



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104486983 A

(43) 申请公布日 2015.04.01

(21) 申请号 201380025400.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013.04.23

A61B 1/00(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04(2006.01)

2012-114338 2012.05.18 JP

G02B 23/24(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

H04N 7/18(2006.01)

2014.11.14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061869 2013.04.23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/172156 JA 2013.11.21

(71) 申请人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目 7 番 5
号

(72) 发明人 千叶亨

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

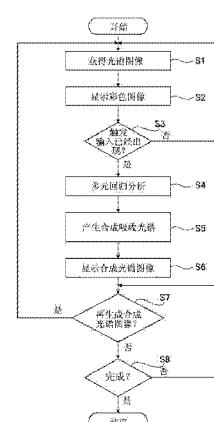
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

电子内窥镜设备

(57) 摘要

一种电子内窥镜设备，其设置有：光谱图像捕捉构件，所述光谱图像捕捉构件用于在体腔中捕捉预定波长范围的光谱图像，并且获得光谱图像数据；光谱分解构件，凭借所述光谱分解构件，通过进行回归分析将所述光谱图像数据中包括的每个像素的光谱数据分解为多个预定分量光谱；光谱合成构件，所述光谱合成构件用于重构预定的多个分量光谱，移除所述多个分量光谱中的至少一个，并从而产生合成图像数据；以及显示构件，所述显示构件用于基于所述合成图像数据来进行屏幕显示。



1. 一种电子内窥镜设备,包括:

光谱图像捕捉构件,所述光谱图像捕捉构件用于在体腔中在预定波长范围之内捕捉光谱图像,并且获得光谱图像数据;

光谱分解构件,所述光谱分解构件用于通过进行回归分析将所述光谱图像数据中包含的每个像素的光谱数据分解为多个预定分量光谱;

光谱合成构件,所述光谱合成构件用于通过移除所述多个分量光谱中的至少一个来产生合成图像数据,以便重构所述多个预定分量光谱;以及

显示构件,所述显示构件用于基于所述合成图像数据来显示屏幕。

2. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜设备,

其中所述多个分量光谱包括氧合血红蛋白的吸收光谱、脱氧血红蛋白的吸收光谱以及散射系数的光谱;

其中所述光谱分解构件在所述光谱数据作为客观变量并且所述氧合血红蛋白的吸收光谱、所述脱氧血红蛋白的吸收光谱以及所述散射系数的光谱作为解释变量的情况下进行所述回归分析;并且

其中所述光谱合成构件重构所述氧合血红蛋白的吸收光谱和所述脱氧血红蛋白的吸收光谱。

3. 根据权利要求 2 所述的电子内窥镜设备,

其中所述散射系数的光谱包括瑞利散射中散射系数的光谱和米氏散射中散射系数的光谱。

4. 根据权利要求 2 或权利要求 3 所述的电子内窥镜设备,

其中所述多个分量光谱包括指示特定于所述电子内窥镜设备的偏差的光谱。

5. 根据权利要求 1 至 4 中的任一项所述的电子内窥镜设备,

其中所述光谱合成构件获得重构分量光谱的平均值并且在所述平均值作为像素值的情况下产生所述合成图像数据。

6. 根据权利要求 1 至 5 中的任一项所述的电子内窥镜设备,

其中所述预定波长范围为从 400 到 800nm;并且

其中所述光谱图像包括限定在从 1 到 10nm 的范围内,以预定间隔的波长捕捉的多个图像。

7. 根据权利要求 1 至 6 中的任一项所述的电子内窥镜设备,

其中所述回归分析是多元回归分析。

电子内窥镜设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电子内窥镜设备,其能够在活体组织处发射不同波长的光并且能够捕捉光谱图像。

背景技术

[0002] 最近,如例如在日本专利临时公开第 JP2007-135989A 号中所描述的,已经提出了具备捕捉光谱图像的功能的电子内窥镜。使用这样的电子内窥镜,能够获得包含在消化器官(例如,胃或直肠)中的活体组织(比如黏膜)的光谱特性(光吸收特性的频率特征)的图像信息。已知的是,活体组织的光谱特性反映关于包含在目标活体组织的表面层附近的成分的类型或密度的信息。具体而言,活体组织的光谱特性可以通过将构成活体组织的多种主要成分的光谱特性叠加而获得。

[0003] 活体组织中的病变部分可能包含更大量的在活体组织的健康部分中很少包含的物质。因此,包含病变部分的活体组织的光谱特性可能趋于与仅包含健康部分的活体组织的光谱特性有所不同。因此,当健康部分和病变部分的光谱特性彼此不同时,能够通过比较健康部分和病变部分的光谱特性来确定活体组织是否包含任何的病变部分。

[0004] 同时,已经研究了在人体皮肤或黏膜上的散射系数的波长特征,而且已有报道称,在从 400 到 2,000nm 的波长范围内的在活体组织上散射的波长特征基本上与瑞利散射和米氏散射的叠加波长特征一致 (A. N. Bashkatov 等,包括其他三位作者,“Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000nm”, JOURNAL OF PHYSICS D :APPLIED PHYSICS, 2005, 第 38 卷, 第 2543-2555 页, 下文中称为“非专利文件 1”)。

发明内容

[0005] 虽然活体组织的内窥镜图像主要由在活体组织的表面上反射的观察光形成,但是观察光可能不仅包括在活体组织的表面上反射的光,而且包括在活体组织中引起的散射光。然而,虽然难以准确地确定在捕捉图像中散射光的影响程度,但是照惯例,在光谱图像的分析中已经忽略了散射光的影响。本发明的发明人已经找到通过使用光谱图像数据来定量评估散射光的影响的方法,并且通过根据该方法评估观察光(即,观察图像),发明人发现在观察光中的散射光的影响程度大于已被相信的程度,使得更大的散射光的影响程度在活体组织的光谱特性的评估中引起噪声。

[0006] 做出本发明以解决上述情况。也就是说,本发明的目标为提供这样一种电子内窥镜设备,其能够消除散射光等的影响并且显示高度对比的图像,在该图像中,病变部分和健康部分是可以容易地识别的。

[0007] 为实现上述目标,根据本发明的电子内窥镜设备设置有:光谱图像捕捉构件,所述光谱图像捕捉构件用于在体腔中在预定波长范围之内捕捉光谱图像,并且获得光谱图像数据;光谱分解构件,所述光谱分解构件用于通过进行回归分析将所述光谱图像数据中包含

