



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102088895 B

(45) 授权公告日 2013. 08. 14

(21) 申请号 200980127101. 2

JP 2007-51879 A, 2007. 03. 01, 全文.

(22) 申请日 2009. 06. 22

US 5365925 A, 1994. 11. 22, 全文.

(30) 优先权数据

US 6876448 B2, 2005. 04. 05,

12/171, 505 2008. 07. 11 US

审查员 何琛

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 01. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/061790 2009. 06. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02010/004892 EN 2010. 01. 14

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 后野和弘 菅武志

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4998973 , 1991. 03. 12, 全文.

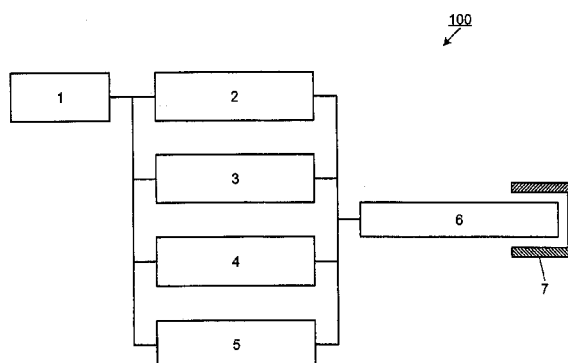
权利要求书2页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

血含量传感器用的校准方法

(57) 摘要

提供了用于校准单独使用的或者结合诸如传统的内窥镜或胶囊型内窥镜(6)等的医疗设备使用的血含量传感器的方法。



1. 一种血含量检测器 (320;420) 用的校准方法,包括:
利用特定波长范围的光来照射基准靶 (318;418;1036) 的区域;
检测从所述基准靶 (318;418;1036) 所反射的光;
处理步骤,用于相对于所述特定波长范围的所期望的光谱特性来处理表示所检测到的光的信号,该处理包括基于从所述基准靶 (318) 所反射的光而确定至少一个校正后的波长;以及
基于处理后的信号生成至少一个校准系数,其中,所述校准系数是基于所述校正后的波长的。
2. 根据权利要求 1 所述的校准方法,其特征在于,所述处理步骤包括将所述表示所检测到的光的信号与所期望的光谱特性进行比较。
3. 根据权利要求 1 所述的校准方法,其特征在于,在所述处理步骤之前对所检测到的光进行滤波。
4. 根据权利要求 3 所述的校准方法,其特征在于,使所检测到的光通过带通滤波器 (504)。
5. 根据权利要求 1 所述的校准方法,其特征在于,所述基准靶 (318;418;1036) 反射特定波长范围的光。
6. 根据权利要求 5 所述的校准方法,其特征在于,所述基准靶 (318;418;1036) 是白色扩散器面板。
7. 根据权利要求 1 所述的校准方法,其特征在于,所述校准方法用于校准位于胶囊型内窥镜中的所述血含量检测器 (320;420)。
8. 根据权利要求 1 所述的校准方法,其特征在于,还包括存储所述校准系数。
9. 一种血含量检测器 (320;420) 用的校准方法,包括:
利用来自第一光源的第一特定波长范围的光和来自第二光源的第二特定波长范围的光来照射基准靶 (318;418;1036) 的区域;
检测从所述基准靶 (318;418;1036) 所反射的第一光和第二光;
相对于所述第一特定波长范围和所述第二特定波长范围的所期望的光谱特性,处理表示检测到的所反射的第一光和第二光的信号,该处理包括基于从所述基准靶 (318;418;1036) 所反射的第一光和第二光至少之一来确定至少一个校正后的波长;以及
基于处理后的信号生成校准系数,其中,所述校准系数是基于所述校正后的波长的。
10. 根据权利要求 9 所述的校准方法,其特征在于,所述第一光在血含量检测波长范围的下部具有第一近似最大强度,以及所述第二光在所述血含量检测波长范围的上部具有第二近似最大强度。
11. 根据权利要求 10 所述的校准方法,其特征在于,所述血含量检测波长范围为 500 ~ 650nm。
12. 根据权利要求 9 所述的校准方法,其特征在于,还包括存储所述校准系数。
13. 一种内窥镜 (6) 用的校准方法,所述内窥镜 (6) 包括血含量传感器 (320) 和观察部 (330),所述校准方法包括:
利用来自一般的所述观察部 (330) 的光来照射基准靶 (318) 的区域;
检测来自所述基准靶 (318) 的反射光;

基于所述反射光对一般的所述观察部 (330) 进行白平衡 ;
使来自一般的所述观察部 (330) 的光无效 ;
利用特定波长范围的光来照射所述基准靶 (318) 的区域 ;
检测从所述基准靶 (318) 所反射的光 ;

相对于所述特定波长范围的所期望的光谱特性,处理表示所检测到的光的信号,该处理包括基于从所述基准靶 (318) 所反射的光而确定至少一个校正后的波长 ;以及
基于处理后的信号生成校准系数,其中,所述校准系数是基于所述校正后的波长的。

14. 根据权利要求 13 所述的校准方法,其特征在于,还包括存储所述校准系数。

血含量传感器用的校准方法

技术领域

[0001] 本发明总的来说涉及血含量检测传感器的校准。更具体地,本发明涉及用于校准传统的胶囊型内窥镜中可以使用的血含量检测传感器的方法。

背景技术

[0002] 科学家们已经发现,相对于健康组织的血含量,在结肠中的癌性病变和癌前病变附近,出现可检测到的表面黏膜的血含量的增加,如例如在 R. K. Wali, H. K. Roy, Y. L. Kim, Y. Liu, J. L. Koetsier, D. P. Kunte, M. J. Goldberg, V. Turzhitsky and V. Backman, Increased Microvascular Blood Content is an Early Event in Colon Carcinogenesis, Gut Vol. 54, pp 654-660 (2005) 中所述,该文献通过引用包含于此。该现象被称为早期血供增加 (EIBS)。

[0003] 依赖于该现象,已知可以基于潜在异常区域中的早期血供增加 (EIBS) 来预测该潜在异常区域。此外,已经发现,通过使用向关注区域施加准直光并且检测吸收和反射光量的探头,可以无需侵入过程而向临床医师提供用以引导内窥镜检测体内可能存在的异常的信息。例如在转让给本发明的受让人的、标题为“Blood Content Detecting Capsule”、于 2007 年 11 月 8 日提交的序列号为 11/937, 133 的美国专利申请中,已经说明了这些技术,该文献通过引用包含于此。

[0004] 通常,光学血含量检测依赖于对进入血含量检测器的与组织黏膜相互作用并从该组织黏膜所反射的光量的测量。由于系统依赖于对反射光量的测量,因此如果没有适当地校准血含量检测器和分析反射光所使用的分光器,则大大影响测量的精度。

[0005] 存在用于校准内窥镜的各种技术。然而,传统上,这些校准技术要求使用发出已知波长和已知强度的光的专用光源。同样,已经提出了利用白色扩散器面板来校准反射光的强度的 EIBS 校准技术。例如,在 M. P. Siegel 等人的 Applied Optics, Vol. 45, Issue 2, pp. 335-342 (2006) 中说明了这些技术,该文献通过引用包含于此。

[0006] 然而,所提出的这些基于白光扩散的校准技术未能解决以下问题:由于入射光的波长测量值不准确,因而在血含量测量期间进行光谱分析所使用的分光器经常不精确。这些不准确可能是由于产品差异不一致、例如温度和湿度等的环境变化不一致、或者因长期使用引起的差异不一致而产生的。

[0007] 然而,其它的采用波长校准的已知技术需要成本极高的专用校准光,并且局限于波长校正且不能用于强度校正。由于血含量检测依赖于对以预定角度进入光学血含量检测器的与下层组织相互作用且从该下层组织所反射的光的收集这一事实,因而该光学血含量检测器的校准进一步复杂化。特别地,已经发现例如以相对于活体组织的表面成约 15 度所反射的光有助于减少反射。由于该要求,不能确保所传输的校准光实际以所期望的角度进入血含量检测器探头,因此难以依赖于专用光来进行校准。

[0008] 因此,存在针对以下改进了的校准技术的需求:该改进了的校准技术用于在无需依赖于专用光或其它额外设备的情况下校准血含量检测器,从而维持血含量检测器测量的

