

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102046063 A

(43) 申请公布日 2011. 05. 04

(21) 申请号 200980120529. 4

(22) 申请日 2009. 06. 03

(30) 优先权数据

12/132, 932 2008. 06. 04 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 12. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/060570 2009. 06. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02009/148187 EN 2009. 12. 10

(71) 申请人 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 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

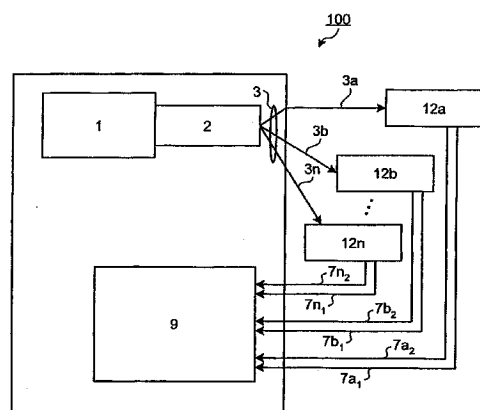
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 8 页

(54) 发明名称

检测异常活体组织的方法和设备

(57) 摘要

本发明涉及用于检测可能的异常活体组织的光散射和吸收技术。本发明提供利用多个血液含量检测传感器和/或接触传感器(12a至12n)有益地提供数据以更好地引导内窥镜或结肠镜来定位异常组织、肿瘤或这样的病变或肿瘤发展之前的组织的装置和方法。



1. 一种设备,其包括:

探针 (8 ;122 ;132),其用于插入活体的腔内,所述探针 (8 ;122 ;132) 包括多个照射器 (3a 至 3n) 和多个集光器 (7a 至 7n);

其中,所述照射器 (3a 至 3n) 适于照射活体内的组织区域,

所述集光器 (7a 至 7n) 适于接收来自相应的被照射组织区域的相互作用光并且产生表示血液含量测量的信号。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,还包括处理单元 (9),所述处理单元 (9) 联结到所述集光器 (7a 至 7n) 并且适于根据所产生的所述信号确定所述被照射组织区域内的血液含量。

3. 根据权利要求 2 所述的设备,还包括指示器 (625),所述指示器 (625) 联结到所述处理单元 (9),所述指示器 (625) 用于根据所确定的血液含量指示参数,以有助于引导所述探针 (8 ;122 ;132)。

4. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述探针 (8 ;122 ;132) 是圆筒状,所述探针 (8 ;122 ;132) 的外表面设置有所述照射器 (3a 至 3n) 和所述集光器 (7a 至 7n)。

5. 根据权利要求 4 所述的设备,其特征在于,所述圆筒状的探针 (8) 包括螺旋状的突起部 (112),所述螺旋状的突起部 (112) 设置有所述照射器 (3a 至 3n) 和所述集光器 (7a 至 7n)。

6. 根据权利要求 5 所述的设备,其特征在于,所述螺旋状的突起部 (112) 足够大而与形成预定的活体腔的组织接触。

7. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述处理单元 (9) 包括:

比较器 (626),其用于为所述多个集光器 (7a 至 7n) 中的每一个比较表示与组织相互作用的光的信号,并且产生至少一个比较信号,以及

处理器 (622),其联结到所述比较器 (626),所述处理器 (622) 用于根据所述比较信号计算表示被照射组织内的血液含量的信息。

8. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述照射器 (3a 至 3n) 发射准直光。

9. 根据权利要求 8 所述的设备,其特征在于,所述照射器 (3a 至 3n) 发射偏振光。

10. 根据权利要求 1 所述的设备,还包括至少一个邻近所述集光器 (7a 至 7n) 的偏光器 (4)。

11. 根据权利要求 10 所述的设备,其特征在于,两个偏光器 (41,42) 邻近所述集光器 (7a 至 7n),并且所述两个偏光器 (41,42) 具有彼此大致垂直的偏振。

12. 根据权利要求 1 所述的设备,还包括内窥镜。

13. 根据权利要求 12 所述的设备,其特征在于,所述照射器 (3a 至 3n) 和所述集光器 (7a 至 7n) 定位成邻近所述内窥镜的末端 (71)。

14. 一种用于确定活体组织特征的设备,其包括:

探针 (8 ;122 ;132),其用于插入活体腔,所述探针 (8 ;122 ;132) 包括多个照射器 (3a 至 3n) 和多个集光器 (7a 至 7n),所述照射器 (3a 至 3n) 被配置在所述探针 (8 ;122 ;132) 上,用于照射活体内组织的相应部分,所述集光器 (7a 至 7n) 被配置在所述探针 (8 ;122 ;132) 上,适于接收来自所述组织的相应部分的相互作用光;

接触单元,其适于促进所述探针 (8 ;122 ;132) 和形成活体腔的组织之间的接触;以及  
处理器 (9),其联结到所述集光器 (7a 至 7n),用于提供被照射组织内的血液含量的指

示,以有助于引导所述探针(8;122;132)。

15. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,所述照射器(3a至3n)和所述集光器(7a至7n)位于表面上或与所述接触单元对齐。

16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述接触单元轴向地围绕所述探针(8;122;132)。

17. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述接触单元是可膨胀的。

18. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,根据从所述接触单元接收的信号激励至少一个所述照射器(3a至3n)和至少一个所述集光器(7a至7n)。

19. 一种与内窥镜一起使用的设备,其包括:鞘(121;131),用于插入活体的腔内,所述鞘(121;131)包括具有内周的内表面和具有外周的外表面;多个照射器(3a至3n)和多个集光器(7a至7n),位于所述外表面上,所述照射器(3a至3n)适于照射活体内组织的区域,所述集光器(7a至7n)适于接收来自相应的被照射组织区域的相互作用光并且产生表示血液含量测量的信号。

20. 根据权利要求19所述的设备,还包括处理单元(9),所述处理单元(9)联结到所述集光器(7a至7n)并适于根据所产生的所述信号确定被照射组织区域内的血液含量。

21. 根据权利要求20所述的设备,还包括指示器(625),所述指示器(625)联结到所述处理单元(9),所述指示器(625)用于根据所确定的血液含量指示参数,以有助于引导所述探针(8;122;132)。

22. 根据权利要求19所述的设备,其特征在于,所述鞘的外周大于活体组织的腔。

23. 根据权利要求19所述的设备,还包括接触单元以保证所述鞘和形成活体腔的组织之间的接触。

24. 根据权利要求19所述的设备,其特征在于,根据从所述接触单元接收的信号激励至少一个所述照射器(3a至3n)和至少一个所述集光器(7a至7n)。

25. 根据权利要求23所述的设备,其特征在于,所述照射器(3a至3n)和所述集光器(7a至7n)位于所述接触单元的表面上或与所述接触单元的表面相对齐。

26. 根据权利要求25所述的设备,其特征在于,所述接触单元轴向地围绕所述鞘。

27. 根据权利要求25所述的设备,其特征在于,所述接触单元是可膨胀的。

28. 根据权利要求19所述的设备,其特征在于,所述鞘具有位于所述鞘的外周上的螺旋状的突起部(112)。

29. 根据权利要求28所述的设备,其特征在于,所述照射器(3a至3n)和所述集光器(7a至7n)位于所述螺旋状的突起部(112)上。

30. 一种用于在活生物体的腔内引导内窥镜的方法,其包括:

将探针(8;122;132)插入到活生物体的腔内;

使所述探针(8;122;132)与形成所述腔的组织表面接触;

照射被接触的组织表面的部分;

接收来自被照射的被接触的组织表面的相互作用光;以及

处理接收到的相互作用光以确定表示被照射的组织的血液含量的参数,以有助于引导所述探针。

31. 根据权利要求30所述的方法,其特征在于,所述接触是通过使围绕所述探针(8;