的每个像素的光谱数据分解为多个预定分量光谱；光谱合成构件，所述光谱合成构件用于通过移除多个分量光谱中的至少一个来产生合成图像数据，以便重构多个预定分量光谱；以及显示构件，所述显示构件用于基于所述合成图像数据来显示屏幕。

[0008] 根据该配置，合成图像数据在作为噪声分量的分量光谱被移除之后产生；因此，可以显示提供高对比度并且健康部分和病变部分可以容易地得到辨认的图像。

[0009] 可选地，所述多个分量光谱包括例如氧合血红蛋白的吸收光谱、脱氧血红蛋白的吸收光谱以及散射系数的光谱。所述光谱分解构件可以配置为在所述光谱数据作为客观变量并且所述氧合血红蛋白的吸收光谱、所述脱氧血红蛋白的吸收光谱以及所述散射系数的光谱作为解释变量的情况下进行所述回归分析。可选地，所述光谱合成构件可以配置为重构所述氧合血红蛋白的吸收光谱和所述脱氧血红蛋白的吸收光谱。在该情况下，所述散射系数的光谱优选包括瑞利散射中散射系数的光谱和米氏散射中散射系数的光谱。根据这些配置，通过消除散射光的影响，可以获得更准确的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的回归系数，而且可以产生特定于目标的合成图像数据（比如依据氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的浓度）。

[0010] 可选地，所述多个分量光谱可以包括指示特定于所述电子内窥镜设备的偏差的光谱。根据该配置，特定于设备的偏差被移除；因此，不需校正电子内窥镜设备。

[0011] 可选地，所述光谱合成构件可以配置为获得重构分量光谱的平均值并且在所述平均值作为像素值的情况下产生所述合成图像数据。根据该配置，可以容易地产生依据氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的浓度的合成图像数据。

[0012] 可选地，所述预定波长范围优选为从 400 到 800nm，并且所述光谱图像包括限定在从 1 到 10nm 的范围内以预定间隔的波长捕捉的多个图像。

[0013] 可选地，回归分析优选为多元回归分析。

[0014] 如上所述，根据本发明的电子内窥镜，通过消除散射光等的影响，能够显示提供更高对比度并且在其中病变部分和健康部分容易地得到辨认的图像。

附图说明

[0015] [图 1] 图 1 为示出根据本发明的实施方式的电子内窥镜设备的框图。

[0016] [图 2] 图 2 显示了示出由根据本发明的实施方式的电子内窥镜设备获得的胃黏膜的光谱图像数据的图示。

[0017] [图 3] 图 3 显示了示出血红蛋白的吸收特性的图示。

[0018] [图 4] 图 4 显示了示出正常颜色图像（内窥镜图像）和合成光谱图像的实例的图示。

[0019] [图 5] 图 5 是示出由根据本发明的实施方式的电子内窥镜设备的图像处理单元执行的图像产生过程的流程图。

具体实施方式

[0020] 在下文中，参考所附附图描述根据本发明的实施方式。

[0021] 图 1 为示出根据本发明的实施方式的电子内窥镜设备 1 的框图。根据实施方式的电子内窥镜设备 1 配置为产生彩色图像（合成光谱图像），医生将参考该彩色图像以便诊断

消化器官（比如胃或直肠）的疾病。电子内窥镜设备 1 包括电子内窥镜 100、用于电子内窥镜的处理器 200 和图像显示设备 300。在用于电子内窥镜的处理器 200 中，安装有光源单元 400 和图像处理单元 500。

[0022] 电子内窥镜 100 包括待插入到体腔中的插入管 110。在插入管 110 的尖端部（插入管尖端部）111，设置的是物镜光学系统 121。围绕插入管尖端部 111 的活体组织的图像经过物镜光学系统 121 形成在图像捕捉设备 141 的光接收表面上，图像捕捉设备 141 安装在插入管尖端部 111 中。

[0023] 图像捕捉设备 141 定期地（例如，每隔 1/30 秒）输出对应于形成在光接收表面上的图像的图像信号。由图像捕捉设备 141 输出的图像信号通过线缆 142 传输到用于电子内窥镜的处理器 200 中的图像处理单元 500。

[0024] 图像处理单元 500 包括 AD 转换电路 510、暂时存储器 520、控制器 530、视频储存器 540 和信号处理电路 550。AD 转换电路 510 对从电子内窥镜 100 的图像捕捉设备 141 通过电缆 142 输入的图像信号进行模拟到数字的转换，并且输出数字图像数据。从 AD 转换电路 510 输出的数字图像数据传输到临时存储器 520 并被存储在其中。控制器 530 对存储在临时存储器 520 中的一块或多块图像数据进行处理以产生一块可显示图像数据，并将可显示图像数据传输到视频储存器 540。例如，控制器 530 可以生成可显示图像数据（比如从图像数据块产生的数据、显示多个对齐的图像的数据，或者显示通过多个图像数据的图像计算获得的图像或显示从图像计算的结果获得的图示的数据）并且在视频储存器 540 中存储所生成的可显示图像数据。信号处理电路 550 将存储在视频储存器 540 中的可显示图像数据转换为具有预定格式（例如，NTSC 格式）的视频信号，并输出该视频信号。从信号处理电路 550 输出的视频信号输入到图像显示设备 300。因此，由电子内窥镜 100 所捕捉的内窥镜图像显示在图像显示设备 300 上。

[0025] 在电子内窥镜 100 中，安装了光导引器 131。光导引器 131 的尖端部 131a 设置在插入管尖端部 111 附近。同时，光导引器 131 的近端部 131b 连接至用于电子内窥镜的处理器 200。用于电子内窥镜的处理器 200 在其中包括光源单元 400（稍后描述），其具有产生大量白光的光源 430 等，例如，氙灯。由光源单元 400 产生的光经过近端部 131b 进入光导引器 131。经过近端部 131b 进入光导引器 131 的光被光导引器 131 导引到尖端部 131a，并从尖端部 131a 发射。在电子内窥镜 100 的插入管尖端部 111 中的光导引器 131 的尖端部 131a 的附近设置有透镜 132。从光导引器 131 的尖端部 131a 发射的光穿过透镜 132 并且照亮插入管尖端部 111 附近的活体组织 T。

[0026] 如上所述，用于电子内窥镜的处理器 200 既具有作为视频处理器的功能，又具有作为光源设备的功能，该视频处理器处理从电子内窥镜 100 的图像捕捉设备 141 输出的图像信号，该光源设备向电子内窥镜 100 的光导引器 131 提供用于照亮电子内窥镜 100 的插入管尖端部分 111 附近的活体组织 T 的照明光。