高水平或提高血含量检测器测量的精度。

发明内容

[0009] 如果在使用之前对所利用的组件或检测器进行校准,则有利地改进了血含量检测和一般的体内观察所使用的系统和方法。由于设备之间的制造差异、设备的运输、诸如温度和湿度等的环境因素等而导致需要进行校准。本发明的各方面能够在校准处理期间无需作为标准的校准光源而在波长范围和强度范围内对光学血含量检测器进行精确且可靠的校准。

[0010] 在本发明的一个实施例中,血含量检测器校准依赖于该检测器内所配置的、用以发出波长范围的从校准基准靶所反射的光的光源。适当的校准基准靶包括例如白色面板和白色扩散器面板。用于生成血含量测量检测时可以使用校准系数的检测器感测来自校准基准靶的反射光。另外,可以结合光学滤波器来使用校准基准靶以计算并校正测量强度。

[0011] 在本发明的第二实施例中,如果利用反射期望波长范围内的光的有色基准靶或着色基准靶来替换白色扩散器面板或其它基准靶,则可以从上述的校准处理中去除光学滤波器。可以通过例如将所期望的颜料混入基准靶本身来实现基准靶的着色,或者可以通过涂布到基准靶的粘附膜来实现基准靶的着色。还可以是放置在白色基准靶或其它有色基准靶上面的有色光学元件。

[0012] 在本发明的第三实施例中,血含量检测器可以包含单独的校准照射器,该校准照射器发出的光的波长光谱与例如分别为约 500 和 650nm 波长上下的所期望的观察光光谱等同。在该实施例中,利用白色扩散器面板作为基准靶,以使得在操作时,检测校准光量以产生校准系数或校正系数。

附图说明

[0013] 图 1 示出根据本发明一个方面的示例性内窥镜系统的框图;

[0014] 图 2 示出与本发明的校准装置相接触的包含血含量传感器的内窥镜顶端的典型实施例;

[0015] 图 3 示出根据本发明的位于校准用探头的外周的、包含血含量检测器的示例性内窥镜顶端的横截面图;

[0016] 图 4 示出本发明可使用的装置的血含量检测器测量 / 计算部的框图;

[0017] 图 5 示出从根据本发明实施例所使用的接收光纤所发出的光的光谱的示例性图;

[0018] 图 6 示出使用光学血含量检测器的示例性血含量检测时的光的透射率相对于强度的示例性图;

[0019] 图 7 示出根据本发明的校准可使用的光的反射率相对于强度的示例性图;

[0020] 图 8 示出作为根据本发明的校准的结果的示例性照射光谱;

[0021] 图 9 示出包含根据本发明的校准用的血含量检测器的示例性胶囊型内窥镜的横截面图;以及

[0022] 图 10 是根据本发明的示例性校准过程的流程图。

具体实施方式

[0023] 本发明总的来说涉及例如光学血含量检测系统等血含量检测系统用的有利的校准技术。这些技术便于进行可以与包括传统的胶囊型内窥镜相结合使用的、以及可以单独使用的血含量检测器的校准。

[0024] 参考附图,相同的附图标记在这里的说明书所使用的全部分图中表示相同的部分,除非上下文另外明确规定,“a”、“an”和“the”的含义包括复数引用。此外,如这里的说明书所使用的,除非上下文另外明确规定,“在…中”的含义包括“在…中”和“在…上”这两者。此外,如这里的说明书所使用的,除非上下文另外明确规定,“以及/和”和“或”的含义包括连接词和转折词这两者,并且可以可互换地使用。

[0025] 图1示出具有血含量传感器组件1~6的代表性内窥镜和单独的校准组件7的示例框图100。具体地,系统100包含视频监视器1、观察光源2、内窥镜图像转换器3、血含量检测器光源4、血含量测量和计算单元5以及具有相应的血含量传感器的内窥镜6。观察光源2和血含量检测器光源4连接至内窥镜6,并且分别提供一般的观察和血含量检测用的光。内窥镜图像转换器3以及血含量测量和计算单元5同样连接至内窥镜6,并且可以接收传送至所连接的监视器1的图像和血含量数据。

[0026] 根据本发明,内窥镜6可以使用诸如内窥镜或结肠镜等的传统的检查镜。所使用的检查镜的具体类型对于实施本发明而言并不是关键的。在操作中,在检查镜观察模式下,将内窥镜6沿着胃肠道插入或置于例如结肠组织或其它组织等的活体组织附近。观察光源2生成经由内窥镜6内诸如光纤等的光导体(未示出)传输的光,以照射活体组织的目标区域的表面。照射光的一部分与正在检查的组织相互作用,并且直接地或者通过一个或多个透镜(未示出)再进入内窥镜6。内窥镜图像转换器3处理所收集的相互作用光,其中,内窥镜图像转换器3可以包含例如创建表示目标组织的图像的模拟信号或数字信号的CCD或其它的图像处理装置。图像转换器3将所创建的图像信号提供给监视器1。监视器1将基于所接收到的信号的视频显示提供给操作员或临床医师。

[0027] 然而,与传统的内窥镜不同,系统100还有利地包括血含量测量用的组件。在确定组织区域的血含量测量时,血含量检测器光源4生成通过内窥镜6所传输的光。内窥镜6在接触正在检查的组织黏膜时,利用来自血含量检测器光源4的光照射关注组织区域,然后检测与例如被照射的组织区域的黏膜或黏膜下层相互作用的相应光的一部分。

[0028] 血含量测量和计算单元5产生基于检测到的相互作用光的电信号。例如利用光纤等,将该相互作用光传输至血含量测量和计算单元5。应当注意,由于血含量传感器内存在一系列的透镜和偏振器的结构,光纤在彼此对准的水平或垂直方向上、即在彼此大致正交的方向上接收相互作用光的一部分和照射光。将针对图2来更详细地说明该情况。

[0029] 血含量测量和计算单元5包括用于执行例如以下的公式(1)所表示的白校正等的数据校正算法的数据处理器。

$$[0030] \quad (1) \quad \Delta I_c(\lambda) = \frac{\Delta I(\lambda)}{\Delta I_w(\lambda)} = \frac{I_{\Pi}(\lambda) - I_{\perp}(\lambda)}{I_{w\Pi}(\lambda) + I_{w\perp}(\lambda)}$$

[0031] 其中,公式(1)的分子和分母中使用的符号 Π 和 $\perp$ 分别表示水平偏振光的光谱和垂直偏振光的光谱。在公式(1)中, λ 表示波长, $\Delta I(\lambda)$ 表示所测量出的差偏振光谱, $\Delta I_w(\lambda)$ 是使用标准白板测量出的光谱,并且如公式(1)的分母所示,通过将白色水平偏振光谱 $I_{w\Pi}(\lambda)$ 与白色垂直偏振光谱 $I_{w\perp}(\lambda)$ 相加来计算 $\Delta I_w(\lambda)$ 。在公式(1)的分子

中,计算水平偏振光谱 $I_{\parallel}(\lambda)$ 与垂直偏振光谱 $I_{\perp}(\lambda)$ 之间的差,并且该差是表示 $\Delta I(\lambda)$ 的信号。

[0032] 血含量测量和计算单元 5 通过使用以下的公式 (2) 计算血含量,例如在 M.P.Siegel 等人的“Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy”, Applied Optics, Vol. 45, Issue 2, pp 335-342(2006) 中示出了该公式,该文献通过引用包含于此。

[0033] (2) $\Delta I(\lambda) = \Delta I_{\text{scattering}}(\lambda) \exp[-\alpha A_{\text{pg}}(\lambda)]$

[0034] 血含量测量和计算单元 5 使用诸如公式 (2) 等的模型公式,将相应的血含量指示或值提供给监视器 1 或其它显示装置。可选地,血含量测量和计算单元 5 还可以将该血含量值提供给数据验证器(未示出),以对该值进行验证。血含量测量和计算单元 5 还可以将来自检测器的结果提供给比较器单元(未示出),以判断测量的有效性并提高基于测量窗的检测的精度。

[0035] 然而,在收集实际数据之前,必须对该单元进行校准,以使得可以精确地测量从被照射的组织黏膜所反射的和/或与该被照射的组织黏膜相互作用的光量,以进行血含量检测。图 2 示出与校准基准装置 317 相接触的内窥镜系统 300 的实施例。参考图 2,系统 300 的内窥镜顶端包括血含量检测部 320 和光学观察部 330。血含量检测部 320 包含接收光纤 301 和 303、诸如照射光纤 302 等的照射器、线性偏振器 304 和 305、透镜 307、以及血含量检测窗 308。光学观察部 330 包含诸如光传输用光纤 312 等的照射器、照射窗 313、观察窗 311、观察透镜 310、诸如 CCD 或其它摄像装置等的摄像单元 314 和传输线 309。

