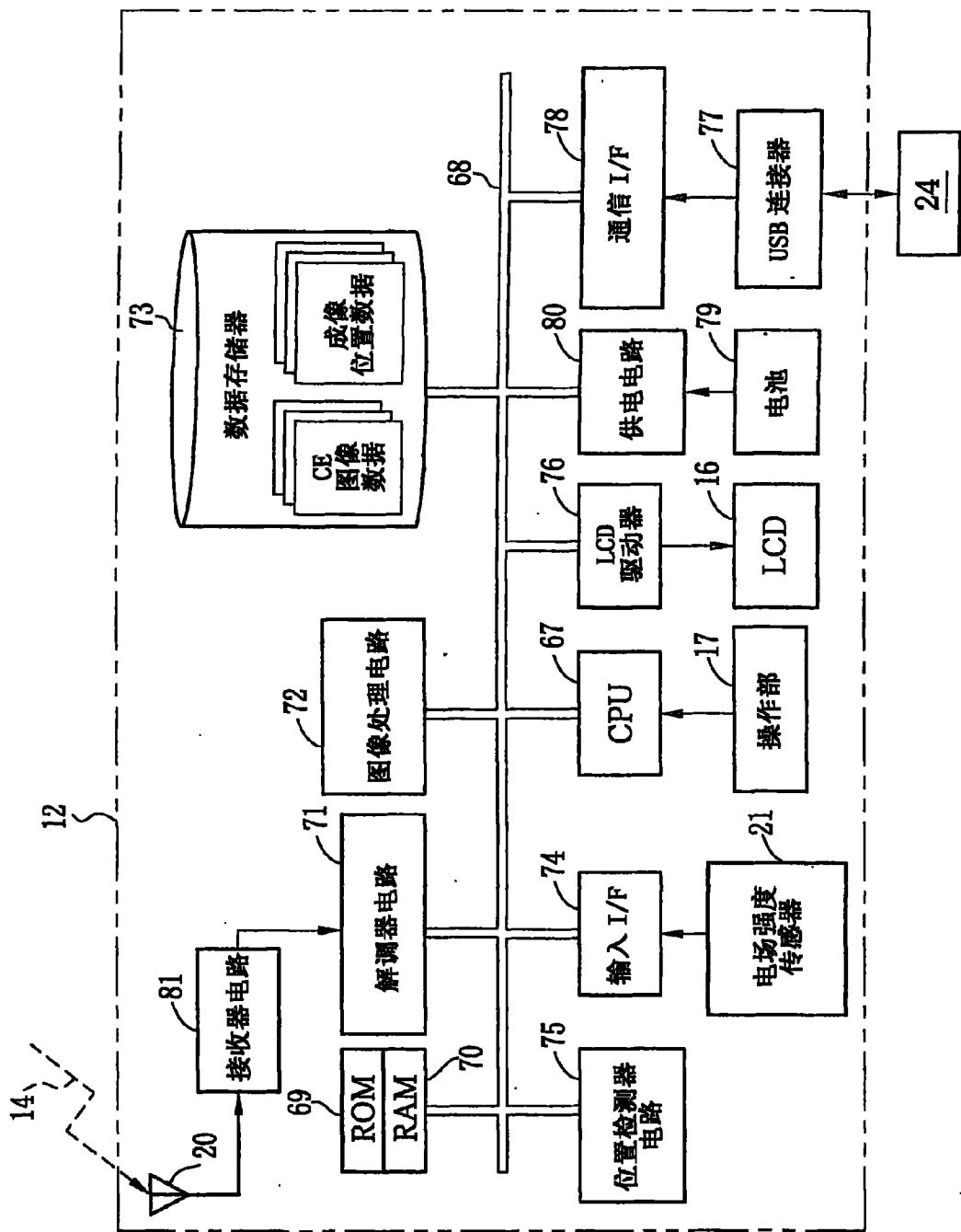


图 4

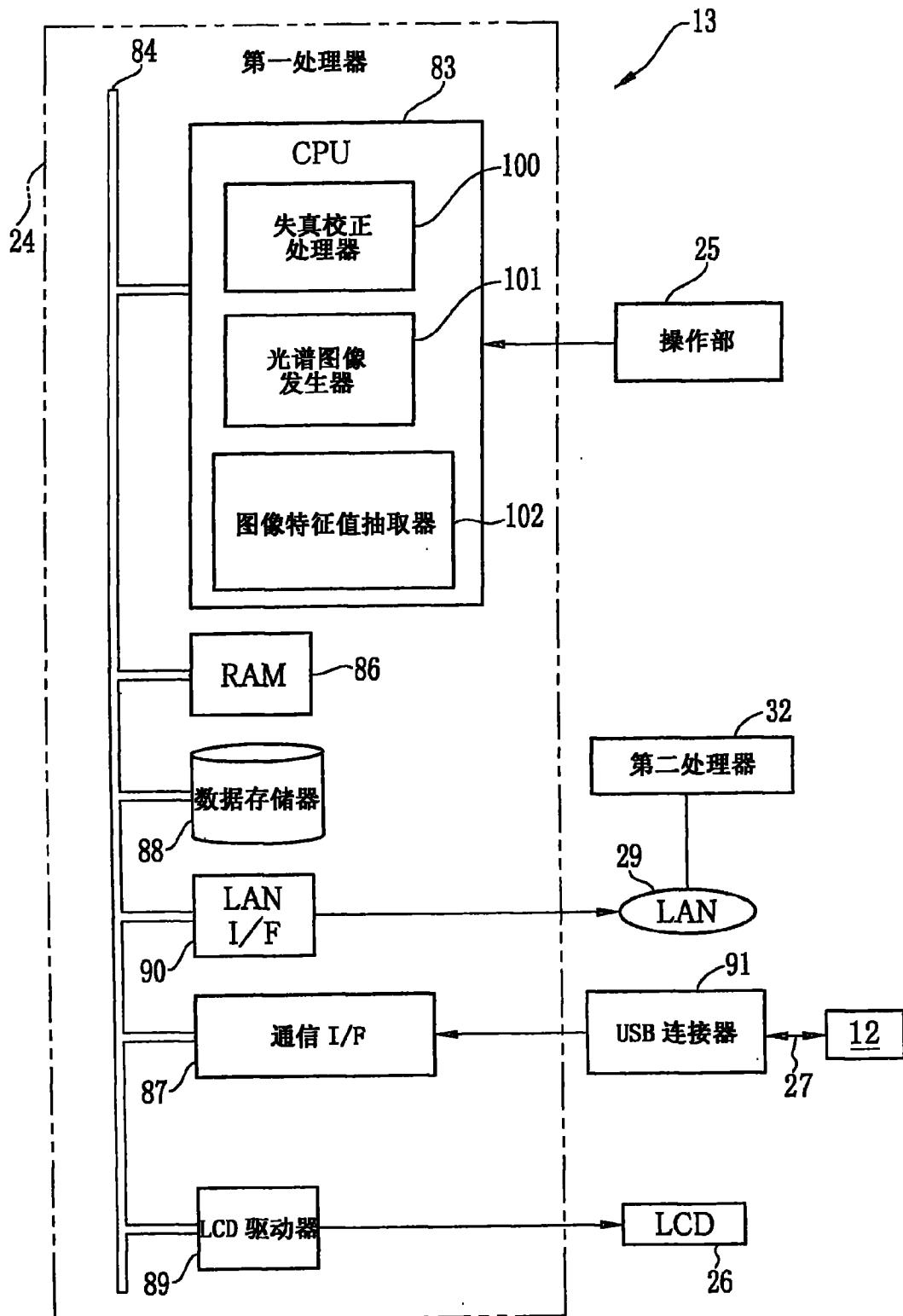


图 5

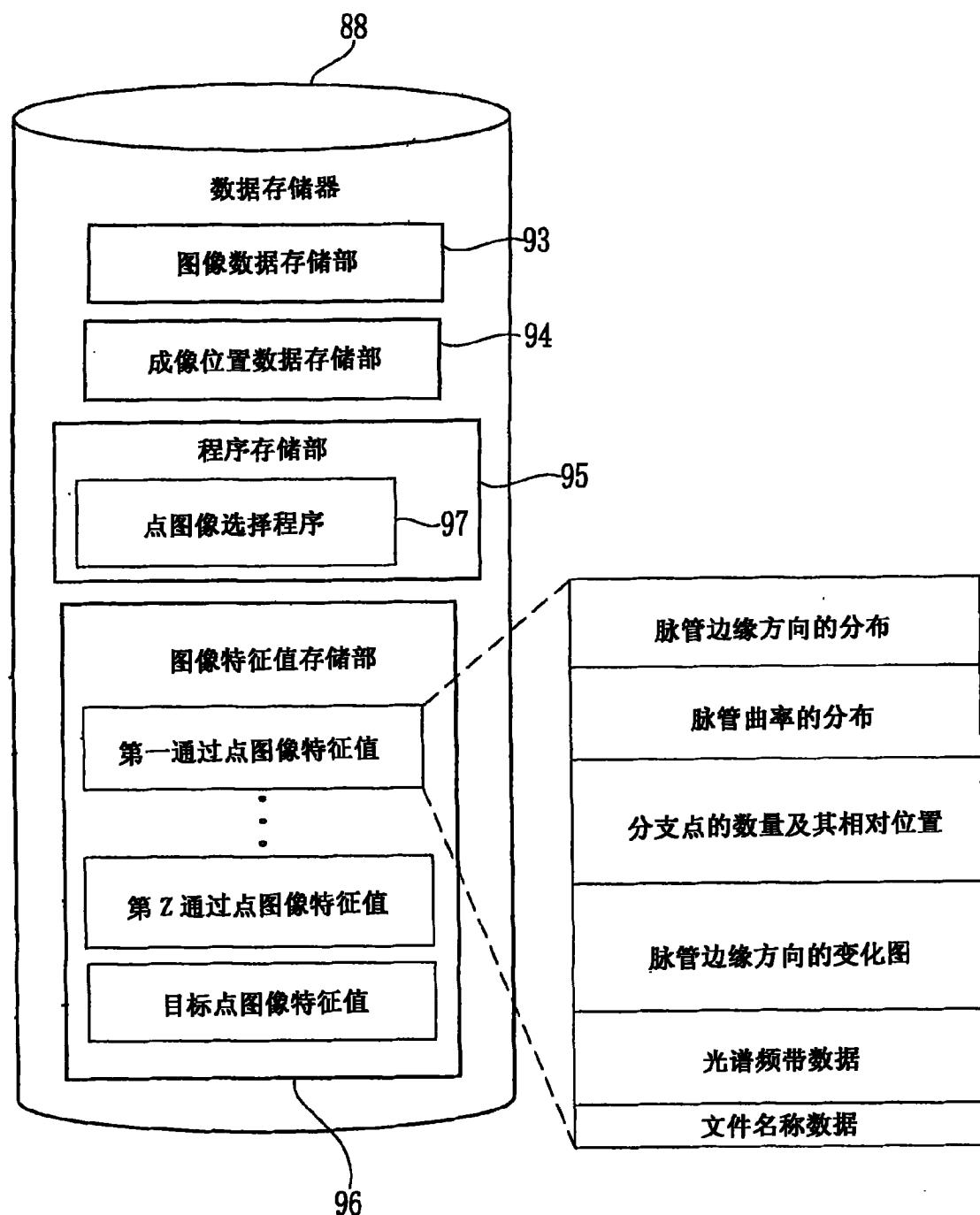


