



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101848673 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 200880115052. 6

A61B 1/05(2006. 01)

(22) 申请日 2008. 11. 10

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

11/937, 185 2007. 11. 08 US

US 2004249245 A1, 2004. 12. 09, 说明书第
71-72 段, 90 段, 99 段.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 05. 06

US 2005/0085696 A1, 2005. 04. 21, 全文.
CN 1893874 A, 2007. 01. 10, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2008/070825 2008. 11. 10

审查员 李澍歆

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2009/061007 EN 2009. 05. 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 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

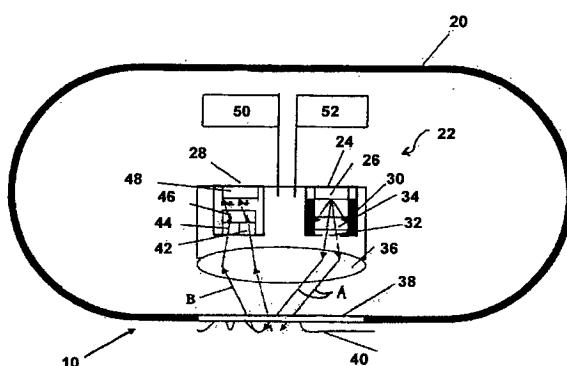
权利要求书3页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

胶囊血液检测系统及方法

(57) 摘要

本发明提供一种用于确定患者的活的有机体内的活体组织中的血液含量以检测肿瘤的胶囊(10)。胶囊(10)包括用于使光指向组织的光源和用于接收来自组织的交互光的光检测器。通过分析交互光, 可确定组织的血液含量。存在多种将胶囊(10)定位成使得胶囊(10)在光源(24)和光检测器(28)的期望定向上与组织接触的方法。本发明还提供一种用于确定胶囊和组织之间的实际接触的系统。还使用一种在使用胶囊(10)之前允许能够容易和精确地进行的自身校准的校准系统。



1. 一种包括胶囊(10)的装置,所述胶囊(10)具有血液含量检测器(22),所述装置包括接近检测器,所述接近检测器是感测胶囊靠近或即将接近活体组织的检测器,其中,接近是指在胶囊和活体组织之间存在实际接触的点,

所述血液含量检测器(22)包括:

光源,其用于将光照射到活体组织;

光检测器,其用于检测来自活体组织的交互光;

光源线性偏振元件,其用于使从所述光源发射的光偏振;

第1线性偏振元件,其透射所述交互光中的、偏振方向与所述光源线性偏振元件的偏振方向相同的光;以及

第2线性偏振元件,其透射与所述光源线性偏振元件的偏振方向正交的光。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括布置在所述胶囊中的图像捕捉装置。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括形成于所述胶囊(10)的测量窗口(38),所述光检测器被布置成与所述测量窗口(38)相邻。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述胶囊(10)具有如下的构造:当在活的有机体内使用所述胶囊(10)时,使所述测量窗口(38)与活体组织接触。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述构造包括便于在活的有机体内定位所述测量窗口(38)的形状。

6. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述构造包括利用重力而便于在活的有机体内定位所述测量窗口(38)的重心。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述装置还包括实现所述重心的至少一个配重(68)。

8. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述血液含量检测器(22)能在所述胶囊(10)内选择性地移动。

9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述装置还包括可动地布置在所述胶囊(10)内的模块(74),所述血液含量检测器(22)被安装至所述模块(74)。

10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述胶囊(10)的至少一部分具有圆形的截面形状。

11. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述胶囊(10)的至少一部分具有椭圆形的截面形状。

12. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述装置还包括万向节,所述模块的移动通过所述万向节配置来完成。

13. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述装置还包括配置于所述胶囊(10)的至少一个测量窗口(38)。

14. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述血液含量检测器(22)还包括至少一个反射体。

15. 根据权利要求14所述的装置,其特征在于,所述至少一个反射体被定位在所述胶囊(10)内,以将由所述光源(24)产生的光经由所述测量窗口(38)反射到活体组织的表面上。