122 ;132) 的可膨胀气囊膨胀来实现的。

32. 根据权利要求 30 所述的方法,还包括根据所确定的参数使所述探针 (8 ;122 ;132) 在所述活体内变位。

33. 根据权利要求 31 所述的方法,其特征在于,所述探针 (8 ;122 ;132) 配置在内窥镜内,并且所确定的参数用于引导所述探针 (8 ;122 ;132)。

34. 根据权利要求 30 所述的方法,其特征在于,所述接触还包括使所述组织与配置在所述探针 (8 ;122 ;132) 的多个检测传感器中的至少一个接触。

35. 一种用于在活生物体的腔内引导血液含量检测器的方法,其包括:

将鞘插入到活生物体的腔内;

使所述鞘与形成所述腔的组织表面接触;

照射被接触的组织表面的部分;

接收来自被照射的被接触的组织表面的相互作用光;以及

处理接收到的相互作用光以确定表示被照射组织的血液含量的参数,以有助于引导所述鞘。

36. 权利要求 35 所述的方法,还包括将内窥镜插穿所述鞘,以有助于引导所述鞘。

## 检测异常活体组织的方法和设备

### 技术领域

[0001] 本发明一般地涉及利用光散射和光吸收技术检测可能的异常活体组织。更具体地,本发明涉及一种利用多个血液含量传感器引导探针或内窥镜以更有利地检测活体内的异常组织的设备和方法。

### 背景技术

[0002] 科学家已发现:相对于健康组织的血液含量,结肠内癌变组织和癌前病变组织附近的表面粘膜的血液含量发生可检测性增大,其描述在如 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), 该文献通过引用合并于此。该现象被称作血液供给早期增大 (EIBS)。

[0003] 依赖于该现象,已发现能够根据异常区域中的血液供给早期增大 (EIBS) 来预测潜在的异常区域。另外,已发现通过利用探针向关心的区域施加准直光 (collimated light) 并且检测吸收和反射光的量,能向临床医生提供信息以引导内窥镜而无需有创手术 (invasive procedure) 就能检测可能的活体内异常。该技术已描述在如 2007 年 11 月 8 日提交的名称为 "血液含量检测胶囊" 的美国专利申请 No. 11/937, 133 中,该申请已经转让给本发明的受让人,该申请通过引用合并于此。

[0004] 然而,为准确地检测血液含量,特殊类型的光学血液含量传感器需要与下方组织的粘膜之间接触。当在这些类型的检测传感器以及关心的组织之间存在间隙时,与被照射的组织相互作用的光的减小的振幅将被传感器接收,而且该减小的振幅在检测异常时几乎没有价值。因此,为提高检测到组织的异常区域的可能性,重要的是保证测量传感器与被检测的组织保持接触。在先设想的配置未曾解决该问题。结果,使用这样的系统可能错过或检测不到异常区域。

### 发明内容

[0005] 当与被检测组织发生这样的接触的情况下,基于增大期望的传感器接触和 / 或识别收集的数据的系统和方法,本发明有利地提高了来自检测传感器的数据的准确性。在本发明中,该提高是通过采用例如接触检测器和 / 或采用多个血液含量检测器完成的,所述接触检测器与作为插入活体腔的探针如内窥镜或内窥镜鞘的部分的血液含量检测器关联,所述多个血液含量检测器用于有利地提供数据以更好地引导内窥镜、结肠镜或其它的探针来定位异常组织、肿瘤或这样的病变或肿瘤发展之前的组织。

[0006] 在本发明的一个方面中,接触检测器与光学血液含量检测器一起使用,当这样的传感器与目标组织直接接触时,能提供更准确的血液含量数据。当这样的传感器与组织接触时,接触检测器有利地进行指示,并且相应地指示出:在这样的传感器与组织接触的情况下所产生的血液含量信息信号比传感器不与组织接触的情况下所产生的信号很可能提高

了准确度。另外,接触传感器可以为血液含量传感器产生信号或电力,使得仅当接触传感器接触组织粘膜期间,血液含量传感器中的照射器和集光器被激励或通电。

[0007] 在本发明的另一个方面中,血液含量检测的改进通过使用有利地位于探针或内窥镜表面内或表面上的多个血液含量传感器来完成。基于来自多个传感器的血液检测数据,增强了异常组织的检测和定位。特别有利的是,使用从这样的传感器基本上同时产生的可被统计处理或其它处理的数据,能更好和更准确地提供用于引导探针或内窥镜的信息。

## 附图说明

[0008] 图 1 是根据本发明一个方面的利用多个血液含量检测传感器的示例性系统的方块图。

[0009] 图 2 是根据本发明的利用至少三个光学血液含量检测器的系统的示例图。

[0010] 图 3 是适用于本发明的光学血液含量传感器的示例性实施方式。

[0011] 图 4 示出适用于本发明的光学血液含量传感器的替代示例性实施方式。

[0012] 图 5 示出适用于本发明的偏光器的示例性实施方式。

[0013] 图 6 示出适用于本发明的示例性处理器的代表方块图。

[0014] 图 7 示出利用本发明的第一内窥镜构造的示例性实施方式。

[0015] 图 8 示出利用本发明的第二内窥镜构造的示例性实施方式。

[0016] 图 9 示出利用本发明的第三内窥镜构造的示例性实施方式。

[0017] 图 10 示出利用本发明的第四内窥镜构造的示例性实施方式。

[0018] 图 11 示出利用本发明的内窥镜的示例性部分的实施方式。

[0019] 图 12 示出利用本发明的示例性内窥镜和鞘的构造;

[0020] 图 13 示出利用本发明的第二示例性内窥镜和鞘的构造;

[0021] 图 14 示出适用于本发明的示例性光纤维束。

## 具体实施方式

[0022] 本发明一般地涉及血流检测中的改进,该改进是由于多个检测传感器和被检测的活体组织粘膜之间的接触的改进和改进接触的可能性而产生的。

[0023] 参照附图,在说明书中使用的所有视图中,相同的附图标记指代相同的部件,本说明书中没有限定具体数量的名词,其含义可以是“一个”或“多个”,除非上下文清楚地表示了其他含义。并且,如本说明书中所使用的,“在...中”的含义包括“在...内”和“在...上”,除非上下文清楚地表示了其他含义。并且,如本说明书中所使用的,“和”、“或”的含义包括共同和分别,并且可以互换地使用,除非上下文清楚地表示了其他含义。

[0024] 图 1 描绘了具有三个检测传感器的血液检测系统 100 的示意图。

[0025] 然而,本领域技术人员可理解的是,检测传感器或窗口的数目不限制于三个。光源 1 与单根光纤杆 2 接触。从光源 1 发射的光聚焦在单根光纤杆 2 的端面。由于单根光纤杆 2 的内部构造,光束在单根光纤芯体的内壁反复地反射,产生具有均匀的强度的光源,即准直光。

[0026] 单根光纤杆 2 进一步与光纤束 3 接触。光纤束 3 由独立的照明光纤 3a 至 3n 组成。透射 (transmitted) 光经由各照明光纤 3a 至 3n 被传送 (communicate) 到测量单元 12a 至

12n。在各测量单元 12a 至 12n 中,透射光出射前穿过一系列偏光器、透镜和棱镜。出射光照射被检测的活体组织区域。来自被照射的组织粘膜的相互作用光 (interacted light) 被相应的测量单元 12a 至 12n 检测到。在各测量单元 12a 至 12n 中,接收到的相互作用光如图 3 所示穿过测量单元的棱镜、透镜和偏光器,并且经由相应的集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  其中之一被传递返回到分光镜 9 以用于分析。

[0027] 图 2 描绘了图 1 的系统 100 的示例性构造的方块图。参照图 2,图 2 中的示例性系统包括光源 1,光源 1 用于产生具有足够强度和频率的光以照射被检测组织,从而确定被照射组织粘膜内的血液含量。单根光纤杆 2 可以是例如包括光学芯体 (optical core) 的光学纤维导体,或可以被类似地设计成使得从光源 1 发出的光均匀和准直的光学纤维导体,以确保进入照射光纤的光的强度和频率均匀。照射光纤 3a 至 3n 是独立的光学传输线路,其从单根光纤杆 2 向测量单元 12a 至 12n 传递光。光源 1 可以是例如氙气灯、卤素、灯、LED 或任何其它能提供具有足够强度和频率的光的光源。