图 6

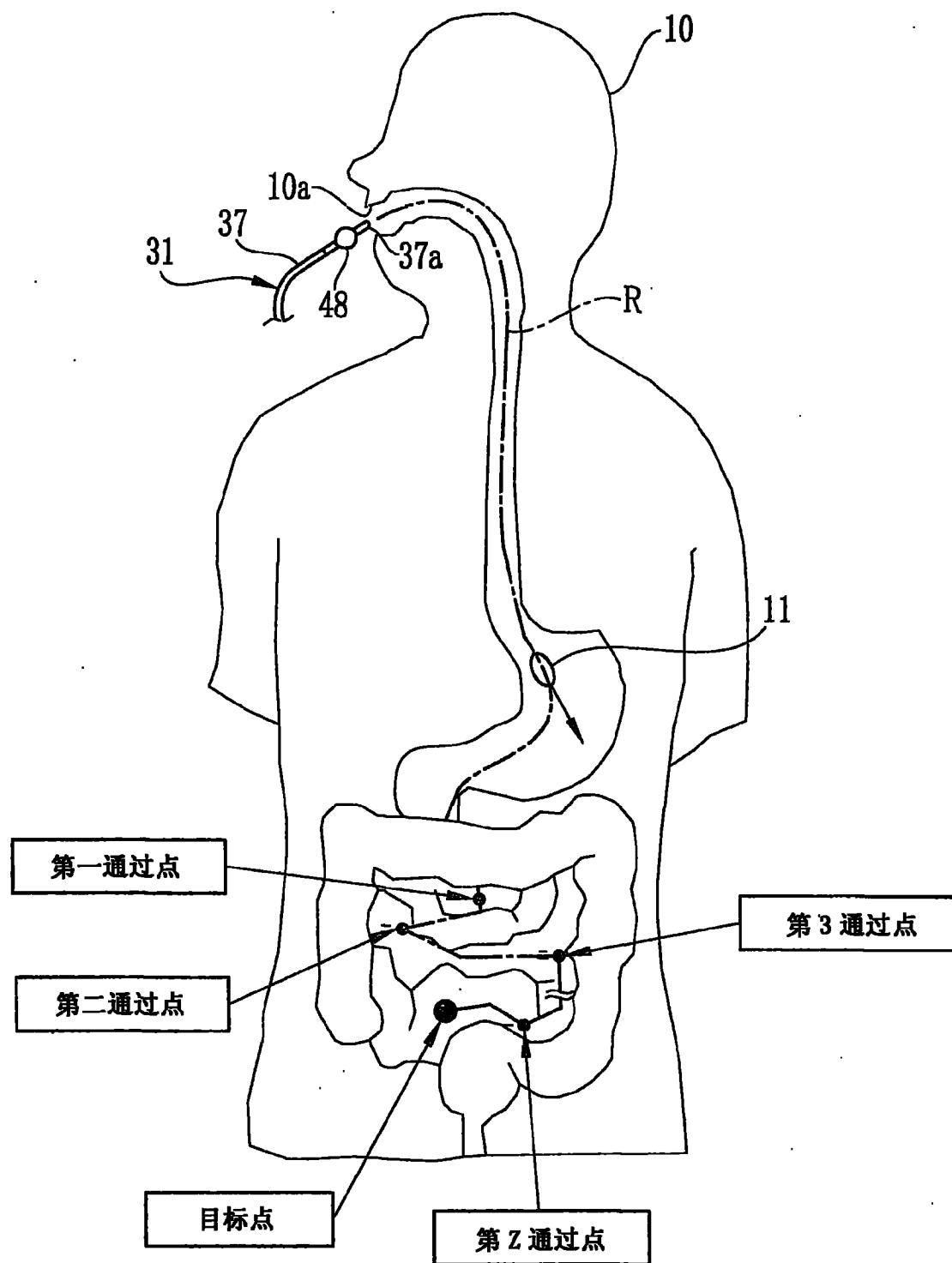


图 7

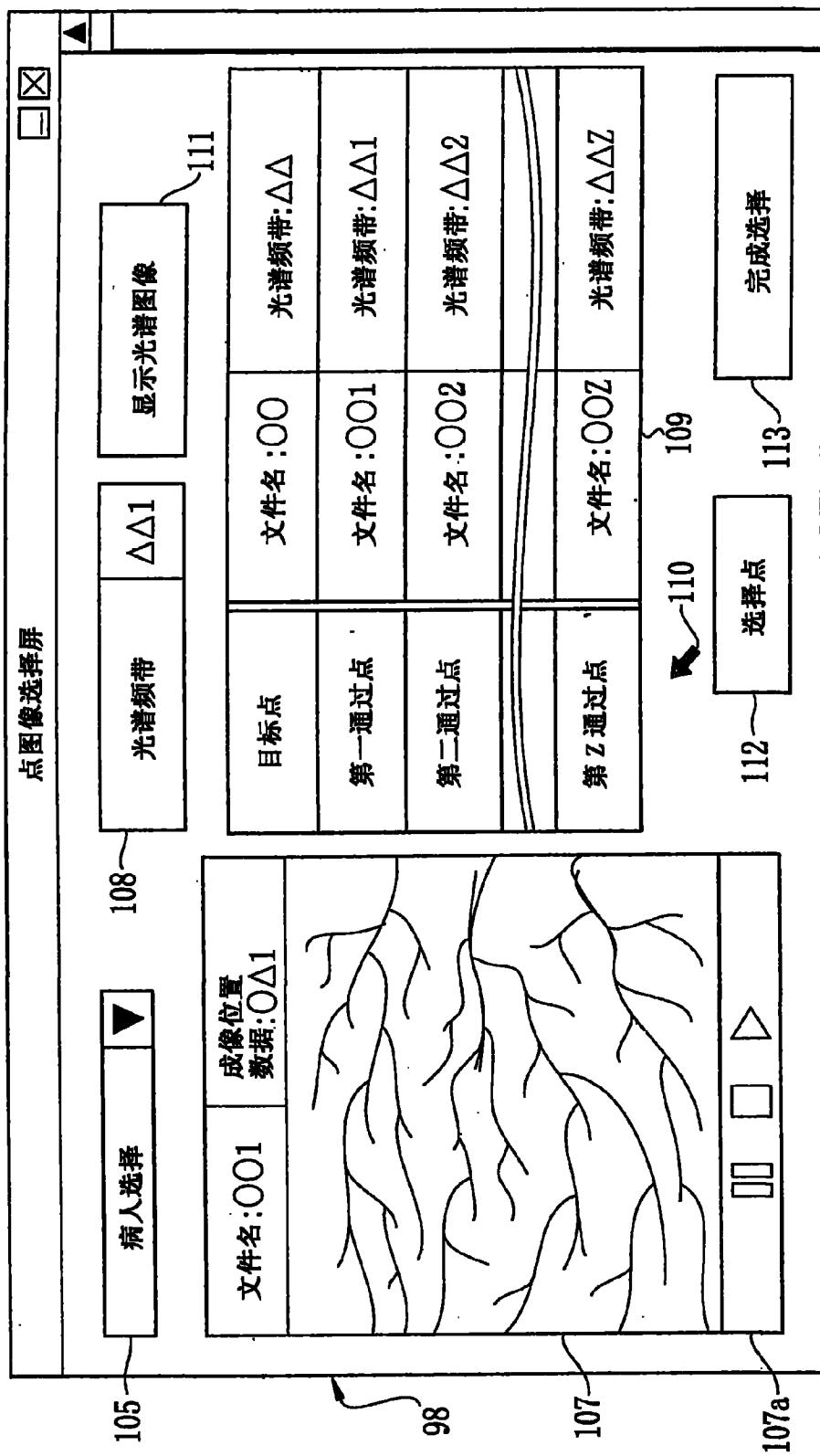


图 8

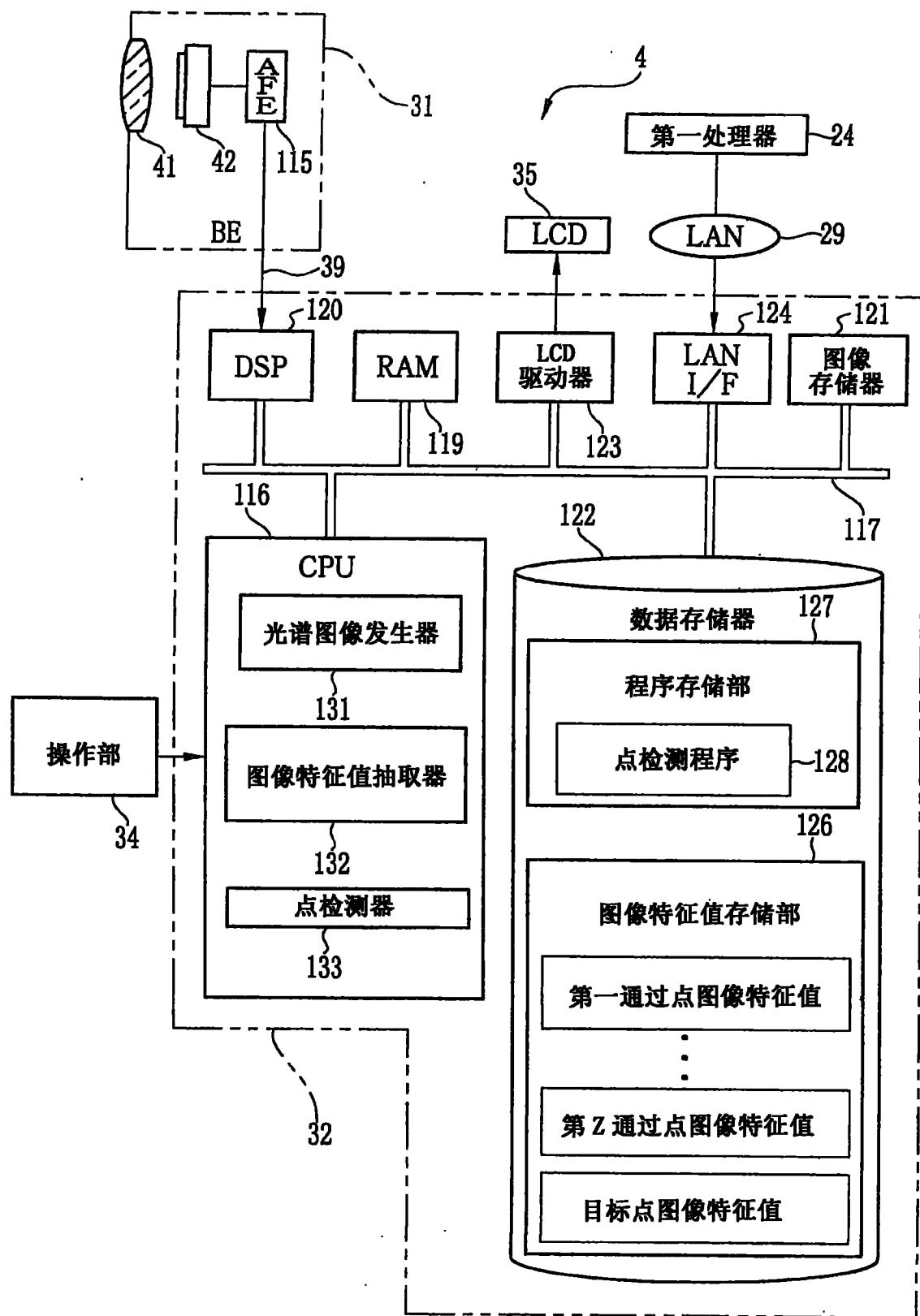