[0036] 校准基准装置 317 可以采用盖或其它类型的外壳的形式,该盖或外壳可以位于或可以安装于内窥镜 6 的顶端前方或者配合在内窥镜 6 的顶端上。利用已知的或所期望的基准反射率的材料来构成或涂布包含了基准靶 318 的校准基准装置 317 的内部。例如,合适的基准靶 318 包括诸如从 Edmund Optics Inc., Barrington, New Jersey (www.edmundoptics.com) 可以得到的 White Balance Reflectance Target(白平衡反射靶)等的白色扩散器面板。接收光纤 301 和 303 可以连接至图 1 的血含量测量和计算单元 5。

[0037] 在校准期间,来自图 1 中的血含量检测器光源 4 的光通过图 2 中的偏振器 304 传输到照射光纤 302 上。所发出的偏振光或准直光通过透镜 307 和血含量检测窗 308。所发出的光到达扩散器面板 318,并且该光的一部分被反射和/或被散射。校准基准装置 317 被配置成,按预定角度从基准靶 318 所反射的光按预定角度返回通过血含量检测窗 308 和透镜 307。由于所传输的光通过公共偏振器 304,因此按相对于该所传输的光的偏振角对通过偏振器 304 的光进行准直并对准。在所描述的实施例中,偏振器 305 与偏振器 304 正交,并且传输到偏振器 304 和 305 以到达接收光纤 301 和 303 的任何光均表示相对于所传输的光成不同的偏振角的准直光。在进入接收光纤 301 和 303 之后,该光被传输至图 1 的血含量测量和计算单元 5。

[0038] 公式 (1) 的 $\Delta I_w(\lambda)$ 表示针对诸如白色扩散器面板等的基准靶所测量的光谱强度。以类似的方式,当活体组织与血含量检测器相接触时, $\Delta I_w(\lambda)$ 表示从该活体组织测量出的光谱强度。可以通过在收集血含量组织数据之前获得 $\Delta I_w(\lambda)$,在公式 (1) 中校正即校准所测量的光的强度。

[0039] 现在将针对图 2 和 4 来说明波长校准的典型实施例。系统 505 示出图 1 的系统

100 的血含量测量 / 计算部。系统 505 包括包含狭缝 503 的分光器 506、光学滤波器 504 和计算部 507。计算部 507 包括波长校准单元 508、强度校准单元 509 和血含量值单元 510。应当注意,光学滤波器 504 无需位于分光器 506 附近,并且可以位于沿着接收光纤路径的任何部位处,即可以位于接收光纤 301 和 303 的任一端。

[0040] 在校准过程期间,来自扩散器面板 318 的反射光通过光接收光纤 301 和 303 传输至系统 505。在本实施例中,光接收光纤 301 和 303 在光学滤波器 504 处终止,并且所传输的光通过狭缝 503 进入分光器 506。图 5 示出在以白色扩散器作为基准靶 318 的情况下、来自接收光纤 301 和 303 的光在通过光学滤波器 504 之前的示例性光谱。

[0041] 图 6 示出示例性光学滤波器 504 的光学透射特性。如通过图 6 可以理解,示例性光学滤波器 504 是仅允许血含量检测所需的波长范围的光、例如 500 ~ 650nm 波长范围的光通过的带通滤波器。在本典型实施例中,利用具有图 6 所述的特性的光学滤波器 504,仅 500 ~ 650nm 波长范围的光将进入分光器 506 以进行处理。

[0042] 在波长校准单元 508 中,检测以实质的强度波动为特征的波长范围。在波长校准期间,假定检测到光谱下端例如所期望的校准光学滤波器的范围的下端的波长“X”是 500nm 波长。类似地,假定所期望的校准光谱的上端的波长“Y”为例如 650nm 波长。在本实施例中,基于以下示例性公式来校正通过在给定波长“Z”处进行波长校准校正所确定的波长 λ_{zcor} 。

$$[0043] \quad (3) \quad \lambda_{zcor} = X + \left(\frac{Z - X_{act}}{Y_{act} - X_{act}} \right) * (Y - X)$$

[0044] 其中, X_{act} 和 Y_{act} 是与波长“X”和“Y”相对应的所测量出的波长,并且“Z”是所期望的测量波长,并且 λ_{zcor} 是 Z 的校正后的波长值。

[0045] 根据公式 (3),使用光学滤波器 504 使得能够检测整个波长范围内的波动强度的波长。一旦针对波长“X”和“Y”确定了这些波动,则例如可以通过线性近似来近似任何给定的中间波长或波长范围“Z”的波动。例如,使用以上实施例,针对落入“X”和“Y”之间的给定波长“Z”的校准校正将为:

$$[0046] \quad \lambda_z = 500 + \left(\frac{Z - X_{act}}{Y_{act} - X_{act}} \right) * (650 - 500),$$

[0047] 其中, X_{act} 和 Y_{act} 分别是该范围中所测量出的低波长和高波长,并且“Z”是目标波长。一旦特定波长范围的波长波动是已知的,就可以根据公式 (1),利用强度校准单元 509 生成校准系数并且应用该校准系数以校正强度,并且可以基于公式 (2),利用血含量值单元 510 来计算校正后的血含量值。尽管使用线性近似说明了用于生成光谱系数的示例性方法,但同样适合于使用根据本发明的用于确定光谱系数的其它近似方法,包括例如将在波长 X 和 Y 之间所期望的光谱中检测到的强度值标准化的技术。

[0048] 在另一典型实施例中,图 2 所公开的系统 300 还可以有利地用于校准在观察模式期间使用的白平衡。可以通过利用相同的基准靶扩散器面板 318,结合血含量校准来有利地校准光学观察部 330,由此减少基准靶的数量并有利地降低成本。然而,在本实施例中,由于从光源发出的用于通过照射窗 313 来校准观察组件的漫射光 (stray light) 可能进入血含量检测窗 308,由此与血含量校准过程相互干扰,因此不同时进行这两个校准是重要的。为

了克服该潜在问题,可以将系统 300 配置成,在血含量检测器校准期间的时段内,从照射窗 313 发出的光学观察用的照射光可以自动熄灭或停用。

[0049] 在另一典型实施例中,作为图 2 的校准基准装置 317 的一部分,代替白色扩散器面板 318,使用有色基准靶或阴影基准靶。通过依赖于有色基准靶或阴影基准靶,可以在不实际使用光学滤波器 504 的情况下实现利用光学滤波器 504 的优点。可以利用有色颜料对诸如图 2 所示等的基准靶 318 直接上色,或者可以将透明膜或光学滤波器放置在基准靶附近以实现所期望的颜色或阴影。在各情况下,可以基于改变后或所选择的基准靶的光谱反射率来指定来自基准靶的反射光的光谱透射率。这样,如图 7 所示,将关注波长范围例如 500 ~ 650nm 范围中的光传输至图 4 的分光器 506 以进行校准处理。利用本实施例,从系统除去图 4 的光学滤波器 504,并且可以在无需修改分光器 506 的情况下,使用分光器 506 来测量不同波长的系统。

[0050] 在另一有利实施例中,血含量检测器光源 4 包含用于发出校准目的用的特定基准波长范围中的光的诸如 LED 等的额外的光源。在本实施例中,图 1 的血含量检测器光源 4 可以包含用于发出所关注的可见光光谱的下端范围处强度较大的光的第一 LED,例如,该第一 LED 可以是在约 500nm 波长范围处强度较大的蓝色 LED。此外,血含量检测器光源 4 还可以包含用于发出所关注的可见光光谱的上端处强度较大的光的第二 LED,例如,该第二 LED 可以是在约 650nm 波长范围处强度较大的红色 LED。通过利用这些额外的 LED,既无需通过光学滤波器对反射光进行滤波,也无需提供有色基准靶或着色基准靶。通过利用这种有利的实施例,实现了资源节省。

[0051] 在校准期间,如通过图 8 中的光谱看出,对两个校准 LED 通电,并且这两个校准 LED 发出经由照射光纤 302 到达诸如白色扩散器面板 318 等的基准靶的各自波长范围内的叠加光。如前面所论述的,波长校准单元 508 可以分别检测上传输波长线和下传输波长线即 500 和 650nm,并且根据公式 1 ~ 3 进行校准计算和血含量检测。