[0027] 在该实施方式中，用于电子内窥镜的处理器 200 中的光源单元 400 包括光源 430、准直透镜 440、光谱滤光器 410、滤光器控制单元 420 和聚光透镜 450。从光源 430 发射的白光由准直透镜 440 转换成准直光束，穿过光谱滤光器 410，然后经过聚光透镜 450 从近端部 131b 进入光导引器 131。光谱滤光器 410 是盘形滤光器，该滤光器将从光源 430 发射的白光分解为预定波长的光（也即，选择波长），并且该滤光器依据其旋转角度来选择性地过滤

并输出 400nm、405nm、410nm、…、800nm 的窄带（大约 5nm 的带宽）的光。光谱滤光器 410 的旋转角度由连接到控制器 530 的滤光器控制单元 420 来控制。在控制器 530 通过滤光器控制单元 420 来控制光谱滤光器 410 的旋转角度的同时，预定波长的光从近端部 131b 进入到光导引器 131，插入管尖端部 111 附近的活体组织 T 被照亮。然后，从活体组织 T 上反射的光和在活体组织 T 中散射的光聚集到图像捕捉设备 141 的光接收表面上以形成如上所述的图像，并且对应于所形成的图像的图像信号通过线缆 142 传输到图像处理单元 500。

[0028] 图像处理单元 500 配置为这样一种设备，其通过线缆 142 从活体组织 T 的图像以每隔 5nm 的波长获得多个光谱图像。具体而言，当光谱滤光器 410 在具有 400nm、405nm、410nm、…、800nm 的中心的窄带（大约 5nm 的带宽）中分别选择并且输出光时，图像处理单元 500 获得波长的光谱图像。

[0029] 图像处理单元 500 具有处理通过光谱滤光器 410 产生的多个光谱图像的功能，并且具有产生彩色图像（合成光谱图像）的功能，如稍后所述的。另外，图像处理单元 500 控制图像显示设备 300 来显示经处理的合成光谱图像。

[0030] 作为光谱滤光器 410，例如法布里 - 珀罗滤光器或者采用已知的光谱图像捕捉方法的滤光器是可用的，通过所述滤光器，利用透射式衍射光栅可以获得分开的光。

[0031] 如上所述，根据本实施方式的图像处理单元 500 具有通过使用多个不同波长的光谱图像来产生合成光谱图像的功能，该合成光谱图像具有高分辨率并且其中健康部分和病变部分可以容易地得到识别。下面将描述产生合成光谱图像的功能。

[0032] 图 2 显示了由根据本实施方式的电子内窥镜设备 1 获得的胃黏膜的光谱图像数据的光谱表示（即，基于波长的亮度分布的表示）的图示。每个波形表示在图像捕捉设备 141 获得的光谱图像中的特定像素的光谱。图 2(a) 表示对应于胃黏膜的病变部分的像素的光谱，而图 2(b) 表示对应于胃黏膜的健康部分的像素的光谱。对此而言，预定的标准化处理被应用到了在图 2(a) 和图 2(b) 中所示的健康部分和病变部分的每个像素的光谱。具体而言，虽然图像捕捉设备 141 的每个像素依据目标（活体组织 T）与从光导引器 131 的尖端部 131a 发射的照明光之间角度差以及插入管尖端部 111（图 1）与活体组织 T 之间的距离差而接收不同量的光（即，图像捕捉设备 141 不能在其整个光接收表面上接收恒定的光量），但是光谱表示通过修正这些光量差异的影响而得以示出。在实验中已经证实，对应于健康部分的像素的光谱和对应于病变部分的像素的光谱尤其在较高波长的一侧显示出相似的特性（即，它们几乎没有差异）。因此，在本实施方式中，对于每个像素的光谱，对预定波段（例如，从 600nm 到 800nm 的波长）的亮度值进行积分，而且整体光谱的大小（每个波长的亮度值）得到修正使得积分值变为预定参考值。也就是说，在本实施方式中，通过标准化处理来将像素的光谱统一化以便与参考大小匹配，使得对应于病变部分的像素的光谱可以精确地与对应于健康部分的像素的光谱比较。

[0033] 如图 2 所示，胃黏膜图像的光谱的相似之处在于，不论其是健康部分还是病变部分，光谱展现出具有在从 500nm 到 590nm 的波长范围中的谷（底部）的大体 M 形的特性，但是非常不同的地方在于，对应于病变部分的像素的光谱的色散大于对应于健康部分的像素的光谱的色散，具体是在大约 540nm 和大约 570nm 的波长处的光谱特性中。该差异在病理学领域中广为人知，并且该差异公认由下述事实引起：病变部分和健康部分具有不同的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的成分比，而且在氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白之间光吸收特

性是不同的。本发明通过关注上述要点而做出，并且如稍后所述的，本发明的发明人发现了基于氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白之间的光吸收特性中的差异定量地获得氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的成分比的技术，并且，通过将成分比成像，发明了用于产生合成光谱图像的配置，在该合成光谱图像中健康部分和病变部分是可以容易地得到识别。

[0034] 图 3 是表示血红蛋白的光吸收特性的图示，其中实线表示氧合血红蛋白的光吸收特性，虚线表示脱氧血红蛋白的光吸收特性。在图 3 中，纵轴表示光谱中的吸收（单位：mg/dl），而横轴表示波长（单位：nm）。如图 3 所示，氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的共同之处在于，它们吸收具有 500nm 到 590nm 波长的光（即，在从 500nm 到 590nm 的波长范围中吸收特性增加），但是其不同之处在于，脱氧血红蛋白的特性具有在大约 558nm 波长的一个峰，而氧合血红蛋白的特性具有在大约 542nm 和大约 578nm 波长的两个峰并且具有在大约 560nm 波长的底部。氧合血红蛋白的吸收率在大约 542nm 和大约 578nm 波长上高于脱氧血红蛋白的吸收率，并且在大约 558nm 波长上低于脱氧血红蛋白的吸收率。从而，氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白具有不同的光吸收特性。因此，通过进行多元回归分析，将图 2 所示的胃黏膜的光谱图像数据作为客观变量，并且将氧合血红蛋白的光吸收特性与脱氧血红蛋白的光吸收特性作为解释变量，则氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的成分比可以得到确定。然而，由图像捕捉设备 141 获得的光谱图像数据可能不仅包含在活体组织 T 上反射的光，其可能还包含在活体组织 T 中散射的光。此外，应当假设，由图像捕捉设备 141 获得的光谱图像数据包含特定于设备的噪声（误差）。为了确定氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的准确的成分比（即，多元回归系数），需要消除这些因素的影响。因此，为了消除散射等的影响，发明人使用通过瑞利散射和米氏散射的波长特性的额外解释变量并且进一步使用特定于电子内窥镜设备 1 的特定于设备的偏差的额外解释变量来进行多元回归分析。结果，发明人发现，通过使用解释变量大体上准确地解释（即，拟合）胃黏膜的光谱图像数据，并且通过基于所获得的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的多元回归系数来重构图像，可以获得高分辨率的彩色图像（合成光谱图像），其中健康部分和病变部分可以得到辨认。