[0028] 除光源 1 之外,各测量单元 12a 至 12n 还包括偏光器 4、透镜 5、棱镜 6 和测量窗 15。偏光器 4 是被设计成保证透射光波以线性方式即水平地或垂直地对齐的线偏光器。透镜 5 是在平行方向上传递光波的光学透镜。光波沿大概平行方向从透镜 5 出射并照在棱镜 6 的表面。棱镜 6 是涂覆有反射面的光学棱镜。照在棱镜 6 表面上的光波被垂直反射穿过测量窗 15 进入下方的活体组织。测量窗 15 是光学窗,所述光学窗典型地由检测波长范围内的玻璃或其它透射材料制成,其不与传输或反射的光波产生不利的相互作用或减弱传输或反射的光波。

[0029] 与下方的组织相互作用或从下方的组织反射的光穿过测量窗 15,返回穿过棱镜 6、透镜 5 和偏光器 4 而传输到相应的集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$ 。各集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  将反射光传输到分光镜处理单元 (分光镜) 9。应注意的,作为相对于偏光器 4 布置集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  的结果,集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  均水平地或者垂直地将偏振光波传输到分光镜 9。各集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  在缝 8 处进入分光镜 9,并且在此处将各自的血液含量数据传输到位于分光镜 9 中的数据接收器。

[0030] 现在参照图 1 和 2 关于单个测量单元 12a 描述系统 100 的示例性细节操作。然而,应该理解的是,该操作可通过图 1 描绘的测量单元 12a 至 12n 同时进行或以其它方式进行。参照图 2,从光源 1 发出的光经过单根光纤杆 2 到达单个照射光纤 3a。当从光源 1 发出的光经过单根光纤杆 2 时,杆 2 使得从光源 1 发出的光的强度均匀并且使波长准直,并将该均匀和准直的光引导到单个照射光纤 3a 中。

[0031] 一旦准直光进入单个照射光纤 3a,它就被传送到单个测量单元 12a。测量单元 12a 由照射光纤、偏光器 4、透镜 5、棱镜 6 和测量窗 15 构成。透射光经由测量窗 15 从测量单元 12a 出射并且照射活体内的组织区域。

[0032] 与被照射的组织相互作用的某些光通过测量单元 12a 的相应测量窗 15 被反射回相应的测量单元 12a,并被相应的测量单元 12a 收集,并且再次穿过棱镜 6、透镜 5 和偏光器 4 到达集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$ 。

[0033] 测量单元 12a 具有两个光接收或集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$ ,集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  将接收到或收集到的相互作用光导向并穿过分光镜 9 中的缝 8 以用于分析。作为接收到或收集到

的相互作用光从测量单元 12a 的集光光纤 7a<sub>1</sub> 和 7a<sub>2</sub> 经由缝 8 直接地进入分光镜处理单元 9 的替代,也可以在集光光纤 7a<sub>1</sub> 和 7a<sub>2</sub> 与缝 8 之间设置透镜用于改进的和更有效的光传输。该透镜的示例性构造可以是圆筒体。然而,根据本发明可以采用替代形状或其它构造。

[0034] 如图 14 所示以及后面根据图 14 所述,各个光纤 3a 至 3n 可以具有小到如 100 μm 的直径,产生图 1 中小到 1mm 的光纤束 3。在本示例中,单根光纤的直径应同样具有足够的大小以接收从光源 1 发出的光,以从各个窗发出具有期望的强度的光。为使光纤束 3 的各个照射光纤 3a 至 3n 维持在足够小的尺寸,各独立光纤端可具有锥形形状,且靠近光源的端面的芯体区域大于靠近相应的单个测量单元 12a 至 12n 的另一端面的芯体区域。

[0035] 图 3 描绘了测量单元 12a 的示例性构造。其它测量单元 12b 至 12n 可包括类似的光学构造。参照图 3,测量单元 12a 包括照射光纤 3、集光光纤 7a<sub>1</sub> 和 7a<sub>2</sub>、线偏光器 41 和 42、透镜 5、棱镜 6 和测量窗 15。

[0036] 在图 3 的测量单元的操作中,从光源 1(图 1 和 2 所示)发出的光经过照射光纤 3a 并穿过线偏光器 4。偏光器 4 由两个线偏光器 41 和 42 组成。线偏光器 41 可取向为用于水平方向的偏振且线偏光器 42 可取向为用于在相对于由偏光器 41 产生的线偏振垂直的方向上的偏振。透射的线偏振光束 301 穿过线偏光器 41 并进入透镜 5。由于透镜 5 的形状,光束 301 在被棱镜 6 折射前彼此平行地从透镜出射。光在棱镜表面 21 反射并被传输穿过测量窗 15,照射目标组织粘膜 17。为了产生更好的反射率,棱镜表面 21 可包括如银、铝或其它材料的汽化-沉积层(vapor-deposited coating)。

[0037] 在测量窗 15 接触目标组织粘膜 17 的情况下,透射光与组织粘膜 17 相互作用。相互作用光 302 和 303 的部分重返棱镜 6 以及再在棱镜表面 21 折射,并穿过透镜 5 返回。相互作用光 302 和 303 穿过透镜 5 并进入偏光器 4,穿过线偏光器 41 或线偏光器 42。在穿过相应的偏光器 41 或 42 之后,取决于光已穿过是线偏光器 41 还是 42,光 302 和 303 进入相应的集光光纤 7a<sub>1</sub> 和 7a<sub>2</sub>。

[0038] 由于透镜、棱镜和偏光器的该构造,只有以特定角度与组织粘膜 17 相互作用的光才能进入集光器或集光光纤 7a<sub>1</sub> 和 7a<sub>2</sub>。更具体地,由于透射光和反射光均穿过线偏光器 41,进入集光器或集光光纤 7a<sub>1</sub> 的光的偏振方向与透射光偏振方向相同。相反,由于进入集光器或接收光纤 7a<sub>2</sub> 的光穿过相对于线偏光器 41 的方向在垂直方向上取向的线偏光器 42,所以进入集光器或接收光纤 7a<sub>2</sub> 的光始终垂直于透射光。

[0039] 图 4 描绘了图 3 中的测量单元 12a 的偏光器、透镜、棱镜组合的替代实施方式。在图 4 中,图 3 的透镜 5 和棱镜 6 集成为单个透镜棱镜单元 19。两部件的集成减少了独立的透镜和棱镜组合的侧面的数目,从而减少由于侧面的反射所产生的漫射光的量,并相应地减少了到达光接收光纤的漫射光的量。由于所需的光学部件数量的减少,使用单个透镜棱镜单元的另外的优点是可以降低制造和装配成本。在另外的实施方式中,棱镜的平反射面 21 可以为球形的或椭球形的,从而实现与透镜本身相同的效果,由此进一步减少部件数目和制造成本。

[0040] 在操作中,图 4 的测量单元以类似于图 3 所描述的方式操作。从光源 1 发出的光经过照射光纤 3a 并穿过线偏光器 41。线偏光器 41 可取向为用于水平方向的偏振且线偏光器 42 可取向为用于在相对于由偏光器 41 产生的线偏振垂直的方向上的偏振。透射的线偏振光束 301 穿过线偏光器 41 并进入透镜棱镜单元 19。由于透镜棱镜单元 19 的透镜部分的

形状,光束 301 在被透镜棱镜单元 19 的表面 21 折射之前的取向彼此平行。光在表面 21 反射并传输穿过测量窗 15,照射目标组织粘膜 17。为了产生更好的反射率,棱镜表面 21 可以包括如银、铝或其它材料的汽化-沉积层。