[0052] 如本领域内的技术人员将理解的,本发明不限于如图 2 所示的、血含量检测器位于内窥镜的顶端或前侧的内窥镜系统。本发明等同适用于例如血含量检测器窗位于内窥镜的外周或位于相应的结肠镜鞘内等的其它的内窥镜结构。在替代例中,这种校准技术还可用于在相应的探头内或在其它独立的结构上使用的血含量检测器。

[0053] 在图 3 中,示出了与校准基准装置 417 相接触的内窥镜系统 400。内窥镜系统 400 包括血含量检测部 420 和光学观察部 430。血含量检测部 420 包含接收光纤 401 和 403、照射光纤 402、线性偏振器 404 和 405、透镜 407 和棱镜 408,其中,棱镜 408 除按角度弯曲所反射和透射的光以外,还用作血含量检测窗。接收光纤 401 和 403 以及照射光纤 402 接触用于传输并接收光学信号的偏振器 404 和 405。将透镜 407 和棱镜 408 对准,以使得将所发出的光传输至基准靶 418 并从基准靶 418 接收所接收到的光。

[0054] 观察部 430 包含光传输光纤 412、照射窗 413、观察窗 411、观察透镜 410、诸如 CCD 或其它摄像装置等的摄像单元 414、和传输线 409。光纤 412 与照射窗 413 相接触,并且传输来自图 1 的观察光源 2 的光。按将图像传输至摄像单元 414 的方式来将观察窗 411 与观察透镜 410 对准。摄像单元 414 连接至传输线 409 并且将图像信号传输至图 1 的内窥镜图像转换器 3。校准基准装置 417 可以是配合在内窥镜系统 400 上或接触内窥镜系统 400 的盖或其它类型的外壳。衬套在校准基准装置 417 内部的是可以作为根据本发明的白色、有

色或着色扩散器面板的基准靶 418。

[0055] 在图 3 中的系统 400 的校准期间,棱镜 408 接触基准靶 418。从照射光纤 402 发出光,并且该光在被发射到基准靶 418 上之前,被传输通过偏振器 404、透镜 407 和棱镜 408。反射光返回通过棱镜 408、透镜 407 以及偏振器 404 和 405。根据本发明的实施例,在接收光纤 401 和 403 上传输相互作用光,并且进行校准。

[0056] 此外,本领域的技术人员将理解,本校准技术不限于传统的内窥镜,而且还可等同适用于胶囊型内窥镜。如图 9 所示,血含量检测器胶囊型内窥镜系统 1000 包含三个主要组件。在胶囊壳 1034 内,布置有 (1) 电源 1030,用于向胶囊的其它组件生成 DC 电力;(2) 数据发送器 1031,用于将血含量数据发送至主处理单元(未示出);以及 (3) 血含量传感器部 1090。血含量传感器部 1090 可以包括例如通常为 LED 或其它适当的光源的光源 1021、线性偏振器 1022、透镜 1023、血含量窗 1024、线性偏振器 1026、线性偏振器 1027、透射光栅(transmissive grating)1028 和线性传感器 1029。

[0057] 为了便于在将血含量传感器胶囊吞咽或插入至体腔中之前校准该血含量传感器胶囊,可以利用这里所述的有利技术中的任一技术。如图 9 所示,胶囊壳 1034 被包含基准靶 1036 的保护隔膜 1035 所围绕。按与血含量传感器窗 1024 相接触的方式配置基准靶 1036 的位置,从而提供在校准过程期间使用的基准靶面。基准靶 1036 可以是依赖于校准方法的、诸如白色扩散器面板或有色标准等的校准基准装置。

[0058] 对于传统的内窥镜,对光源 1021 通电,并且光通过偏振器 1022、透镜 1023 和血含量传感器窗 1024。所发出的光到达基准靶 1036,并且被反射回来通过窗 1024、透镜 1023 和偏振器 1026 和 1027。所接收到的反射光通过透射光栅 1028,并且被传输至线性传感器 1029。经由数据发送器 1031 利用任何已知的方式来发送来自线性传感器 1029 或其它光学感测装置的数据,并且根据以上实施例中的任何实施例计算校准因数或系数。这样,可以在将胶囊插入至体腔内之前校准该胶囊,从而确保所收集的数据的精度。

[0059] 基准靶 1036 的布置不限于保护隔膜 1035 的内部,而可以位于诸如可再使用的外壳或其它保持固定装置等的其它结构中,只要传感器窗 1024 能够接触标准被检体 1036 并且窗 1024 被遮蔽外部光即可。图 10 示出根据本发明的用于校准血含量传感器的代表步骤的流程图 1050。现在将针对图 1、2 和 5 所示的组件来说明该图 1050 的示例性步骤。然而,应当容易理解,在执行本发明的校准处理时可以使用其它的组件和系统结构。在步骤 1052 中,用户通过将图 1 的内窥镜 6 放置在如图 2 所示的基准靶 318 附近,开始血含量校准过程。然后,在步骤 1054 中,图 1 的血含量检测器光源 4 利用特定波长的光照射基准靶 318。在步骤 1056 中,图 1 所示的血含量测量和计算单元 5 检测来自基准靶 318 的相应的反射光。在步骤 1058 中,图 4 的计算部 507 利用波长校准单元 508 处理所生成的表示所检测到的反射光的信号。在步骤 1060 中,强度校准单元 509 对强度波动进行校准,并且在步骤 1062 中,血含量值单元 510 生成校准系数。

[0060] 尽管前述说明和附图表示本发明的优选实施例,但是应理解,可以在不背离本发明的精神和范围的情况下进行各种改变和修改。尽管针对诸如内窥镜或结肠镜等的检查镜的使用说明了本发明所使用的血含量传感器,但是应当容易理解,本发明的原理等同适用于单独或者与其它医疗设备一起采用的血含量传感器。