[0035] 下面的表达式 1 表达了光谱图像数据的测量模型。

[0036] （表达式 1）

$$X(\lambda) = A(\lambda) + S_{\text{米氏}}(\lambda) + S_{\text{瑞利}}(\lambda) + F$$

[0038] X 表示胃黏膜的光谱图像中的单个像素的数据（对数表示）， λ 表示光的波长，A 表示介质（活体组织 T）的吸收系数， $S_{\text{瑞利}}$ 表示瑞利散射中介质的散射系数， $S_{\text{米氏}}$ 表示米氏散射中介质的散射系数，F 表示特定于设备的偏差。对此而言，特定于设备的偏差 F 是指示对于图像捕捉设备 141 的参考信号强度的参数。如表达式 1 所述，本实施方式中的光谱图像数据 X 表示为吸收系数 A、瑞利散射中的散射系数 $S_{\text{瑞利}}$ 、米氏散射中的散射系数 $S_{\text{米氏}}$ 以及特定于设备的偏差 F。吸收系数 A 基于比尔 - 朗伯定律在下述的表达式 2 中表达。

[0039] （表达式 2）

$$[0040] A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \epsilon(\lambda)Cd$$

[0041] A 表示介质（活体组织 T）的吸收系数， I_0 表示进入介质之前的光的发射强度，I 表示在介质中行进距离 d 的光的强度， ϵ 表示摩尔光吸收系数，C 表示摩尔浓度。如果介质具有 n 种类型的光吸收物质，则吸收系数 A 在下述表达式 3 中表达。

[0042] (表达式 3)

$$[0043] A(\lambda) = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda) C_i d$$

[0044] 这就是说,当介质具有 n 种类型的光吸收物质时,吸收系数 A 表达为光吸收物质的吸收特性的和。因此,如下面表达式 4 所述,将图 2 中所示的胃黏膜的光谱图像数据作为客观变量,并且将氧合血红蛋白的光吸收特性、脱氧血红蛋白的光吸收特性、瑞利散射中活体组织 T 的散射系数、米氏散射中活体组织 T 的散射系数以及特定于设备的偏差作为解释变量,进行多元回归分析。

[0045] (表达式 4)

$$[0046] \begin{bmatrix} X_{400} \\ X_{405} \\ \vdots \\ X_{800} \end{bmatrix} = P1 \times \begin{bmatrix} a_{400} \\ a_{405} \\ \vdots \\ a_{800} \end{bmatrix} + P2 \times \begin{bmatrix} b_{400} \\ b_{405} \\ \vdots \\ b_{800} \end{bmatrix} + P3 \times \begin{bmatrix} c_{400} \\ c_{405} \\ \vdots \\ c_{800} \end{bmatrix} + P4 \times \begin{bmatrix} d_{400} \\ d_{405} \\ \vdots \\ X_{800} \end{bmatrix} + P5 \times \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}$$

[0047] X 表示在光谱图像中的单个像素的数据并且对数地表达光谱图像的亮度值,该光谱图像可以通过照射具有从 400nm 到 800nm 的范围内每 5nm 处的中心波长的光而获得。同时,a 表示在从 400nm 到 800nm 的波长内每 5nm 处的氧合血红蛋白的光吸收特性(图 3),而 b 表示在从 400nm 到 800nm 的波长内每 5nm 处的脱氧血红蛋白的光吸收特性(图 3)。c 和 d 分别表示瑞利散射和米氏散射中在从 400nm 到 800nm 的波长内每 5nm 处的介质的散射系数。在本实施方式中,这些散射系数从下面的在非专利文件 1 中描述的表达式获得。

[0048] (表达式 5)

$$[0049] S_{\text{米氏}}(\lambda) = 73.7 \lambda^{-0.22}$$

[0050] (表达式 6)

$$[0051] S_{\text{瑞利}}(\lambda) = 1.1 \times 10^{12} \lambda^{-4}$$

[0052] 表达式 4 中的最后一项是对应于特定于设备的偏差 F 的常数项,并且,在本实施方式中,多元回归系数 P5 等于特定于设备的偏差 F。

[0053] 通常,图像捕捉设备 141 的信号强度未经校正;因此,常见的是,由图像捕捉设备 141 产生的视频信号的强度的绝对值包含多于少量误差的误差。另外,视频信号的参考水平可能依据观察条件(例如,观察区域中的环境亮度)而波动。如果在视频信号中包含的误差维持在其中的情况下进行多元回归分析,则不能获得准确的分析结果(即,具有较少残留误差量的结果)。因此,在本实施方式中,通过考虑特定于设备的偏差作为解释变量而进行多元回归分析,如表达式 4 所表达的,参考水平自动地并且适当地得到修正而无需校正图像捕捉设备 141 的信号强度。从而,可以实现具有更高准确度的多元回归分析。

[0054] 使用基于表达式 4 的多元回归分析(即,拟合),在光谱图像中的单个像素的数据分解为氧合血红蛋白的光吸收特性的光谱、脱氧血红蛋白的光吸收特性的光谱、瑞利散射中散射系数的光谱、米氏散射中散射系数的光谱以及特定于设备的偏差的光谱,以便分别获得作为多元回归系数 P1-P5 的光谱的贡献率(分量光谱)。换句话说,多元回归系数 P1-P5 实际上是指示元素的分量比的系数,这些元素(即,氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、瑞利散射、米氏散射、特定于设备的偏差)构成在光谱图像中的单个像素的数据。因此,能够

根据从多元回归分析获得的氧合血红蛋白的多元回归系数 P1 和脱氧血红蛋白的多元回归系数 P2 获得在活体组织 T 中氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的成分比。因而,由此能够大体上确定健康部分和病变部分。然而同时,为了基于作为一种类型的指标的多元回归系数来确定健康部分和病变部分,需要将当前处于观察的内窥镜图像与健康部分和病变部分联系起来,并且向操作员示出内窥镜图像中的哪部分是健康部分或病变部分。因此,在本实施方式中,通过基于氧合血红蛋白的多元回归系数 P1 和脱氧血红蛋白的多元回归系数 P2 来重构图像,氧合血红蛋白的多元回归系数 P1 和脱氧血红蛋白的多元回归系数 P2 在内窥镜图像中反馈,以便向操作员显示。更具体而言,通过使用从多元回归分析获得的 P1 和 P2 的估计值,合成吸收光谱 X^* 基于表达式 7 产生。这就是说,通过表达式 7,仅重构氧合血红蛋白的光吸收特性的光谱和脱氧血红蛋白的光吸收特性的光谱。