图 9

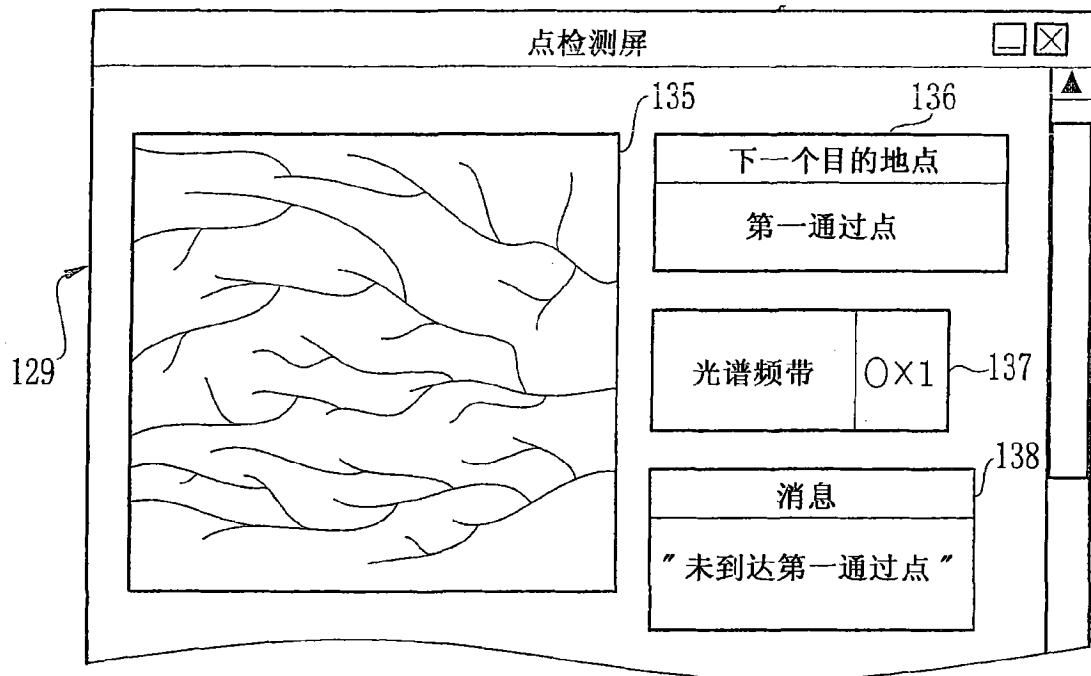


图 10

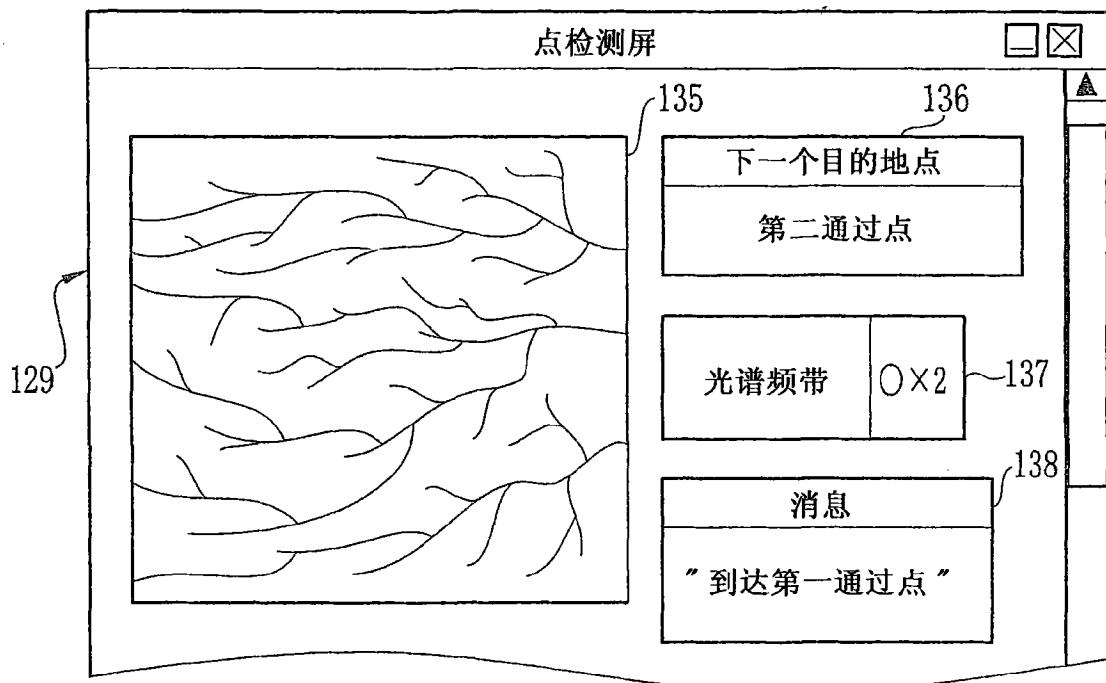


图 11

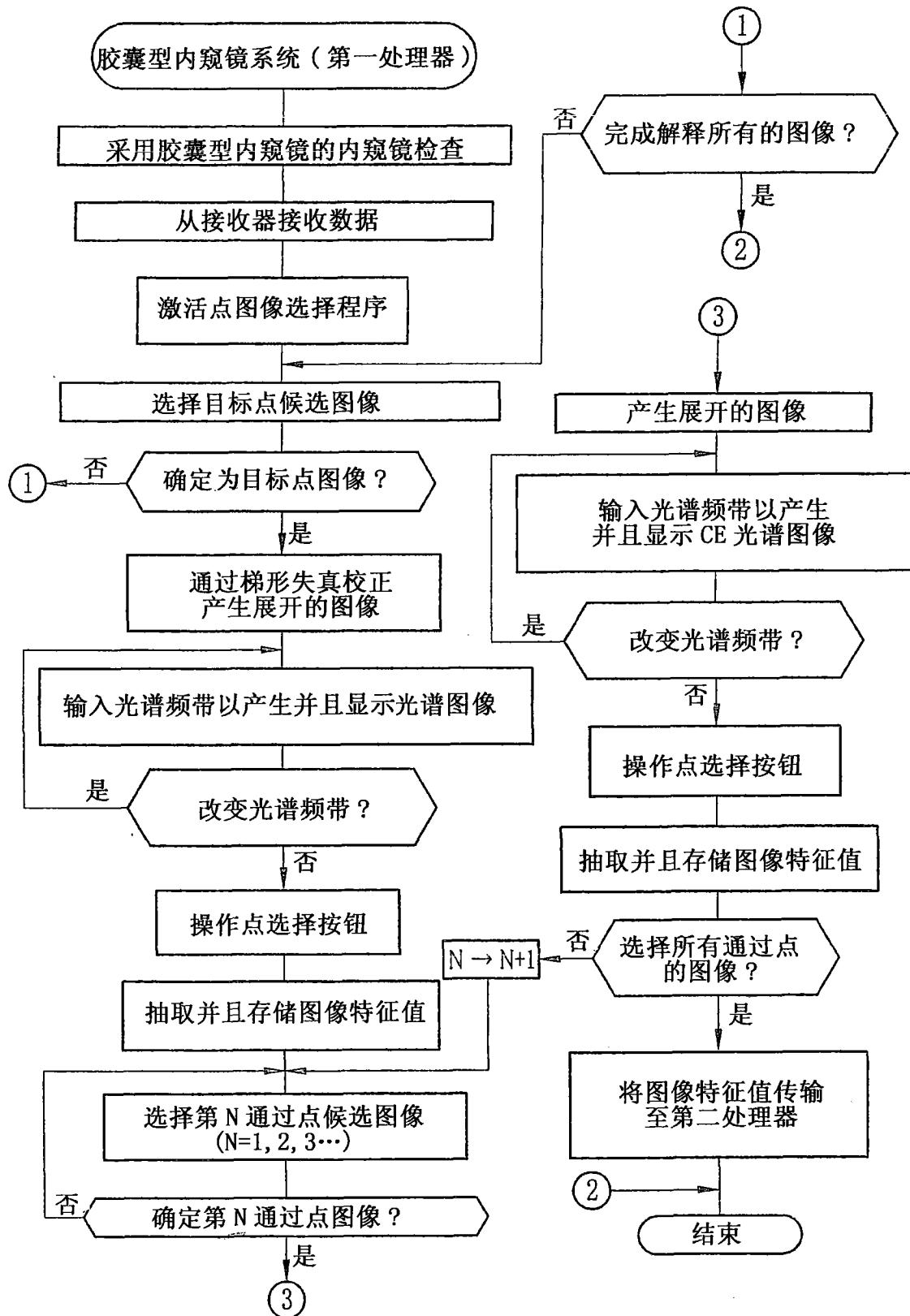