[0041] 在测量窗 15 接触目标组织粘膜 17 的情况下,透射光与组织粘膜 17 相互作用。相互作用光 302 和 303 的部分重返透镜棱镜单元 19 以及再在表面 21 折射,穿过透镜棱镜单元 19 的透镜部分返回。相互作用光 302 和 303 穿过透镜棱镜单元 19 并且进入线偏光器 41 或线偏光器 42。在穿过相应的偏光器 41 或 42 之后,相应地,光 302 和 303 进入相应的集光器或集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$ 。

[0042] 由于透镜棱镜单元 19 以及偏光器 41 和 42 的构造,只有以特定角度与组织粘膜 17 相互作用的光才能进入集光器或集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$ 。更具体地,由于透射光和反射光均穿过线偏光器 41,所以进入集光光纤  $7a_1$  的光的偏振方向与透射光的偏振方向相同。相反,由于进入接收纤维  $7a_2$  的光穿过相对于线偏光器 41 的方向在垂直方向上取向的线偏光器 42,所以进入接收纤维  $7a_2$  的光始终垂直于透射光。

[0043] 图 5 描绘了图 2 至图 4 的线偏光器 4 的示例性构造。图 5 示出图 2 至图 4 的线偏光器 41 和 42 可由玻璃基板 (glass substrate) 51 组成,玻璃基板 51 的第一侧粘合有聚合物材料 52 并且在相反的第二侧 53 汽化-沉积铝丝。偏振表面即聚合物侧或铝-丝侧优选粘合在光接收光纤的表面上。考虑到偏振表面的热稳定性,偏振表面优选由铝丝形成,例如由新泽西州 Barnington 的 Edmunds Optics 有限公司制造的铝丝栅格偏振滤光器。

[0044] 在本发明中,用计算机计算基于各独立测量单元接收到的相互作用光的检测。图 6 示出了示例性分光镜 9 的示意图。在图 6 中,分光镜 9 包括分光计 620、数据预处理器 621、血液含量估算器 622 (或血液含量计算器)、数据验证器 623、电源 624、可选显示器或指示器 625、数据比较器 626。分光计 620 接收来自集光光纤  $7a_1$  和  $7a_2$  至集光光纤  $7n_1$  和  $7n_2$  的信息。

[0045] 在操作中,由图 6 中的分光镜 9 的分光计 620 接收的数据被提供给数据预处理器 621。数据预处理器 621 例如执行如下面等式 (1) 表示的白校正等数据校正算法。

[0046] (1) 
$$\Delta I_c(\lambda) = \frac{\Delta I(\lambda)}{\Delta I_w(\lambda)} = \frac{I_{\parallel}(\lambda) - I_{\perp}(\lambda)}{I_w_{\parallel}(\lambda) + I_w_{\perp}(\lambda)}$$

[0047] 其中等式 (1) 的分子和分母中使用的符号  $\parallel$  和  $\perp$  分别表示水平偏振光的光谱和竖直偏振光的光谱。在等式 (1) 中,  $\lambda$  表示波长,  $\Delta I(\lambda)$  表示测得的偏振光谱的差,  $\Delta I_w(\lambda)$  是利用标准白板测得的光谱,如等式 (1) 的分母所示,  $\Delta I_w(\lambda)$  通过对白水平偏振光谱  $\Delta I_{w\parallel}(\lambda)$  和白竖直偏振光谱  $\Delta I_{w\perp}(\lambda)$  求和来计算。在等式 (1) 的分子中,计算水平偏振光谱  $I_{\parallel}(\lambda)$  和竖直偏振光谱  $I_{\perp}(\lambda)$  之间的差并且以符号  $\Delta I(\lambda)$  表示。

[0048] 基于数据预处理器 621 产生的结果,血液含量估算器 622 通过利用以下等式 (2) 计算血液含量,该等式出现在如 M.P. Siegel et al. Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy, Applied Optics, Vol. 45, Issue 2, pp. 335-342 (2006), 该文献通过引用合并于此。

[0049] (2) 
$$\Delta I(\lambda) = \Delta I_{\text{scattering}}(\lambda) \exp[-\alpha A_{\text{PG}}(\lambda)]$$

[0050] 血液含量估算器 622 通过利用模型方程如等式 (2) 来计算血液量,并且可以向可选显示器 625 提供相应的血液含量值。替代地,血液含量估算器 622 也可向数据验证器 623 提供血液含量值,以检查收集到数据的完整性。另外,血液含量估算器 622 可将来自不同的测量单元 12a 至 12n 的结果提供给比较器 626,以确定测量的有效性并基于多个测量单元 12a 至 12n 提高检测的准确度。特别地,对于各测量单元 12a 至 12n,比较器 626 比较表示与组织相互作用的光的信号,并产生至少一个比较信号。然后,联结到比较器 626 的血液含量估算器 622 基于该比较信号计算表示被照射的组织中的血液含量的信息。

[0051] 图 7 到图 13 描绘根据本发明的具有多个测量单元的示例性内窥镜的不同构造。更具体地,图 7 描绘了具有多个测量单元的内窥镜末端 71。内窥镜末端 71 是大致凹形的形状,且具有沿该末端的凹面配置的多个测量单元 72。在操作中,通过将内窥镜末端 71 压入活体组织,该组织被拉成或吸成与多个测量单元 72 接触。在凹面上布置多个测量单元确保组织被一个以上测量单元接触。利用多个测量单元进行接触将比利用一个测量单元的探针能提供更准确的读数。此外,通过比较从多个测量单元 72 获得的数据,能实现更准确的血液含量检测。在图 8 的构造中,传统的柔性内窥镜 8 使用多个测量单元 84。内窥镜 8 包括刚性末端 81、连接部 82、转弯 (angled) 部 83 和根据本发明的测量单元 84。通过将测量单元 84 放置在柔性内窥镜的插入部的外周上,当插入和移除该装置时检测窗有利地更可能接触组织粘膜。

[0052] 图 9 描绘了图 8 所示的本发明构造的变形。第二圈测量单元 184 在纵向上位于连接部 82 的外周。通过利用柔性内窥镜外周上的第二圈测量单元 184,用户能在沿内窥镜的纵向通道的两个不同位置获得测量结果。通过分析来自活体组织上的两个不同区域的数据,操作者能利用两个测量区域之间的差异更准确地确定异常病变的邻近。

[0053] 图 10 描绘了图 8 和图 9 所示的实施方式的替换实施方式。如图 10 所示,测量单元 184 可绕柔性内窥镜的插入部的外周以基本上螺旋布置的方式布置。该布置显著地增大了多个检测窗的覆盖区域。

[0054] 图 11 描绘了本发明的实施方式,其中内窥镜的连接部具有螺纹状或螺旋状的突出部 112。在该实施方式中,多个测量单元 111 被布置在螺旋状突出部 112 的外周中。在该构造的操作中,当插入或抽出时,随着插入部的旋转,多个测量单元 111 趋于连续接触组织粘膜的相同区域。

[0055] 图 12 描绘了由鞘 121 覆盖的内窥镜 122,其中鞘 121 中布置有测量单元 123。鞘 121 基本上是插入有如传统内窥镜等内窥镜 122 的管。多个测量单元 123 沿着鞘 121 的外周布置并且接触活体组织粘膜 124。这种鞘构造允许用户使用传统的内窥镜,同时有利地利用血液含量检测方法将内窥镜引导到异常组织。本领域技术人员容易理解的是,鞘 121 也可构造有螺纹状突出部 112 并且多个测量单元 123 同样可以沿着螺纹状形状的外周被构造造成螺旋状构造。