[0055] (表达式 7)

$$[0056] \begin{bmatrix} X_{400}^* \\ X_{405}^* \\ \vdots \\ X_{800}^* \end{bmatrix} = P1 \times \begin{bmatrix} a_{400} \\ a_{405} \\ \vdots \\ a_{800} \end{bmatrix} + P2 \times \begin{bmatrix} b_{400} \\ b_{405} \\ \vdots \\ b_{800} \end{bmatrix}$$

[0057] 从表达式 7 与表达式 4 之间的比较中可见,在合成吸收光谱 X^* 中,瑞利散射、米氏散射和特定于设备的偏差被当做是噪声分量并且被消除。因此,基于合成吸收光谱 X^* ,能够产生从中移除了散射以及特定于设备的偏差的影响的图像(合成光谱图像)。

[0058] 图 4 显示了示出正常颜色图像(内窥镜图像)和合成光谱图像的实例的图示。更具体而言,图 4(a) 表示口腔的彩色图像,其通过基于以从 400nm 到 800nm 每 5nm 的波长捕捉的光谱图像光谱的像素值产生,图 4(b) 表示合成光谱图像,其通过基于表达式 7 的合成吸收光谱 X^* 的像素值产生。在图 4(a) 和图 4(b) 中,对应于每个像素的光谱数据的平均值用作待成像的像素值。光谱图像光谱和合成吸收光谱 X^* 都具有从 400nm 到 800nm 的光谱。因此,在本实施方式中,通过计算光谱的平均值,积分波长范围,以便获得等同于通过白光捕捉的内窥镜图像的彩色图像。

[0059] 在比较图 4(a) 中的彩色图像与图 4(b) 中的合成光谱图像时,应当认识到,在图 4(b) 中的合成光谱图像将舌下组织的微结构(倾向于包含更多血液)显示得更亮而且更清晰。另外,在图 4(b) 中的合成光谱图像中,散射光被有效地消除;因此,在其表面上不包含血液的牙齿显得更暗。换句话说,通过本实施方式的合成光谱图像,噪声分量(比如散射光)被消除,而且氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的检测准确度得到提高。因此,应当理解为,活体组织的轮廓得到强调,而且健康部分和病变部分被更清晰地加以区分。

[0060] 下文中,解释了由根据本实施方式的图像处理单元 500 执行的图像产生过程。图 5 是示出由根据本实施方式的图像处理单元 500 执行的图像产生过程的流程图。图像产生过程是产生上述彩色图像和合成光谱图像并在图像显示设备 300 上显示图像的程序。该程序在电子内窥镜设备 1 上电之后执行。

[0061] 当程序开始时,执行步骤 S1。在步骤 S1 中,图像处理单元 500 向滤光器控制单元 400 传输控制信号以获得光谱图像。当接收到控制信号时,滤光器控制单元 400 控制光谱滤光器 410 的旋转角度,以便依次选择具有 400、405、410、…、800nm 的窄带(带宽约为 5nm)

的光的波长。图像处理单元 500 捕捉在每个波长获得的光谱图像并且将其存储在临时存储器 520 中。然后,该流程继续到步骤 S2。

[0062] 在步骤 S2 中,对于在步骤 S1 中获得的光谱图像中的每个像素的光谱数据生成平均值,并且彩色图像数据块基于作为像素值的平均值产生。彩色图像数据对应于从 400nm 到 800nm 的光谱的平均亮度值;因此,产生等同于正常观察下的内窥镜图像(即,通过白光获得的内窥镜图像)的彩色图像。然后,图像处理单元 500 将产生的彩色图像数据传输到视频储存器 540,并且控制图像显示设备 300 以便在屏幕的左侧显示该图像。结果,图 4(a) 所示的图像显示在图像显示设备 300 上。然后,该流程继续到步骤 S3。

[0063] 在步骤 S3 中,确定用于电子内窥镜的处理器 200 的操作单元(未显示)是否操作,并且从而确定指示合成光谱图像的产生的触发输入是否在执行步骤 S1 或 S2 的同时出现。当没有出现触发输入(S3:否)时,流程返回至 S1 以便再次获得光谱图像。这就是说,除非出现触发输入,否则从光谱图像获得的彩色图像以依次更新的方式连续地显示在图像显示设备 300 上。另一方面,当在步骤 S1 到 S2 的执行期间出现了触发输入时(S3:是),该流程继续到步骤 S4。

[0064] 在步骤 S4 中,对在步骤 S1 中获得的光谱图像进行多元回归分析。更具体而言,对于在步骤 S1 中获得的光谱图像中的每个像素,使用表达式 4 计算多元回归系数 P1-P5。然后,该流程继续到步骤 S5。

[0065] 在步骤 S5 中,对于在步骤 S4 中对于每个像素计算的多元回归系数 P1 和 P2 中的每一个,使用表达式 7 产生合成吸收光谱 X*。接下来,该流程继续到步骤 S6。

[0066] 在步骤 S6 中,合成光谱图像基于在步骤 S5 中计算的合成吸收光谱 X* 产生。更具体而言,对于每个像素计算合成吸收光谱 X* 的平均值,并且基于作为像素值的平均值,产生合成光谱图像数据(合成图像数据)。然后,所产生的合成光谱图像数据传输到视频储存器 540 并显示在图像显示设备 300 上的屏幕的右侧。结果,图 4(b) 所示的图像显示在图像显示设备 300 上。从而,图像处理单元 500 将从合成吸收光谱 X* 产生的合成光谱图像与在步骤 S2 中产生的彩色图像并排设置在图像显示设备 300 的屏幕上。因此,电子内窥镜设备 1 的使用者(操作员)能够在使用者比较彩色图像与合成光谱图像时执行操作。然后,该流程继续到步骤 S7。

[0067] 在步骤 S7 中,在图像显示设备 300 上,图像处理单元 500 显示询问是否再次产生合成光谱图像的消息并且接受来自用于电子内窥镜的处理器 200 的操作单元(未显示)的输入。当电子内窥镜设备 1 的使用者操作操作单元并且选择再产生合成光谱图像时(S7:是),该流程返回至步骤 S1。另一方面,对于预定时间段(例如,几秒)没有指示合成光谱图像的再产生(S7:否),则该流程继续到步骤 S8。