图 12

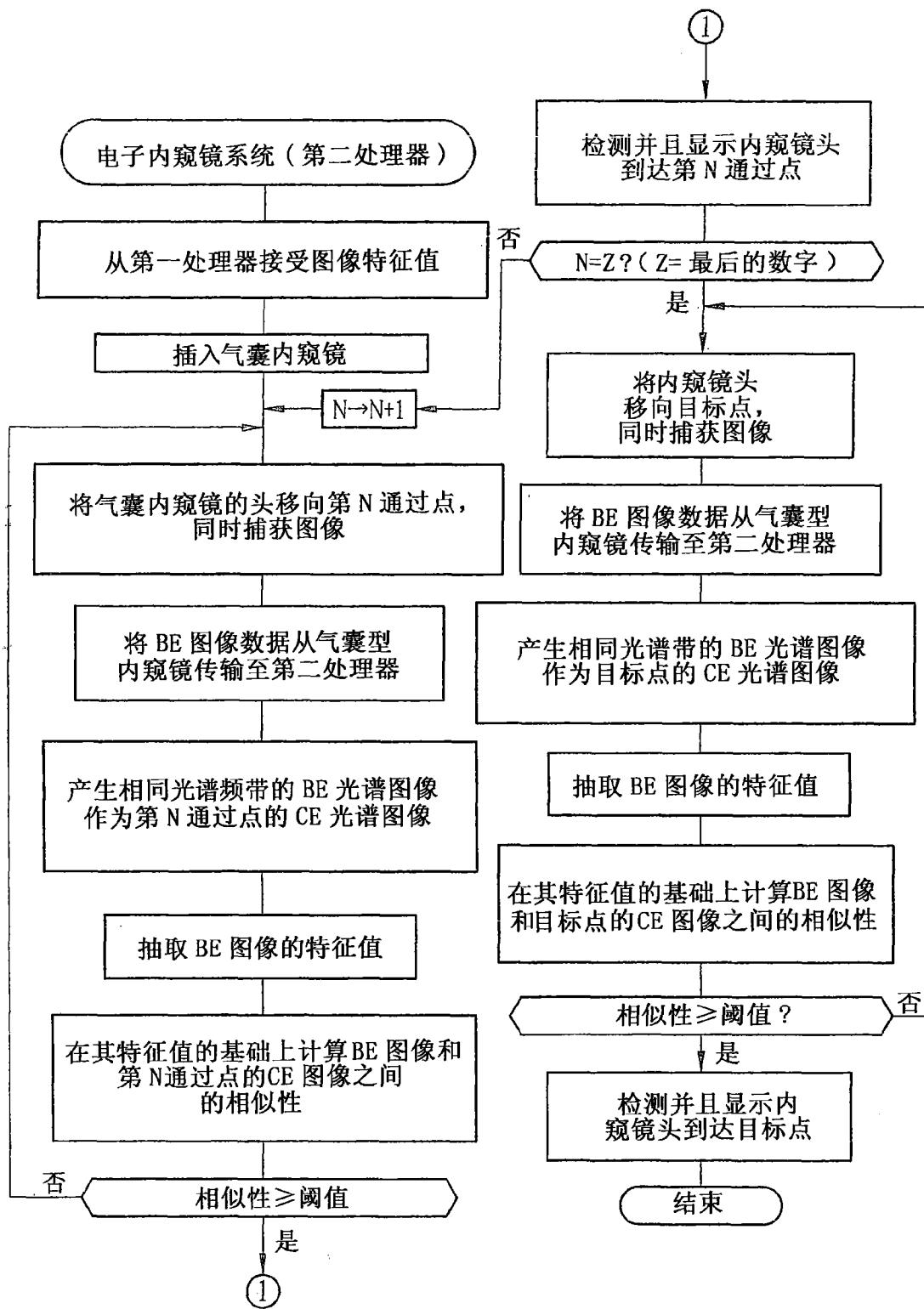


图 13

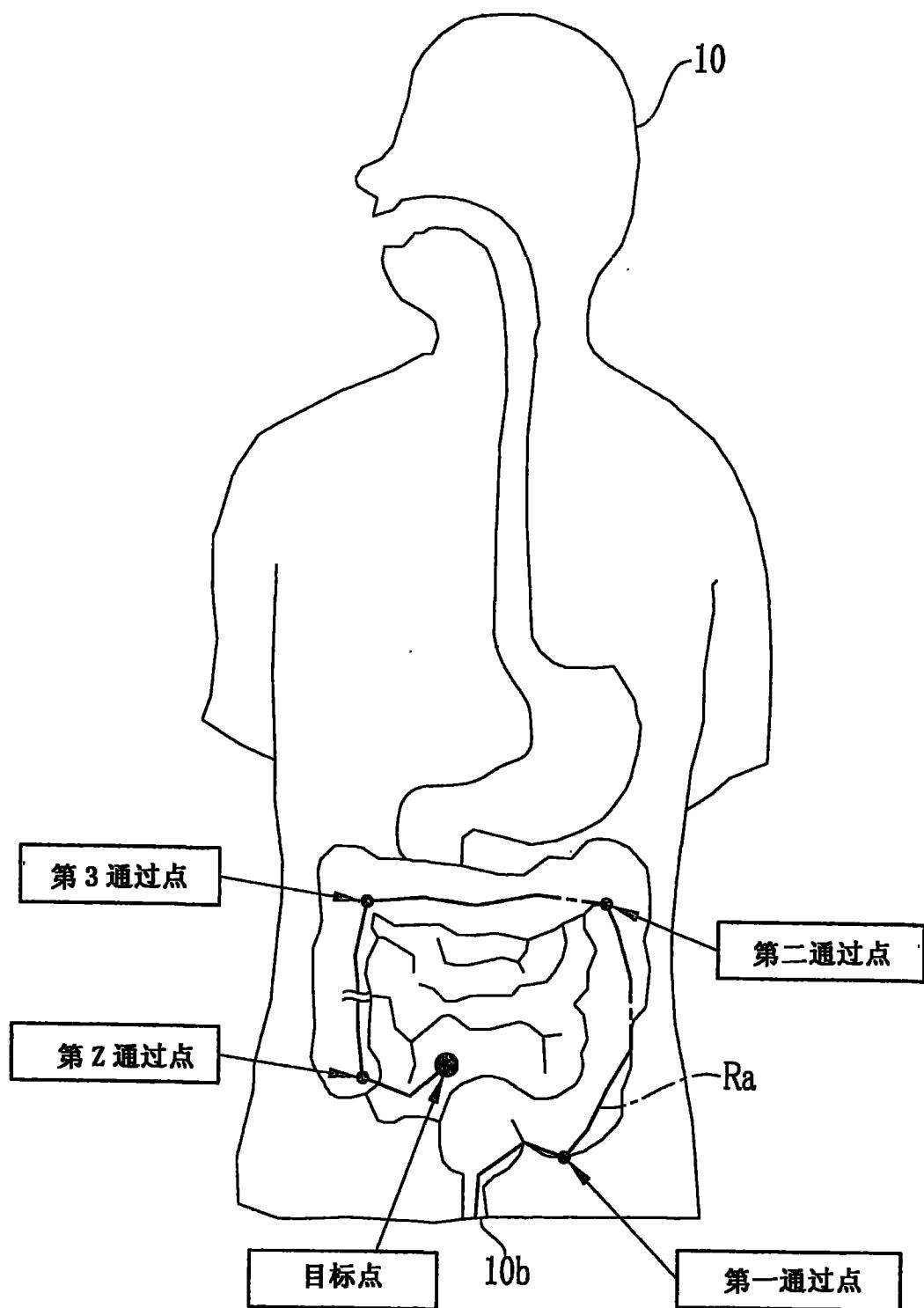


图 14