[0056] 图 13 描绘了具有鞘 131、内窥镜 132 和球囊 133 的实施方式,其中球囊 133 配置有多个测量单元 134。鞘 131 典型地是空心管,例如内窥镜 132 将穿过该空心管。球囊 133 安装到鞘 131 或与鞘 131 一体地形成,并且通过气压或者水压膨胀。当将鞘 131 放置在适当位置的时候,球囊 133 被膨胀以接触目标组织粘膜 135。球囊 133 的膨胀确保多个测量单元 134 和组织粘膜 135 之间的接触。另外,可使用传感器 136,以基于球囊 133 的膨胀开始

血液检测过程。本领域技术人员可理解的是,传感器 136 可位于鞘 131 或球囊 133 的内部或外部。例如,传感器可位于球囊 136 的表面或鞘 131 内,并且可以检测当球囊 133 膨胀并且接触活体组织 135 时由球囊 133 施加的背压力。

[0057] 在替代的实施方式中,可利用两个以上球囊,每个球囊具有自身的一套测量单元 134,通过利用多个球囊 133,多个测量单元 134 可以沿着鞘 131 散开。通过该方式,可分析血液含量检测数据以确定哪一个球囊 133 最靠近关心的区域。该信息将有助于孤立和检测潜在的关心区域。在本发明的另一个示例性实施方式中,在感测到球囊 133 和组织粘膜 135 之间接触时触发血液数据收集。接触的这种感测可以是球囊膨胀机构中感测到的背压结果,或者是位于球囊 133 中的表面传感器 136 的结果。

[0058] 虽然以上说明和附图代表本发明的优选实施方式,但是应该理解的是,在不脱离本发明的精神和范围的情况下可作出不同的变化和变型。例如,尽管此处描述的改进方法和设备作为内窥镜的部分或与内窥镜相结合,本发明也可用于独立探针或其它医学装置。