[0068] 在步骤 S8 中,在图像显示设备 300 上,图像处理单元 500 显示询问是否终止合成光谱图像的显示的消息并且接受来自用于电子内窥镜的处理器 200 的操作单元(未显示)的输入。当电子内窥镜设备 1 的使用者操作操作单元并且选择合成光谱图像的终止时(S8:是),程序终止。另一方面,如果对于预定时间段(例如,几秒)没有指示合成光谱图像的终止(S8:否),则该流程继续到步骤 S7。

[0069] 如上所述,通过由图像处理单元 500 执行图 5 的流程图所示的程序,在图像显示设备 300 上同时显示了正常内窥镜图像和合成光谱图像,而通过该图像健康部分和病变部分

得到了有效的辨认。通过正在显示的合成光谱图像,医生能够在辨认病变部分的位置和范围并且做出与周围组织的比较的同时做出诊断。

[0070] 在本实施方式中,图像处理单元 500 进行这样的配置,其通过使用在从 400 到 800nm 的波长范围内每 5nm 获得的完整光谱图像数据来执行多元回归分析;然而,本发明不限于这样的配置。例如,波长范围可以是包括从 500nm 到 590nm 的波长带宽(氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸收波长带宽)的更窄的范围以及对于标准化每个像素所需的参考值。对于另一个实例是这样的配置,其通过仅使用对于从 500nm 到 590nm 的波长带宽(氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸收波长带宽)的光谱图像数据进行多元回归分析。对于另一个实例,只要对应于病变部分的像素的光谱和对应于健康部分的像素的光谱是可识别的,那么可以不必每隔 5nm 就获得光谱图像数据。例如,用以获得光谱图像数据的波长的间隔可以在从 1 到 10nm 的范围内选择。

[0071] 此外,在本实施方式中,采用了通过多元回归分析来实现拟合的配置;然而,只要基于多变量分析实现了拟合(最优化),那么也可以应用其他线性回归分析,比如非负约束多元回归分析和最小二乘法或者不同于线性回归分析的最优化方法,比如牛顿法、准牛顿法、共轭梯度法以及阻尼最小二乘法。

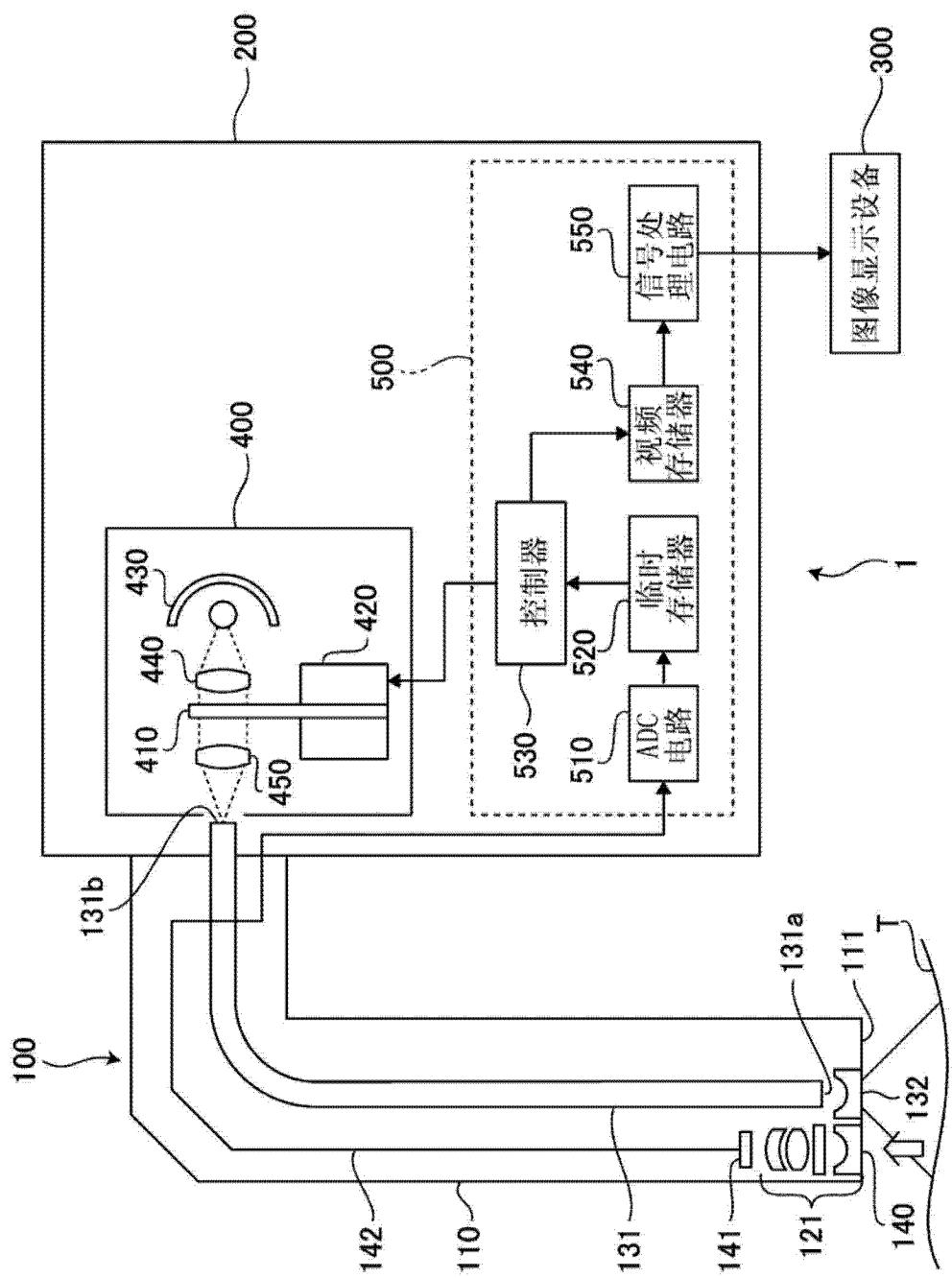
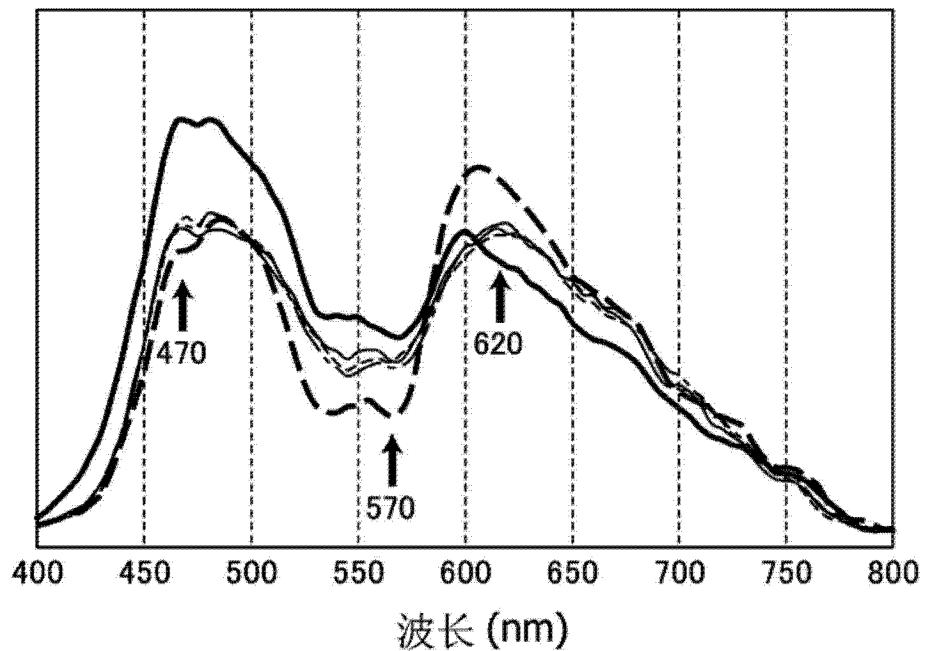
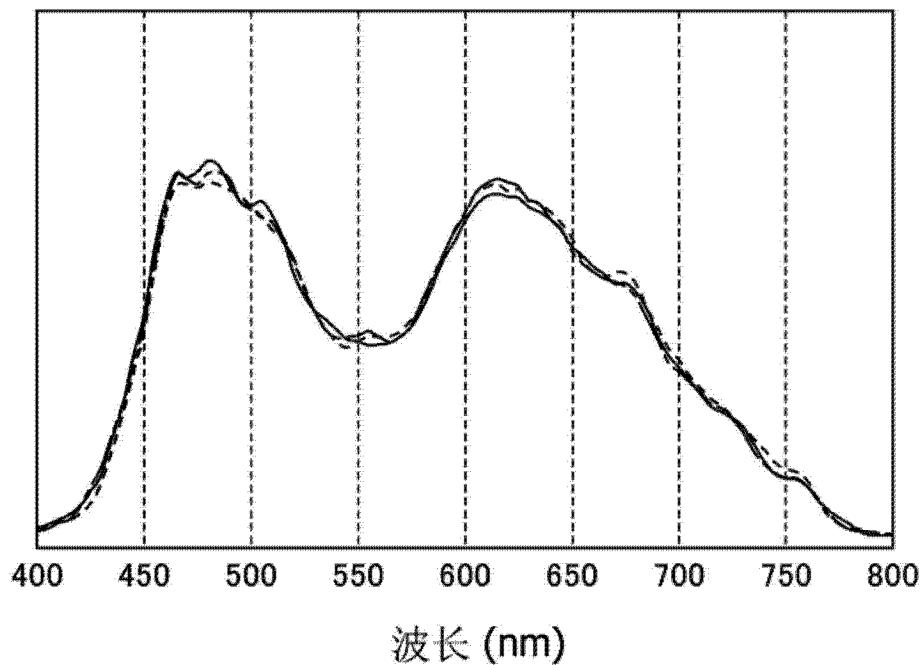