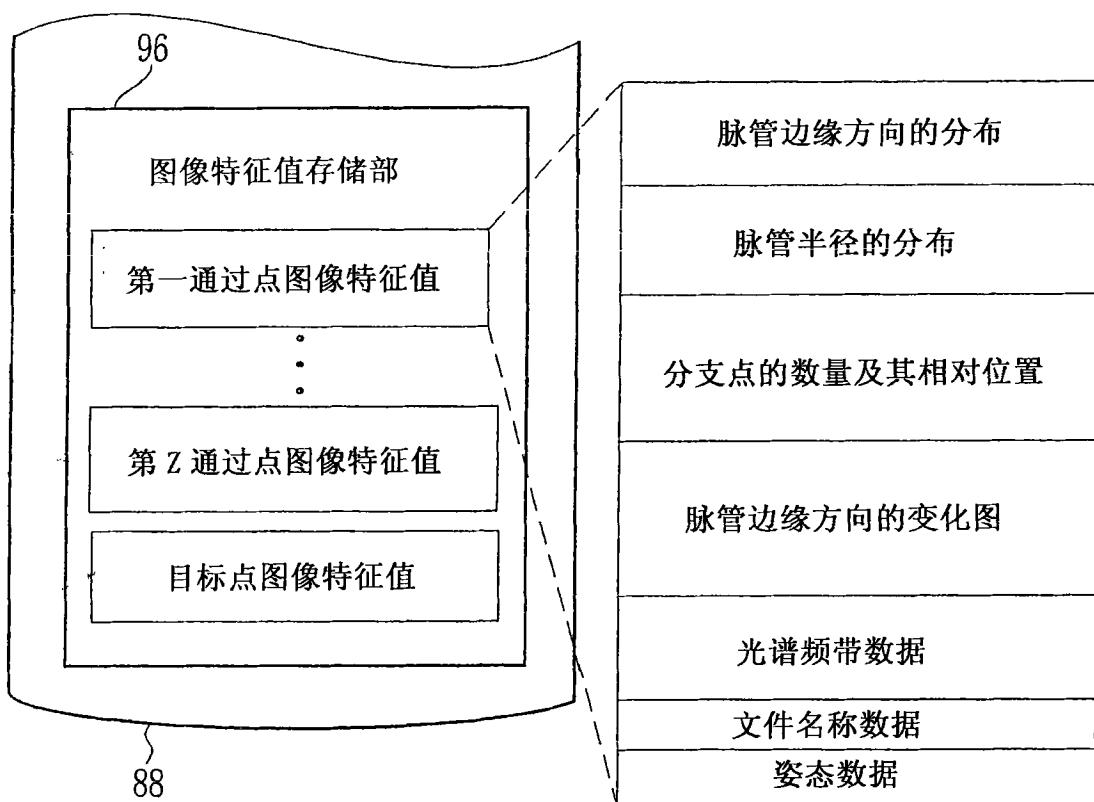


图 15

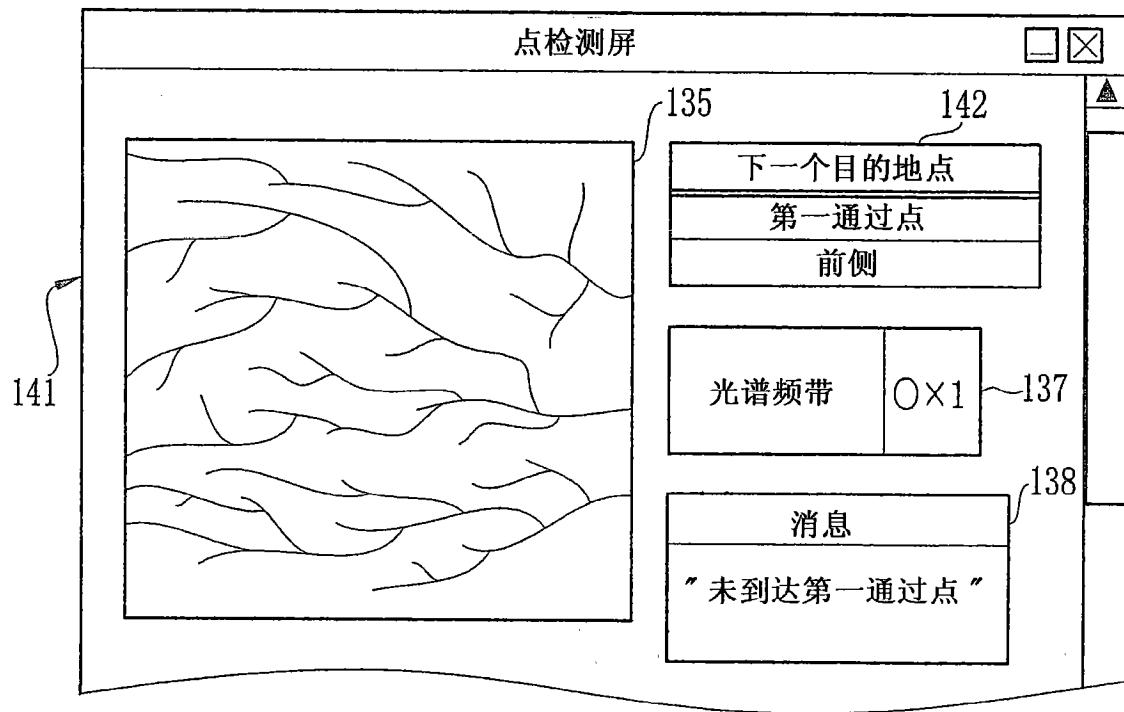


图 16

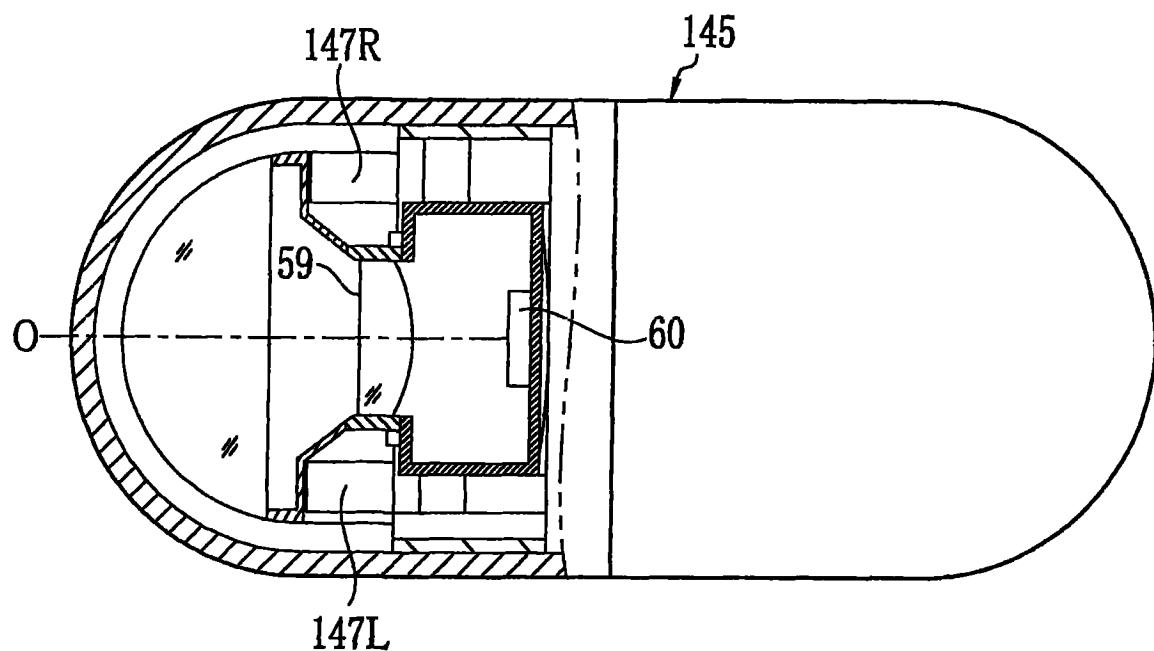


图 17