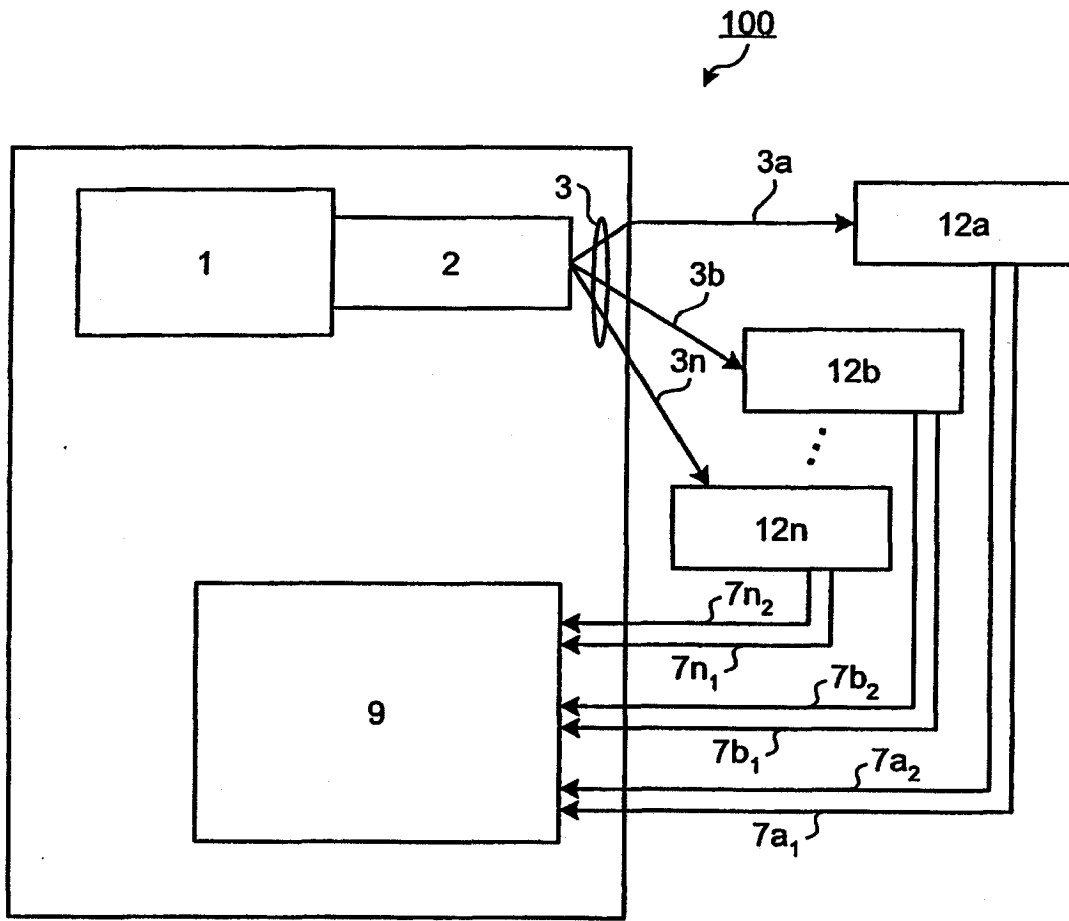


图 1

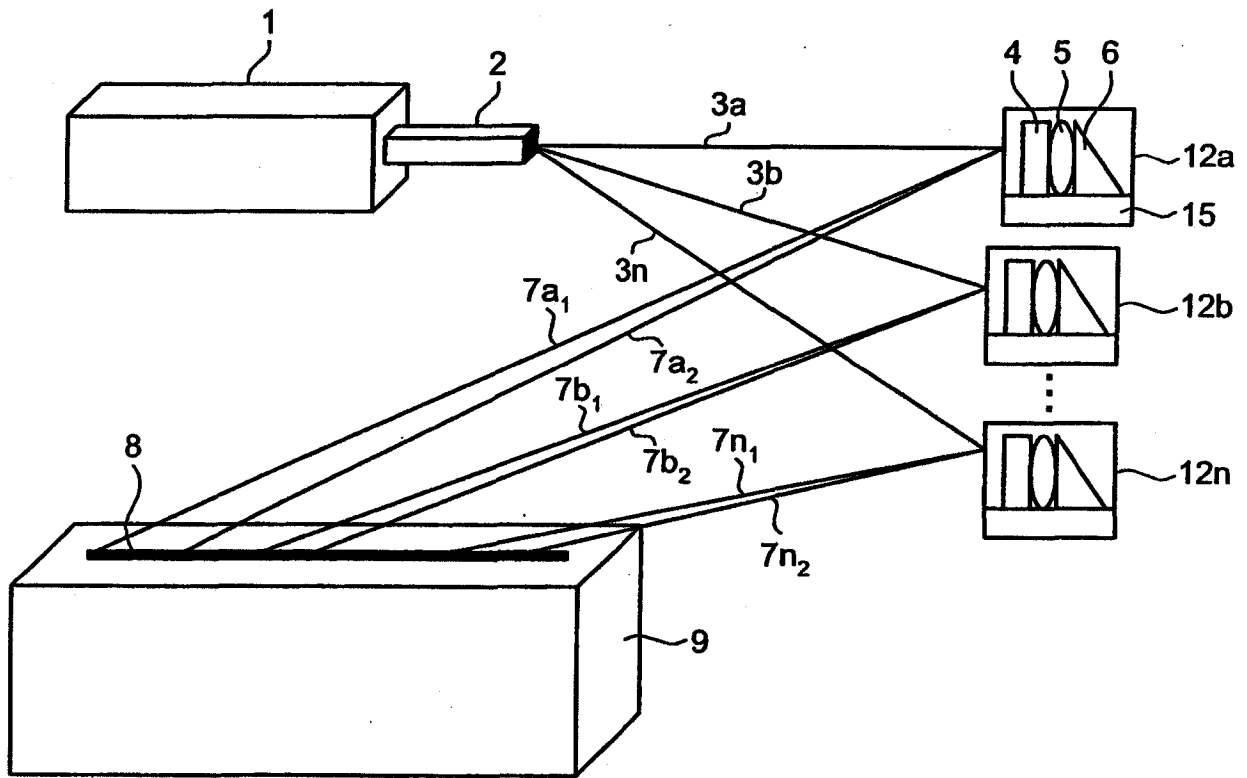


图 2

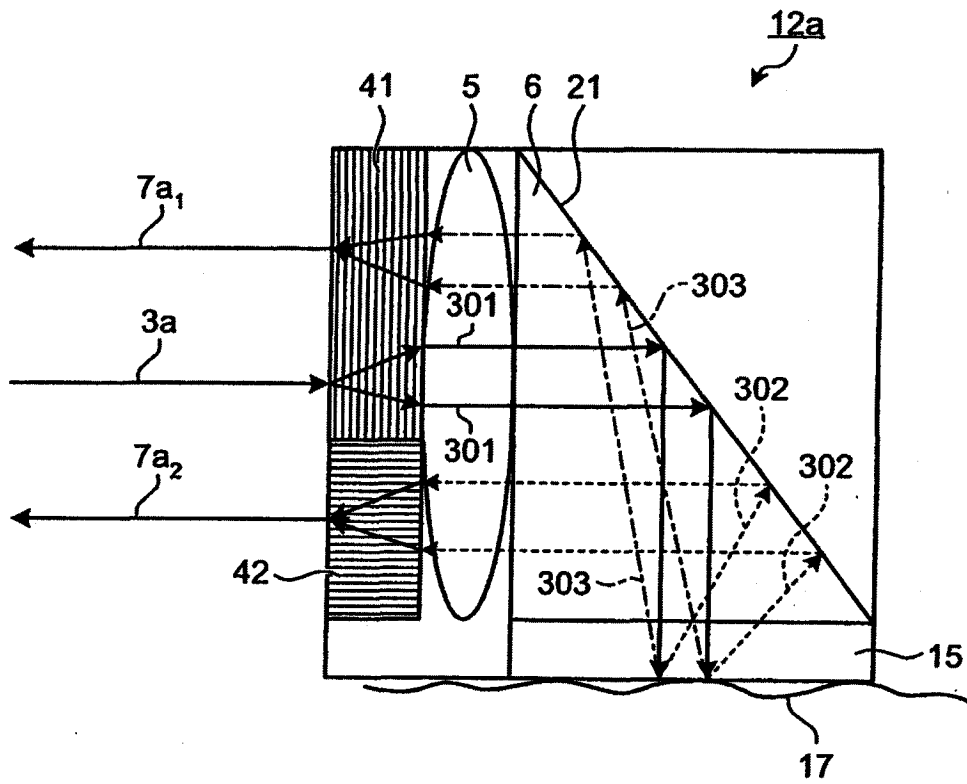


图 3

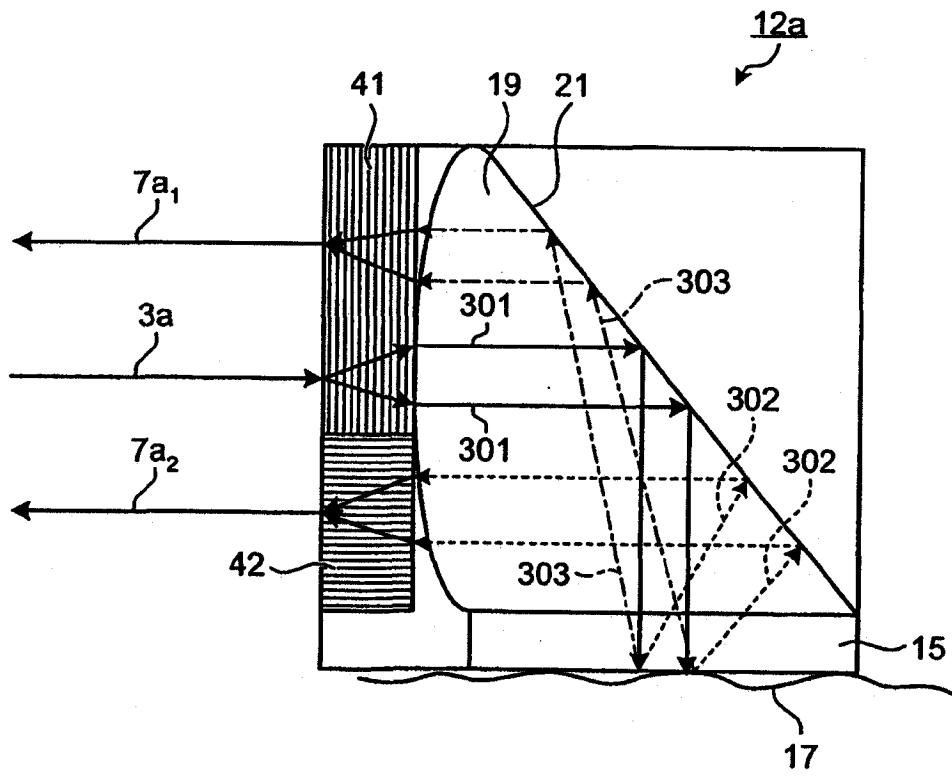


图 4

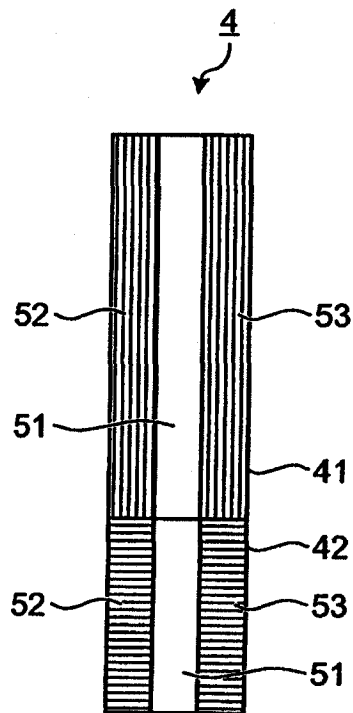


图 5

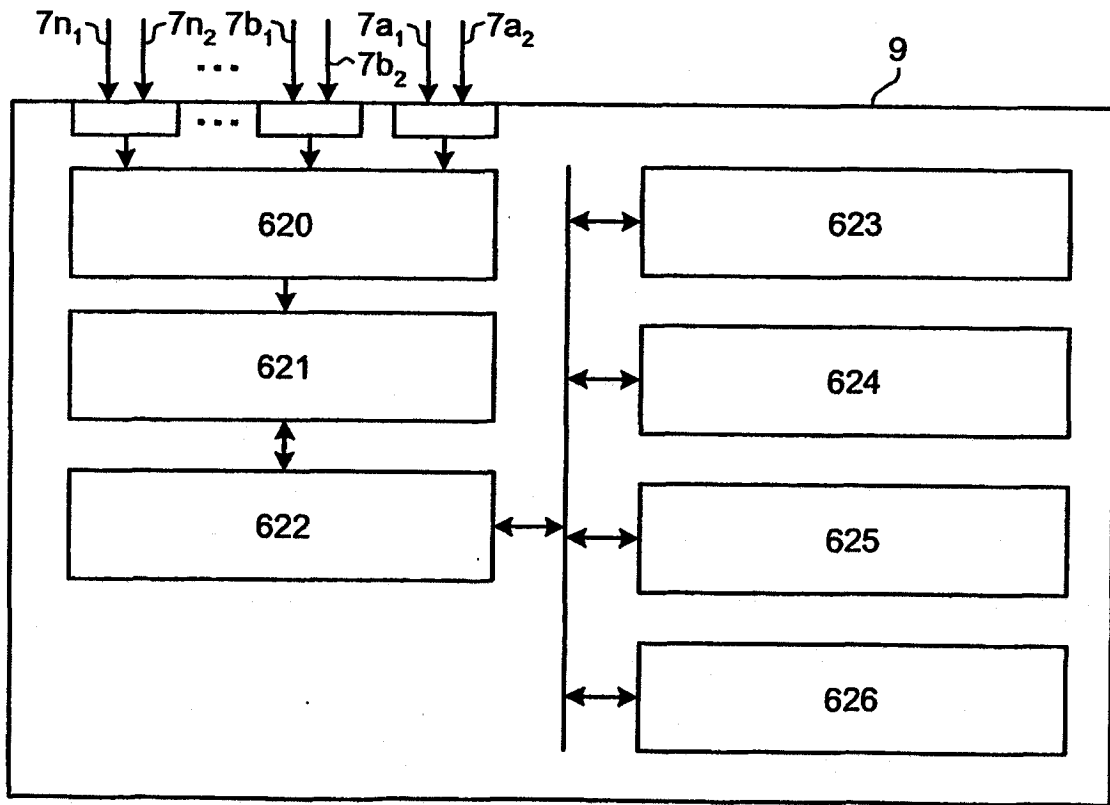


图 6

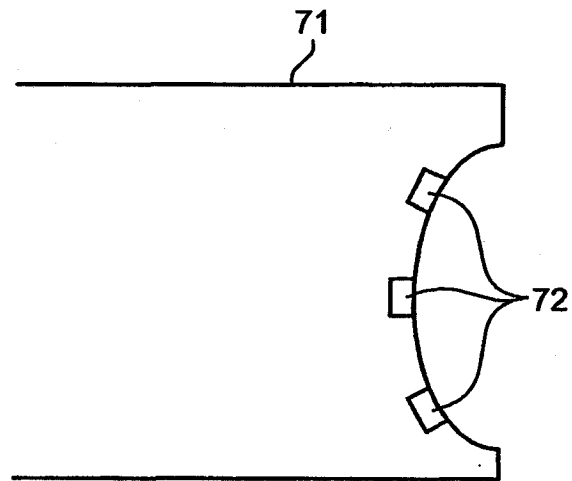


图 7

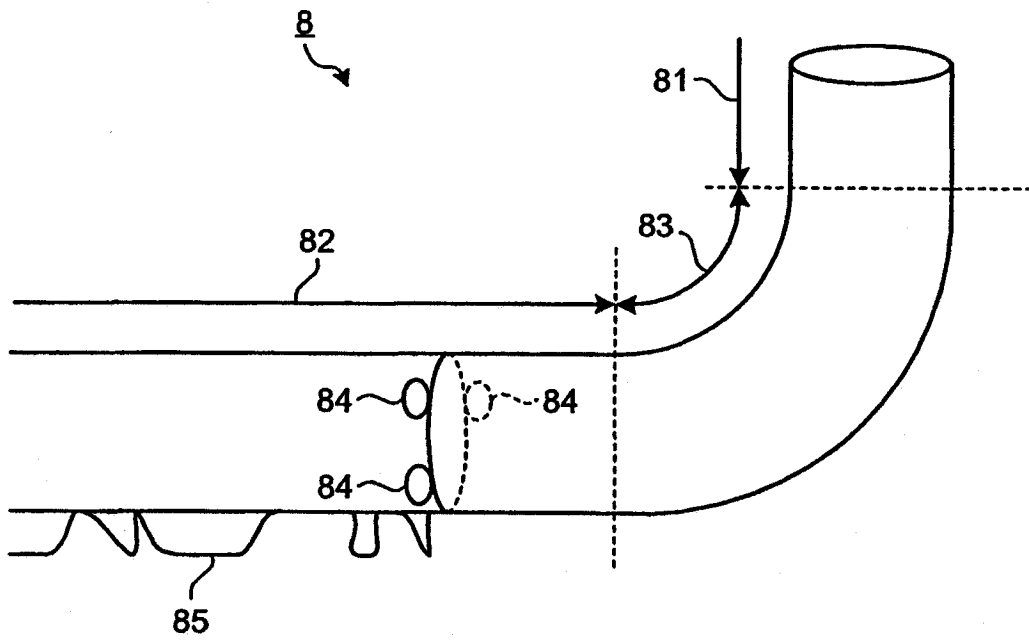


图 8