图 1



(a)



(b)

图 2

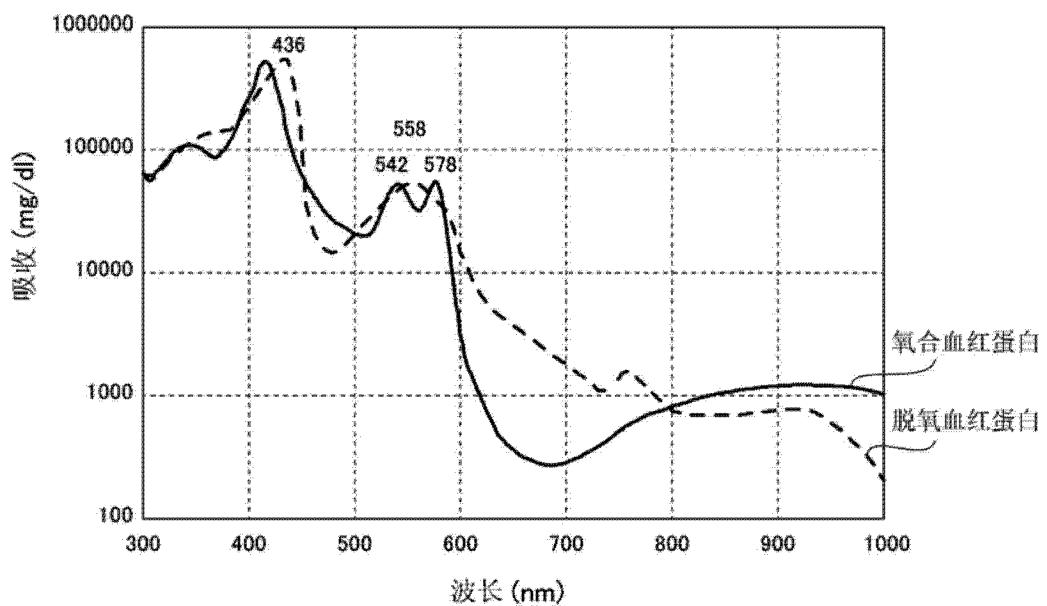
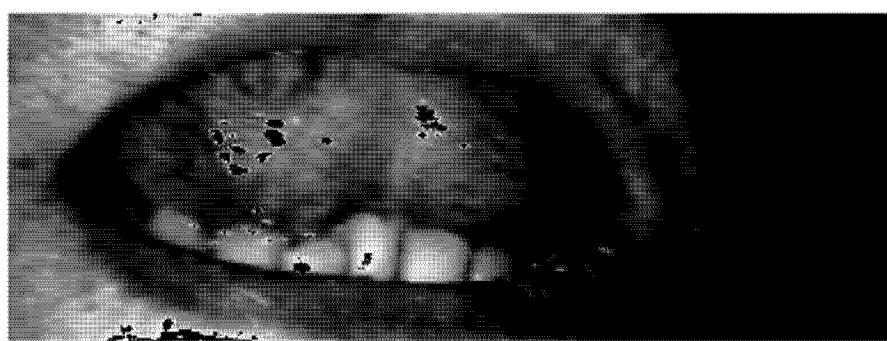
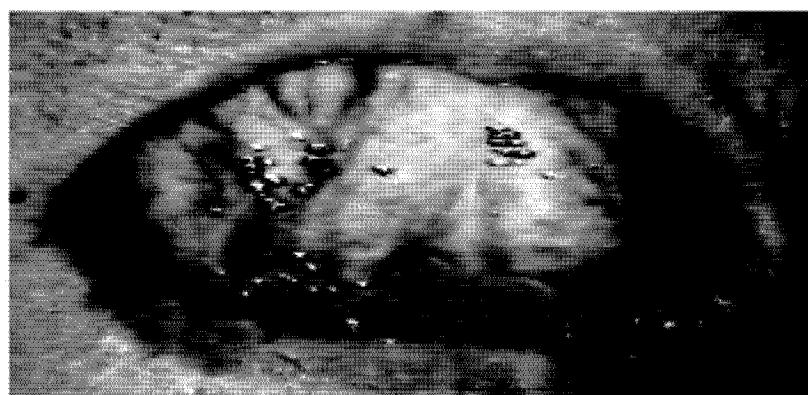