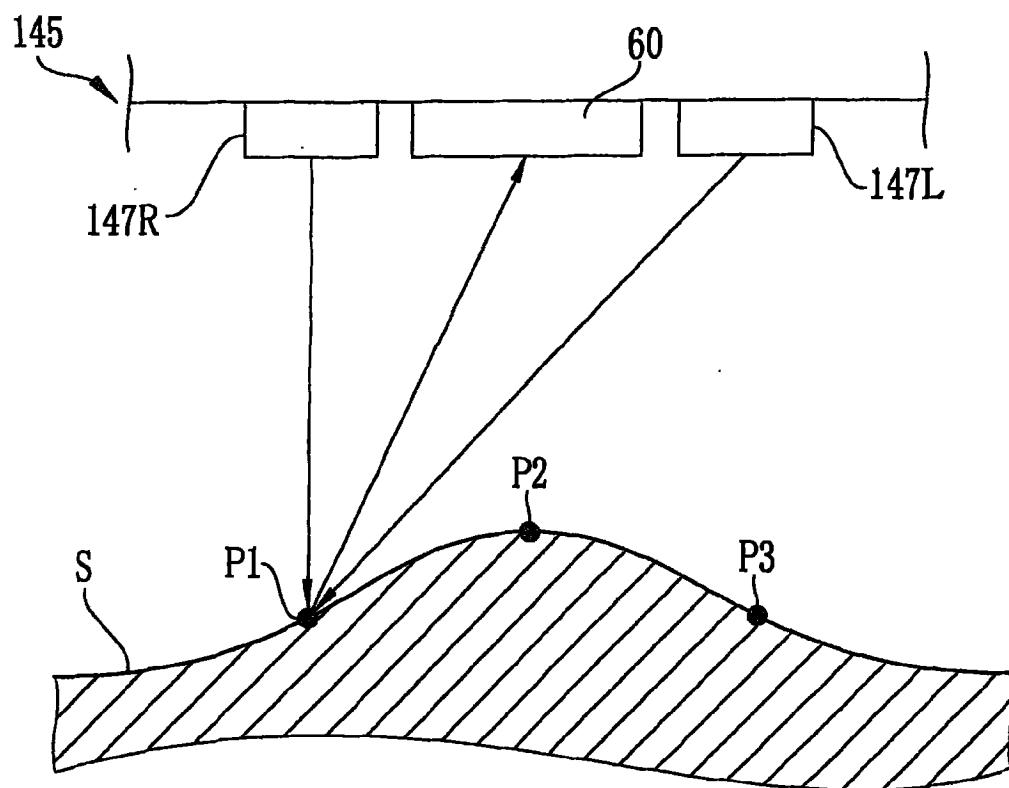


图 18

		$D = vR - vL$	
		凸出	凹入
P1	$D > 0$	$D < 0$	
P2	$D \approx 0$	$D \approx 0$	
P3	$D < 0$	$D > 0$	