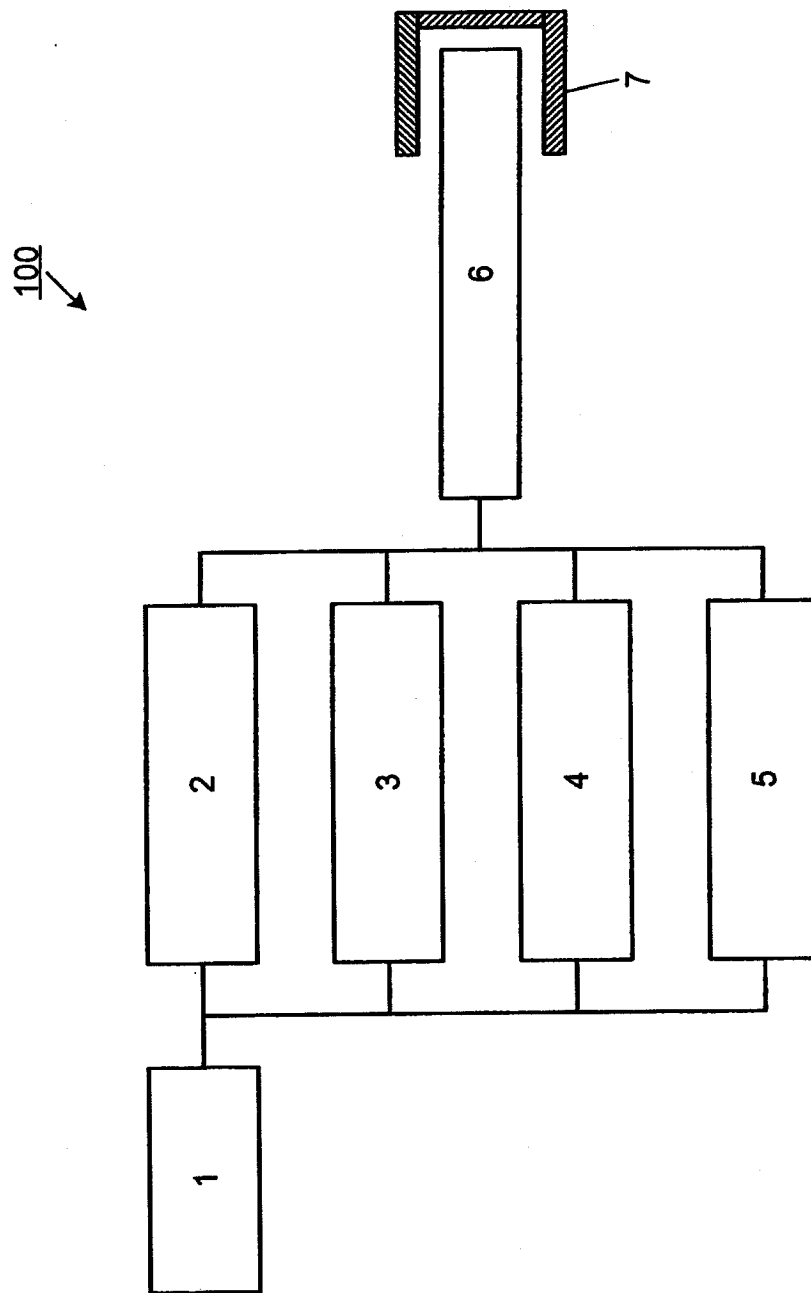


图 1

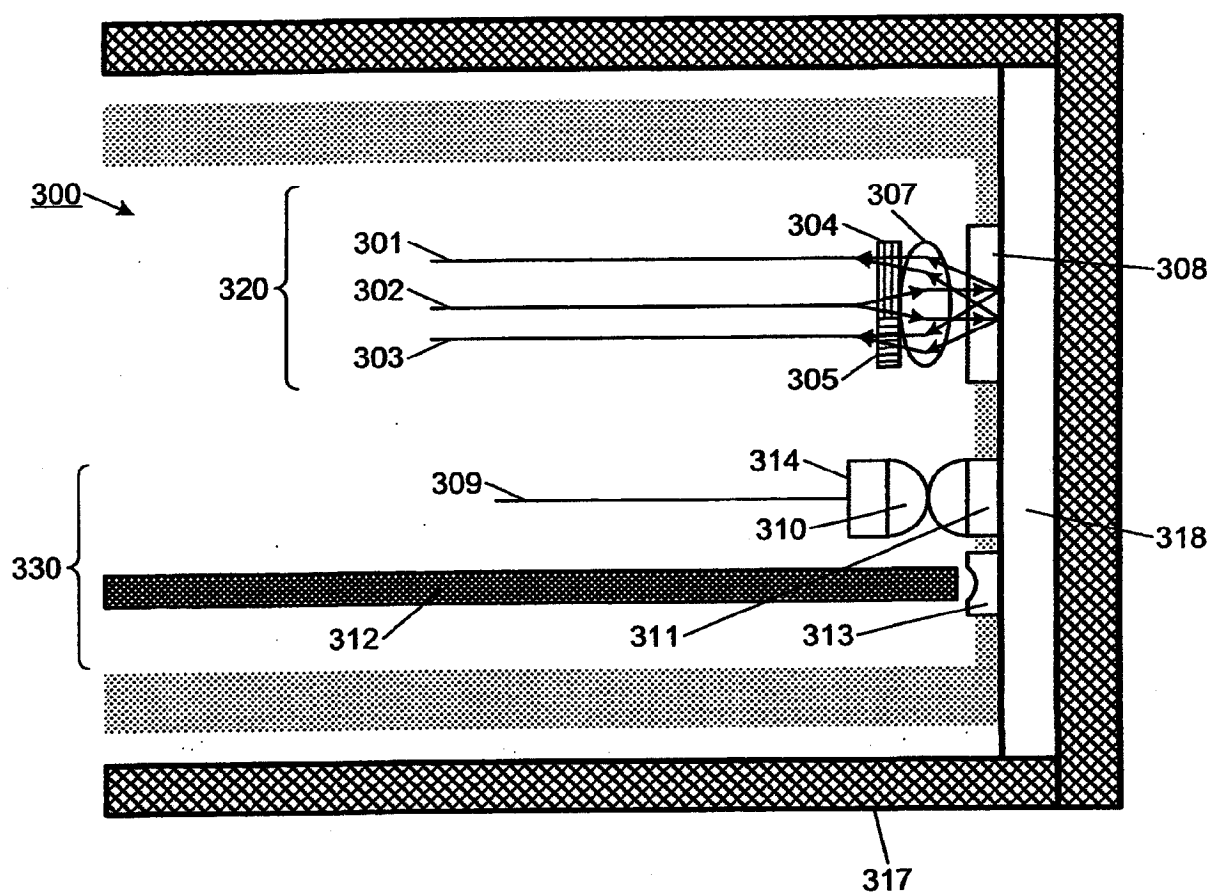


图 2

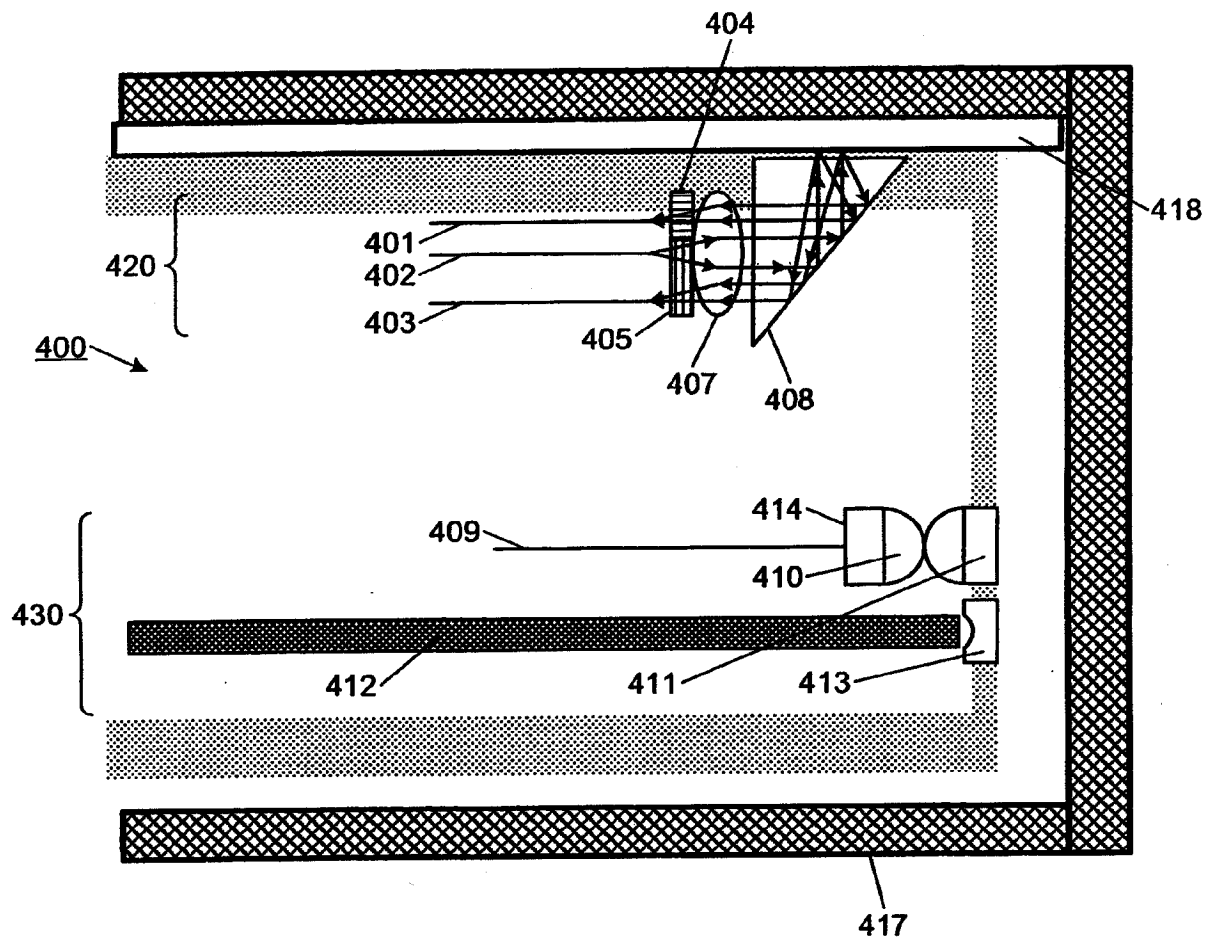


图 3

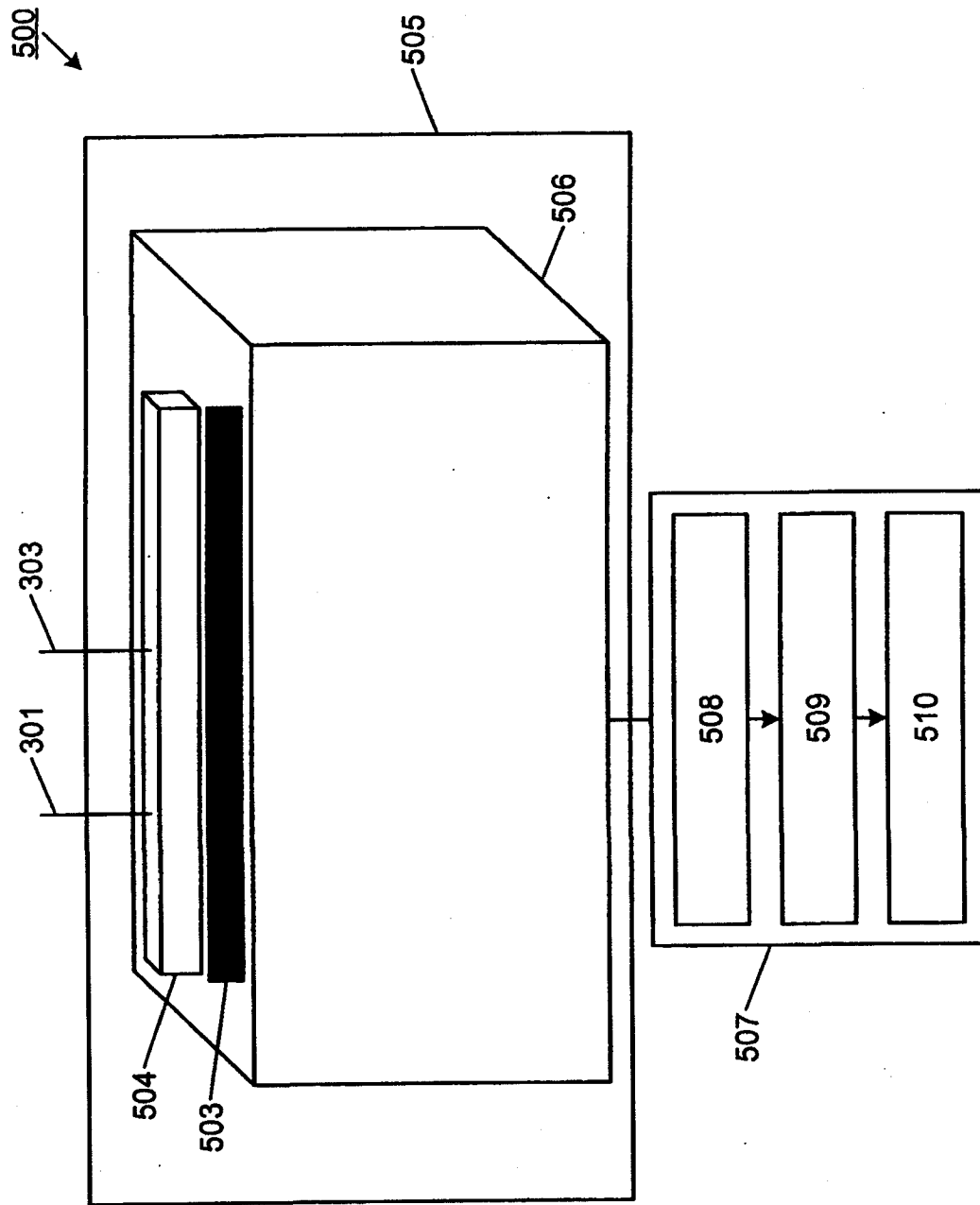


图 4

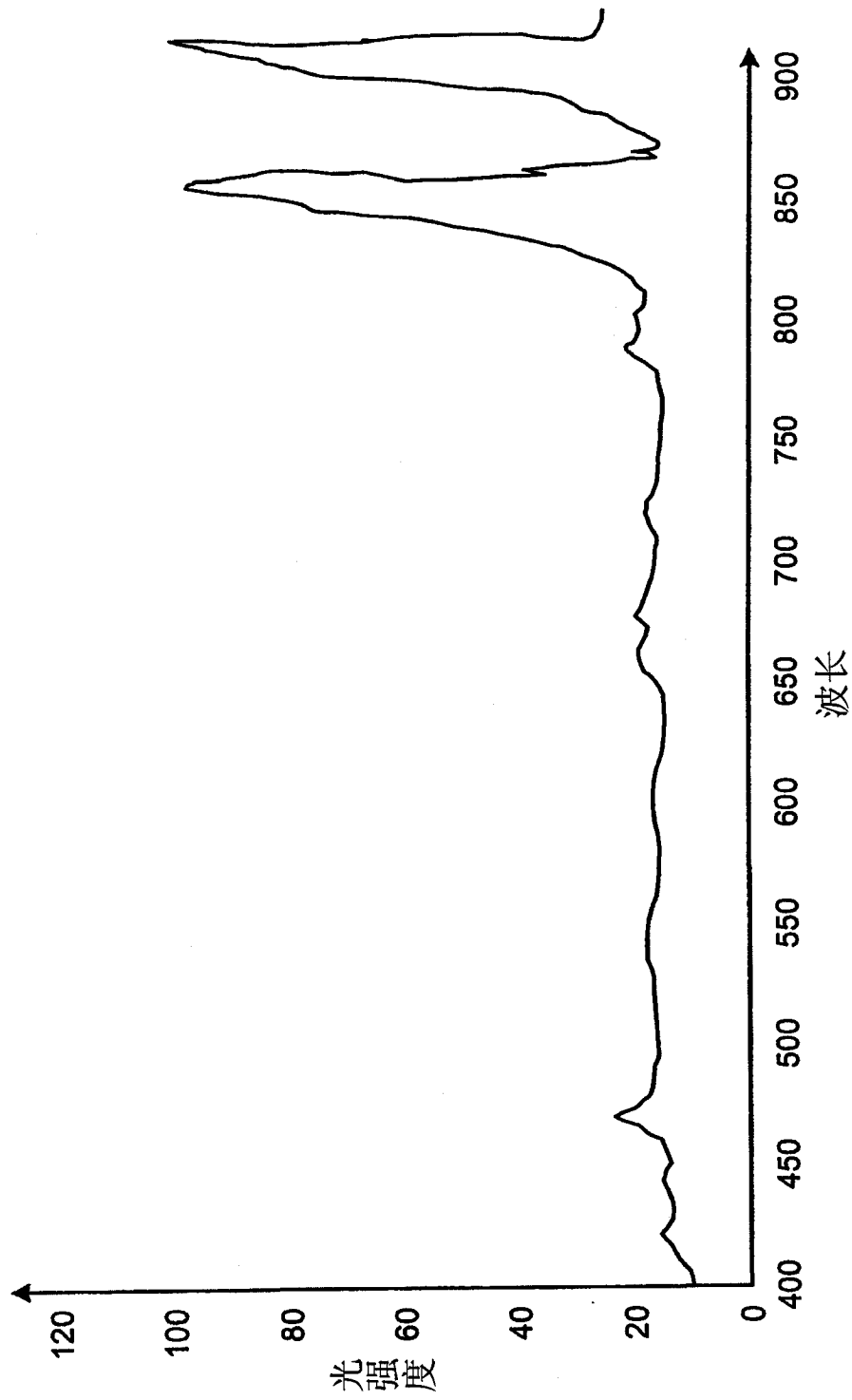


图 5