图 3



(a)



(b)

图 4

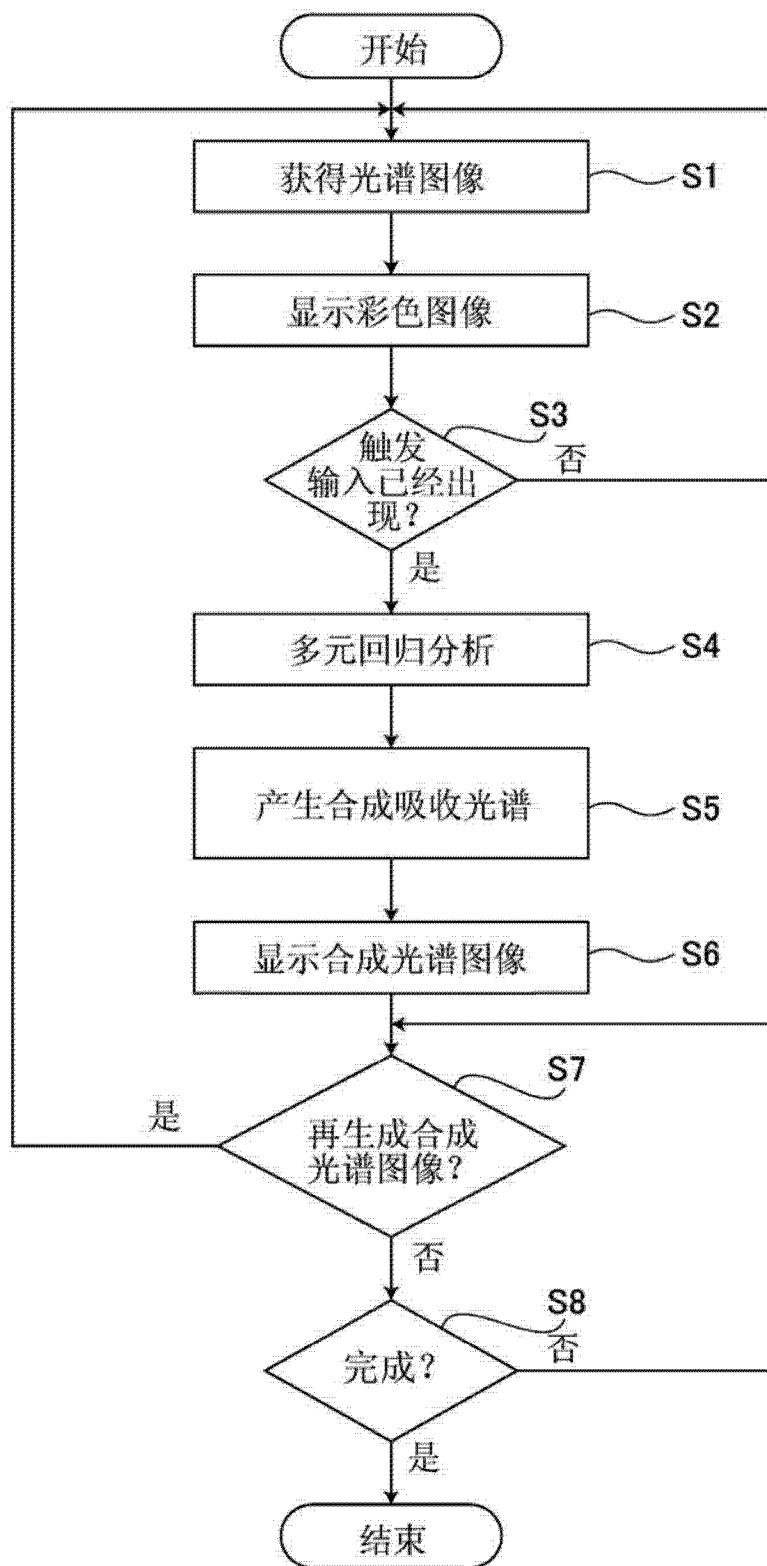


图 5

专利名称(译)	电子内窥镜设备		
公开(公告)号	CN104486983A	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201380025400.1	申请日	2013-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	千叶亨		
发明人	千叶亨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/0005 A61B1/00165 A61B1/00186 A61B1/04 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B5/1459 G02B23/2423 G02B23/2484 G06T7/0012 G06T11/206 G06T11/60 G06T2207 /10024 G06T2207/30101 H04N5/2358 H04N7/18 H04N2005/2255		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2012114338 2012-05-18 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种电子内窥镜设备，其设置有：光谱图像捕捉构件，所述光谱图像捕捉构件用于在体腔中捕捉预定波长范围的光谱图像，并且获得光谱图像数据；光谱分解构件，凭借所述光谱分解构件，通过进行回归分析将所述光谱图像数据中包括的每个像素的光谱数据分解为多个预定分量光谱；光谱合成构件，所述光谱合成构件用于重构预定的多个分量光谱，移除所述多个分量光谱中的至少一个，并从而产生合成图像数据；以及显示构件，所述显示构件用于基于所述合成图像数据来进行屏幕显示。