vR: 在来自第一光源的光下的亮度  
vL: 在来自第二光源的光下的亮度

图 19

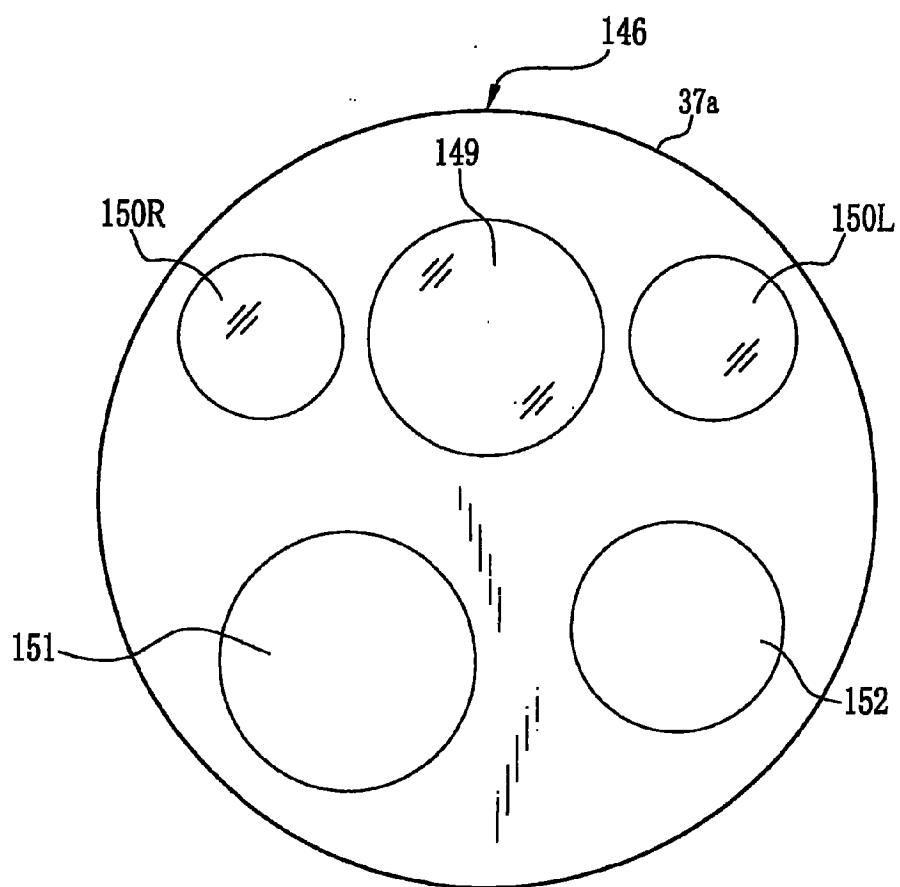


图 20

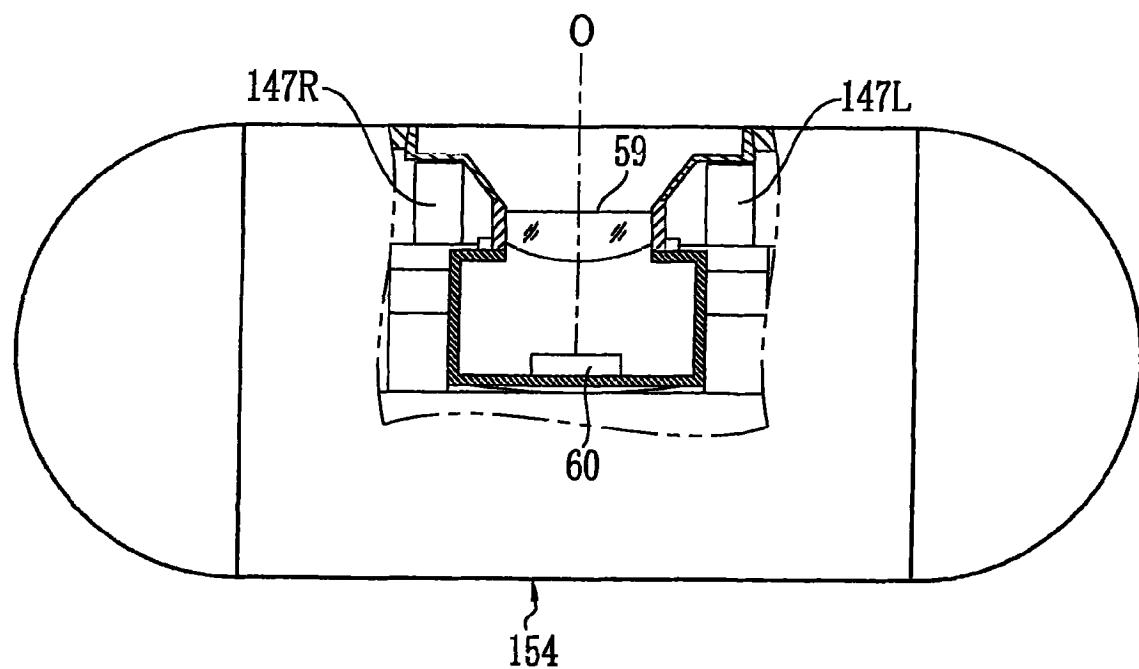


图 21

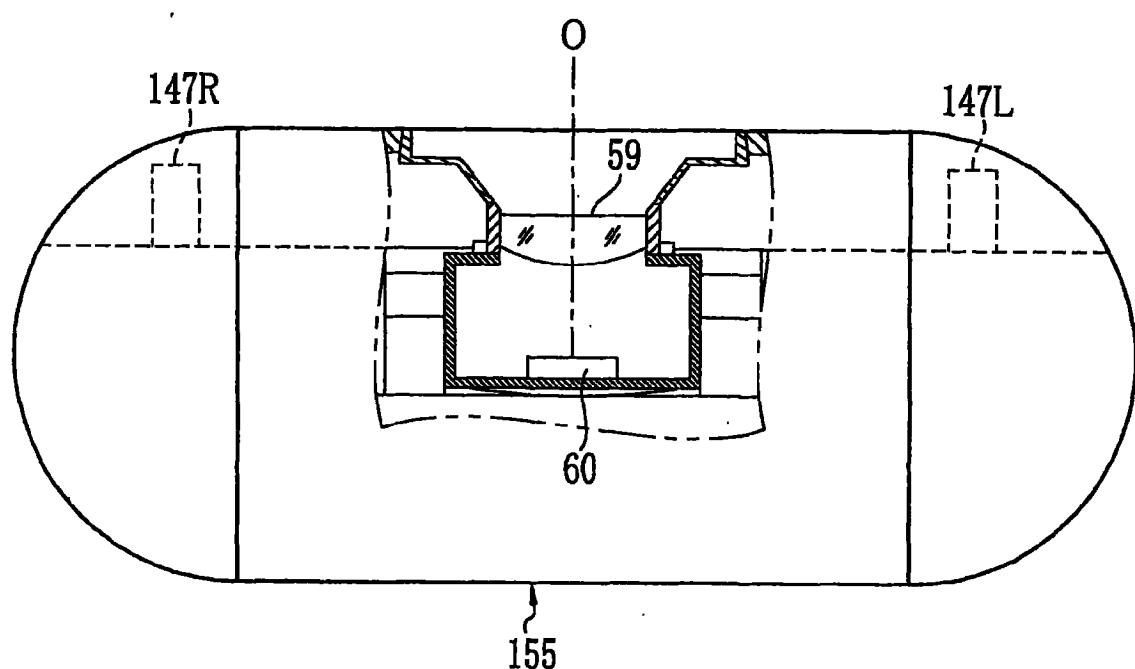


图 22

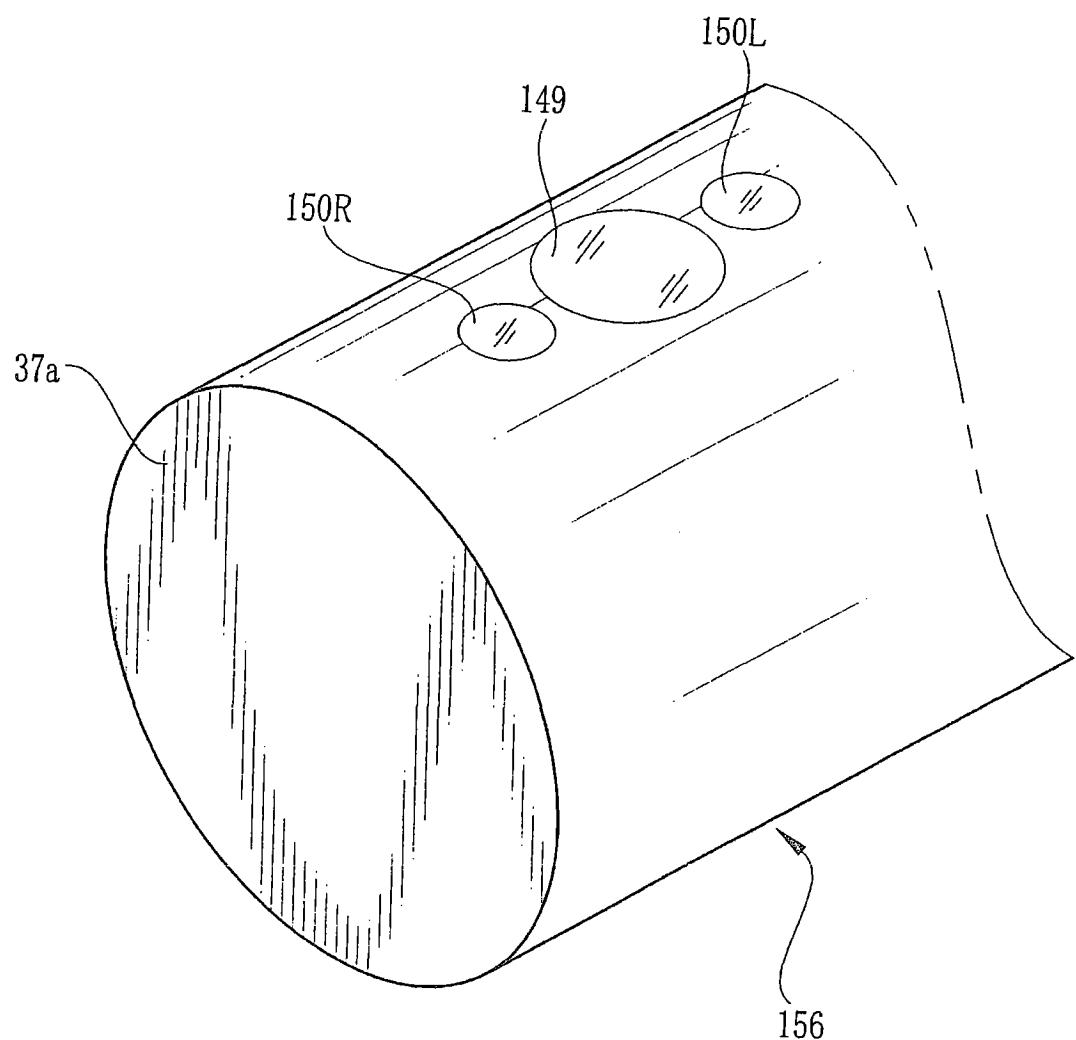


图 23

专利名称(译)	内窥镜检查系统和用于该内窥镜检查系统的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101530313B</a>	公开(公告)日	2012-11-21
申请号	CN200910126517.4	申请日	2009-03-10
[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 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/073 A61B5/065 A61B1/041 A61B1/0005 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00082 A61B1/0684 A61B1/2736 A61B1/00096 A61B5/0084 A61B5/0075 A61B1/0676		
代理人(译)	陈平		
审查员(译)	黄曦		
优先权	2008059543 2008-03-10 JP		
其他公开文献	CN101530313A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明涉及内窥镜检查系统和用于该内窥镜检查系统的方法。胶囊型内窥镜由病人吞入，以捕获来自病人消化道的内壁表面的图像，同时检测所述胶囊型内窥镜的成像位置。医生观察由所述胶囊型内窥镜捕获的图像，以选择包括怀疑为病灶的部分的目标点图像，以及一些表示在气囊型内窥镜的插入路线上通过点的图像。在将所述气囊型内窥镜的探测头插入病人中以详细检查可疑部分的同时，检测在由所述气囊型内窥镜捕获的图像与作为通过点和目标点之一的目的地点的图像之间的相似程度，以通过所述相似性判断所述探测头是否已经到达所述目的地点。因此，医生可以容易地使探测头到达目标点。