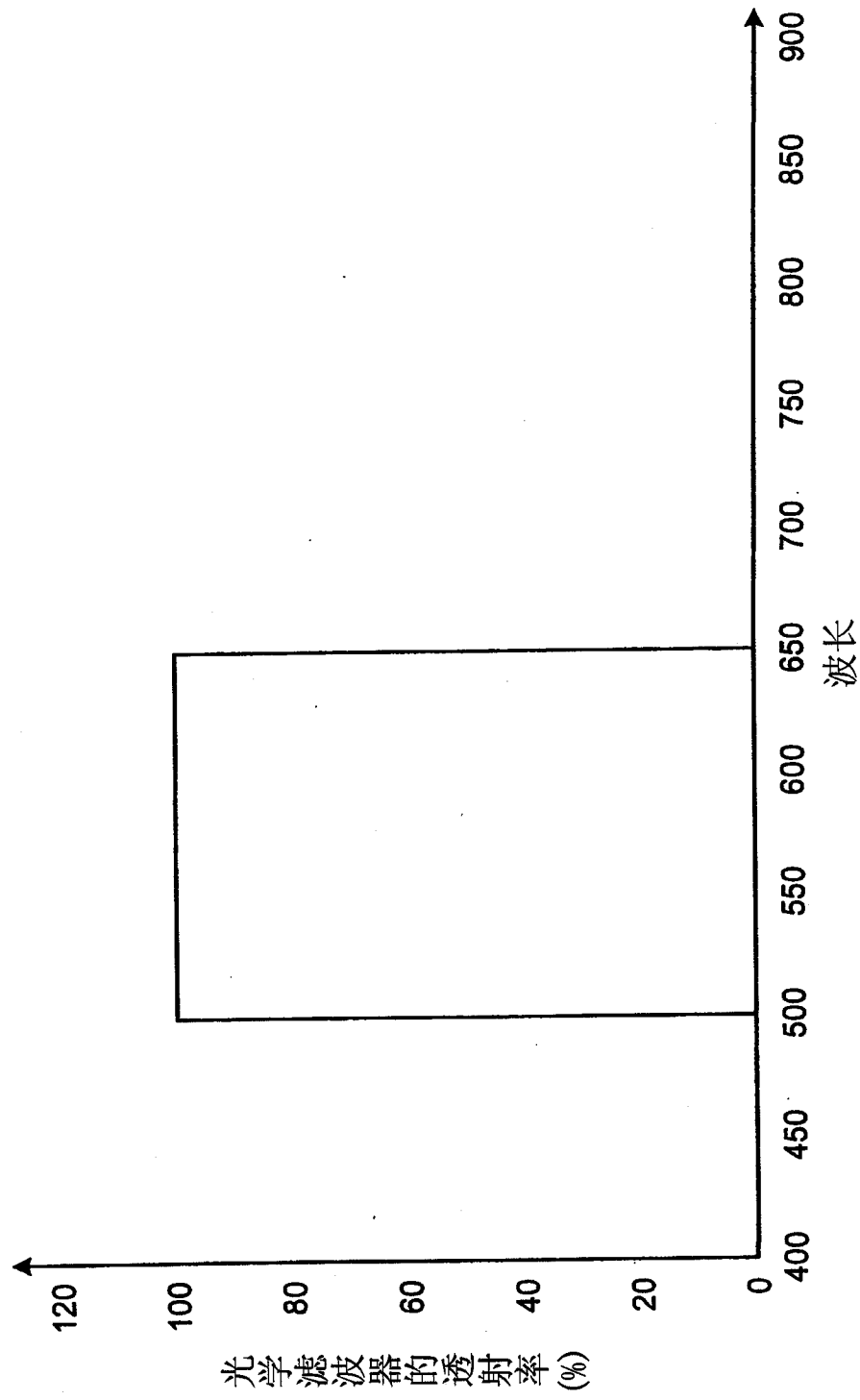


图 6

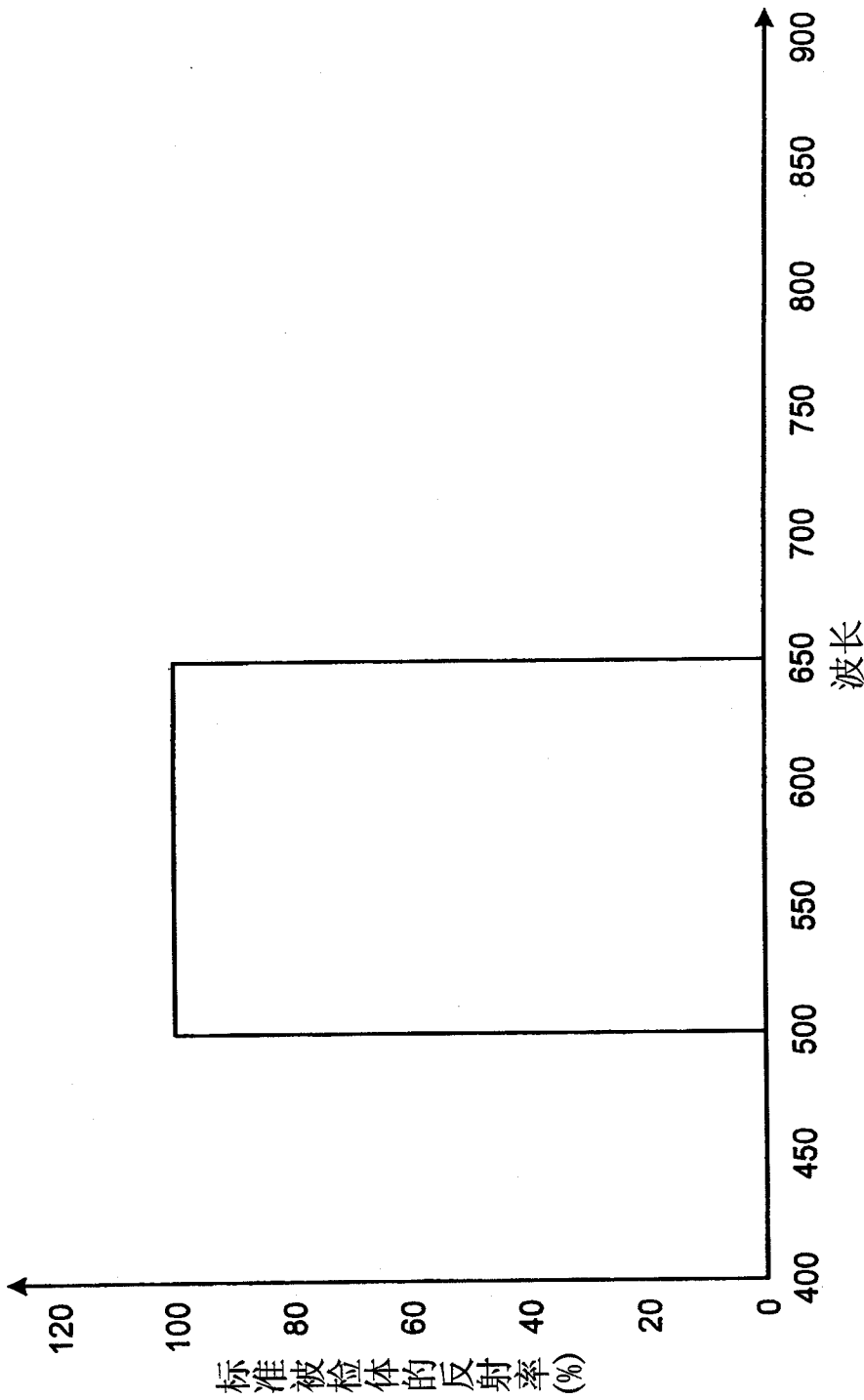


图 7

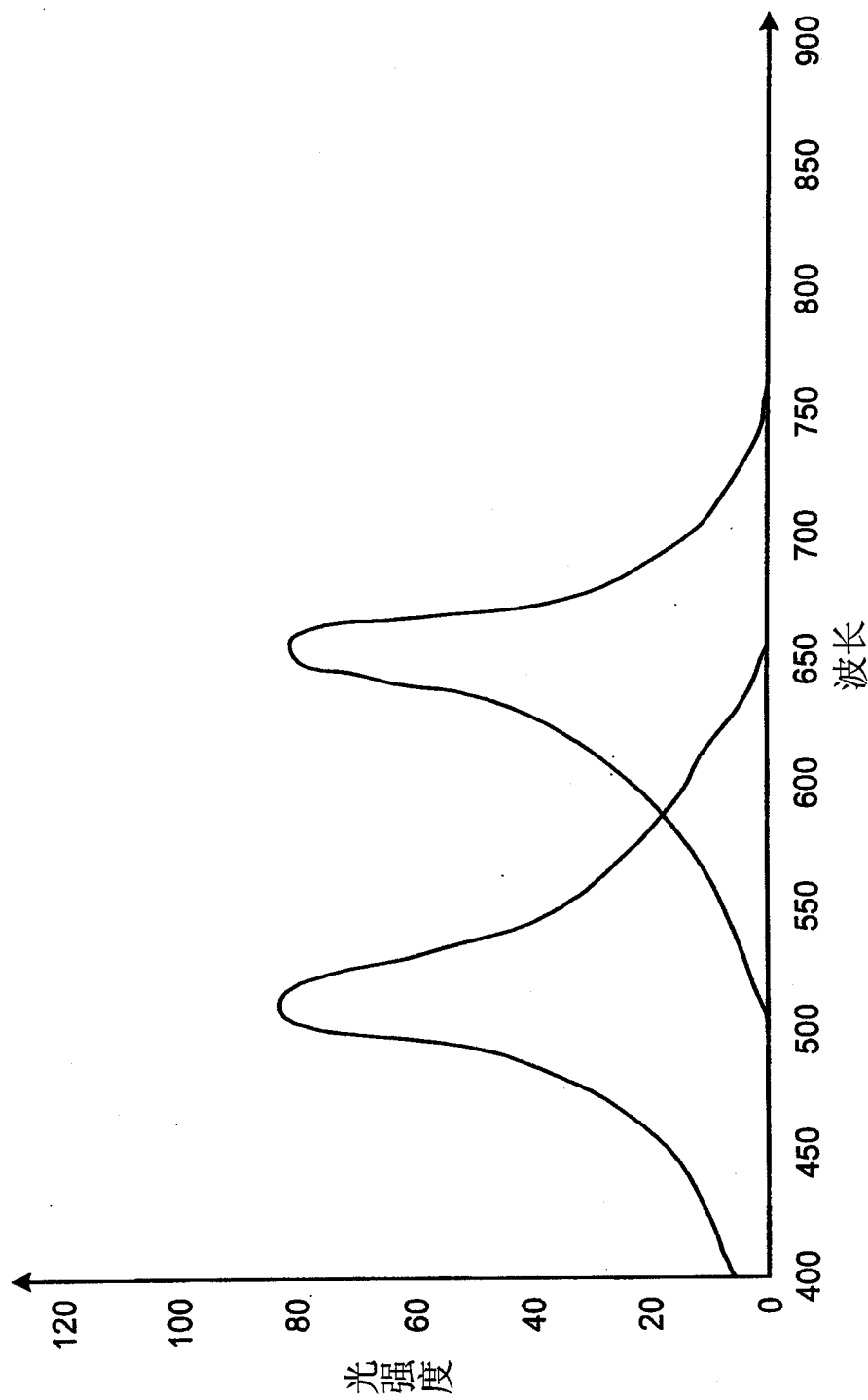


图 8

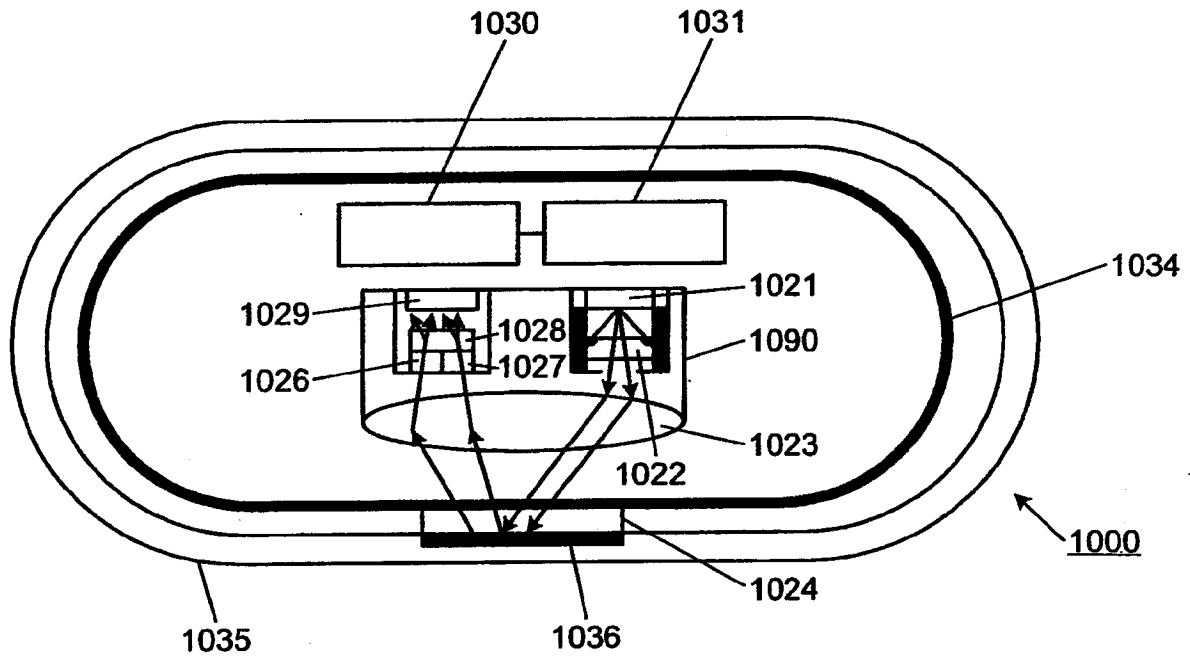


图 9

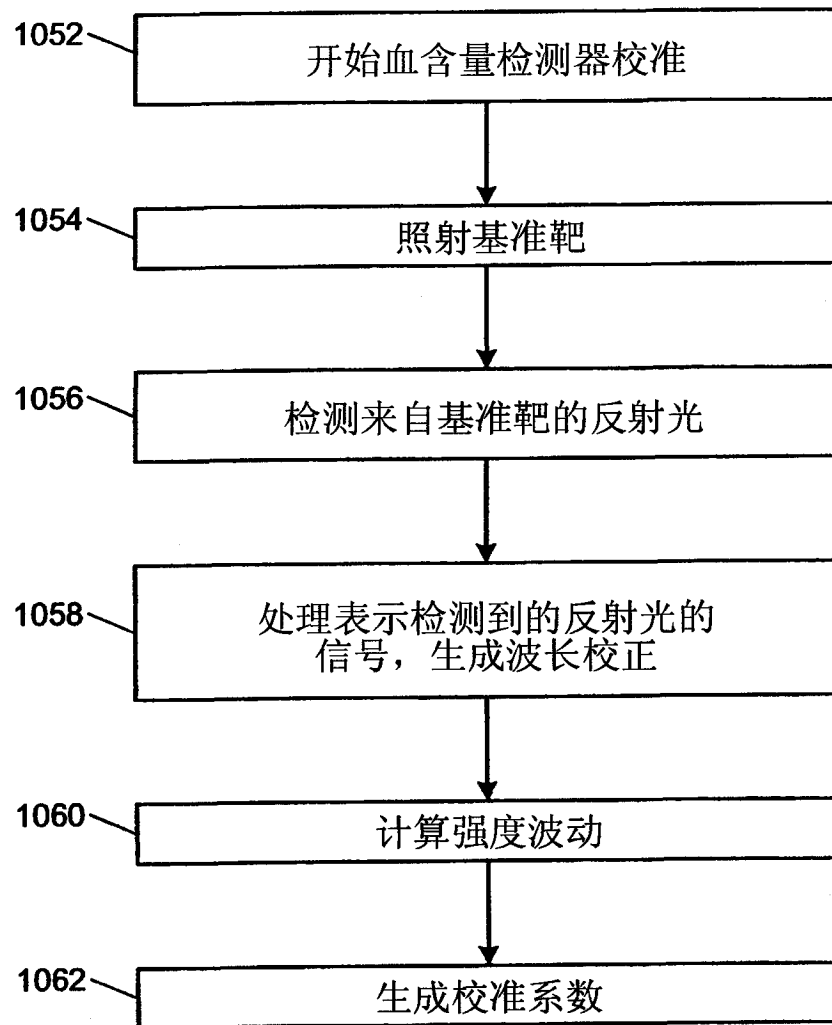


图 10

专利名称(译)	血含量传感器用的校准方法		
公开(公告)号	CN102088895B	公开(公告)日	2013-08-14
申请号	CN200980127101.2	申请日	2009-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	后野和弘 菅武志		
发明人	后野和弘 菅武志		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B2560/0223 A61B1/041 A61B5/0075 A61B1/04 A61B5/0084		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	何琛		
优先权	12/171505 2008-07-11 US		
其他公开文献	CN102088895A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于校准单独使用的或者结合诸如传统的内窥镜或胶囊型内窥镜(6)等的医疗设备使用的血含量传感器的方法。