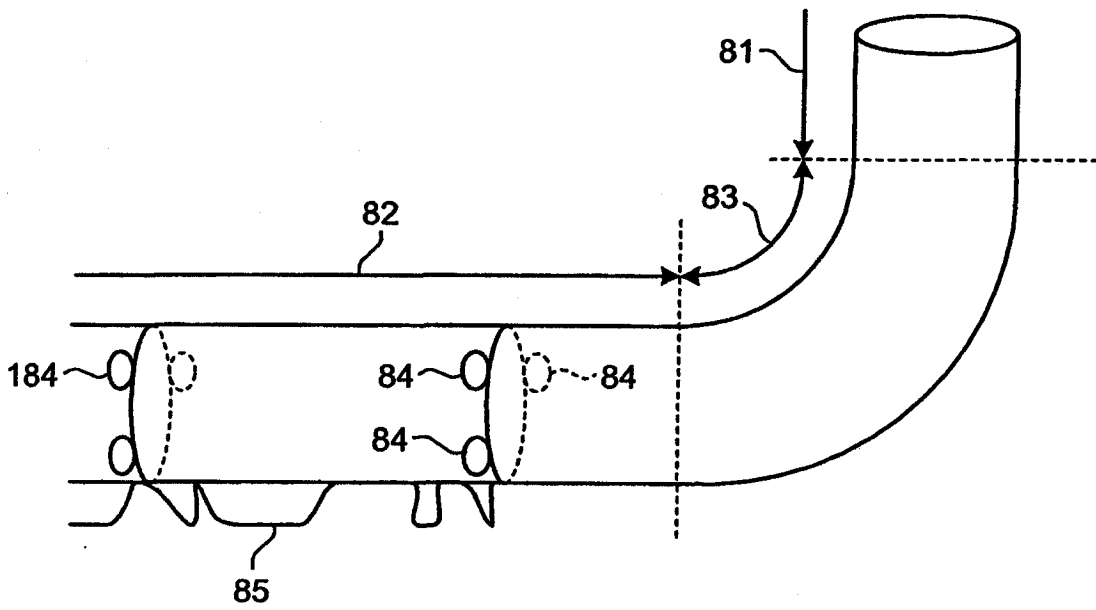


图 9

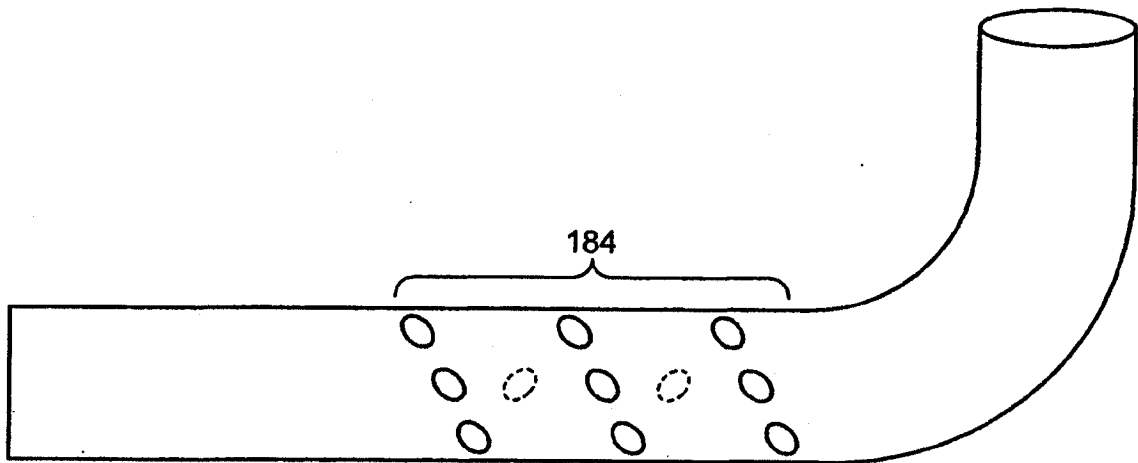


图 10

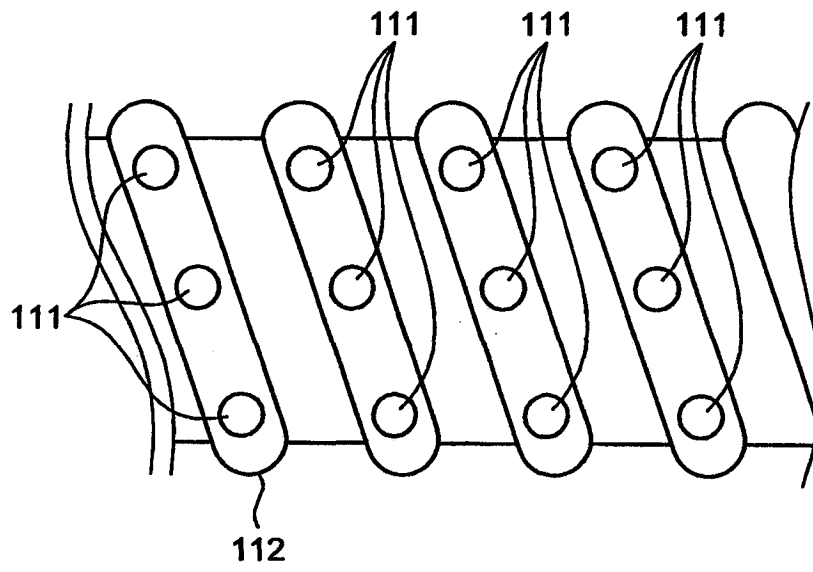


图 11

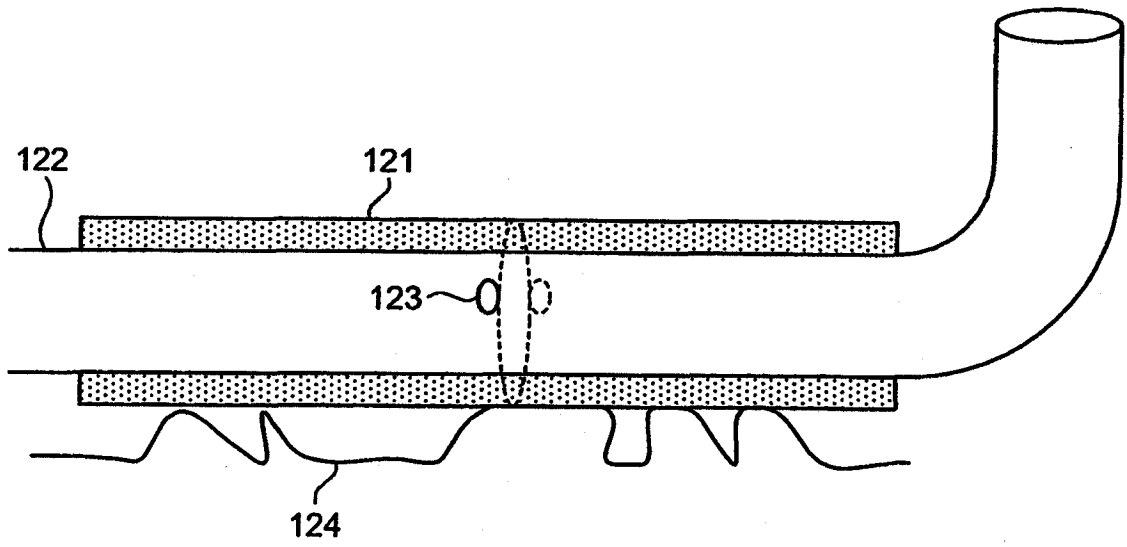


图 12

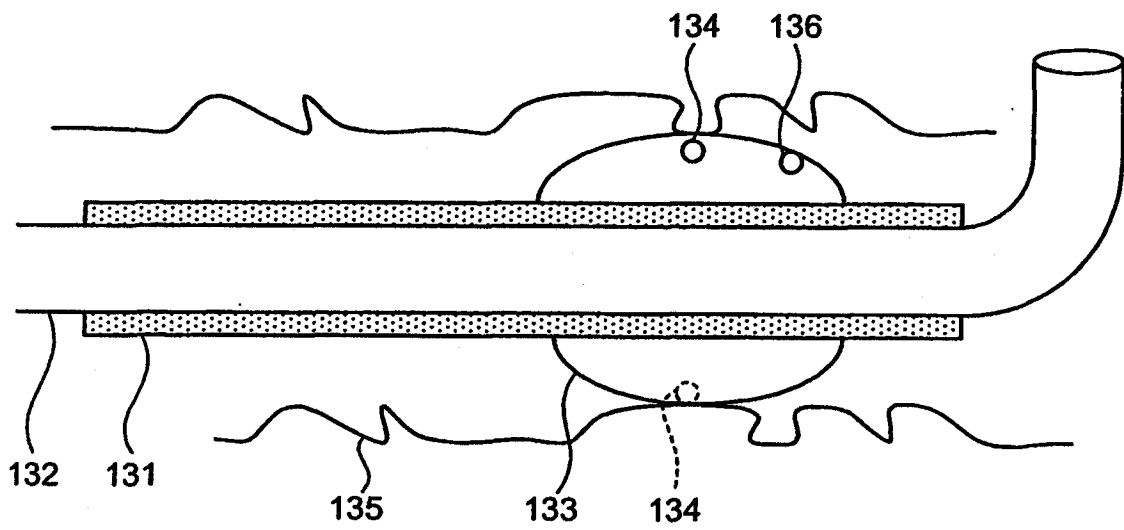


图 13

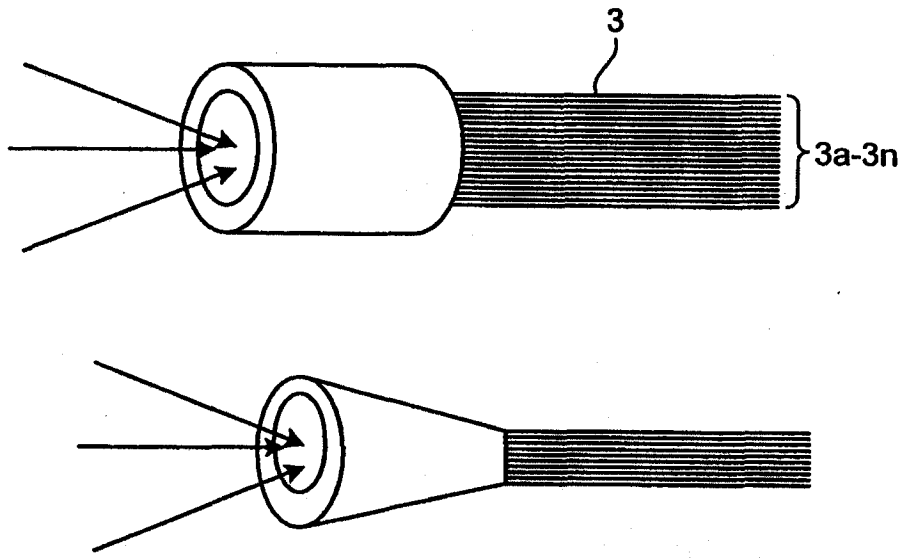


图 14

专利名称(译)	检测异常活体组织的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN102046063A</a>	公开(公告)日	2011-05-04
申请号	CN200980120529.4	申请日	2009-06-03
[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	A61B5/0075 A61B1/00087 A61B1/00135 A61B5/0084 A61B5/026		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	12/132932 2008-06-04 US		
其他公开文献	CN102046063B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及用于检测可能的异常活体组织的光散射和吸收技术。本发明提供利用多个血液含量检测传感器和/或接触传感器(12a至12n)有益地提供数据以更好地引导内窥镜或结肠镜来定位异常组织、肿瘤或这样的病变或肿瘤发展之前的组织的装置和方法。