16. 一种能在活的有机体的内腔中一次性使用的系统,所述系统包括:

血液含量检测器(22);和

接近检测器,所述接近检测器是感测胶囊靠近或即将接近活体组织的检测器,其中,接近是指在胶囊和活体组织之间存在实际接触的点,

所述血液含量检测器(22)包括:

光源,其用于将光照射到活体组织;

光检测器,其用于检测来自活体组织的交互光;

光源线性偏振元件,其用于使从所述光源发射的光偏振;

第1线性偏振元件,其透射所述交互光中的、偏振方向与所述光源线性偏振元件的偏振方向相同的光;以及

第2线性偏振元件,其透射与所述光源线性偏振元件的偏振方向正交的光。

17. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述接近检测器电连接到所述血液含量检测器(22),用于将致动信号传递给所述血液含量检测器。

18. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述血液含量检测器(22)和所述接近检测器被布置在内窥镜中。

19. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述血液含量检测器(22)和所述接近检测器被布置在胶囊(10)内。

20. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述接近检测器是机械检测器。

21. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述接近检测器是光学检测器。

22. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述接近检测器是电磁信号传感器。

23. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述接近检测器位于所述系统的用于与活体组织接触的表面上。

24. 根据权利要求21所述的系统,其特征在于,所述接近检测器包括激光器和激光检测器。

25. 根据权利要求22所述的系统,其特征在于,所述电磁信号传感器是压电装置。

26. 根据权利要求21所述的系统,其特征在于,所述接近检测器是图像传感器。

27. 根据权利要求26所述的系统,其特征在于,所述图像传感器通过位于大致单色范围内的图像的比例来检测对活体组织的接近。

28. 根据权利要求27所述的系统,其特征在于,所述图像传感器通过确定所感测的图像何时位于大致单色范围内来检测与活体组织的接触。

29. 根据权利要求27所述的系统,其特征在于,所述单色范围为红色。

30. 一种血液含量检测器用的校准系统,所述校准系统包括:

容纳有根据权利要求1所述的装置中的胶囊(10)的容器;

布置在所述容器内的照明反射体。

31. 根据权利要求30所述的校准系统,其特征在于,所述校准系统还包括:

处理器;和

与所述处理器相连的收发器,所述收发器用于向所述胶囊(10)发送数据以及从所述胶囊(10)接收数据。

32. 根据权利要求30所述的校准系统,其特征在于,所述照明反射体是扩散板。

33. 根据权利要求 30 所述的校准系统, 其特征在于, 所述容器是所述胶囊(10)用的保护罩(100)。

34. 根据权利要求 33 所述的校准系统, 其特征在于, 在校准过程中, 所述保护罩(100)形成围绕所述胶囊(10)的消毒壁垒。

35. 一种根据权利要求 1 所述的装置中的胶囊(10)用的校准方法, 所述校准方法包括:

将所述胶囊(10)配置在校准容器中;

使所述胶囊(10)的光源照射所述容器的校准区域;

基于从所述校准区域所检测到的光特性产生信号; 和

基于所产生的信号确定至少一个校准因子。

胶囊血液检测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及胶囊型内窥镜在患者中的使用。更具体地，本发明涉及检测、定位和校准用于活体患者的胶囊型内窥镜，以利用血液含量 (blood content) 检测来定位和确定活体组织中的异常。

背景技术

[0002] 长久以来，内科医生使用内窥镜进入患者体内的区域以在该部位实现某种功能。传统上，内窥镜包括光学系统和照明系统，该光学系统和照明系统使内科医生能够将内窥镜的末端 (distal end) 定位在期望的区域，从而使内科医生能够在患者体外的部位看到该区域。

[0003] 近年来，已经发展了胶囊内窥镜，该内窥镜是包括如数字式摄像头等图像捕捉装置的胶囊，该内窥镜被患者吞服并且行进到患者体内的如肠道等受关注的部位，以研究结肠病变 (lesion)。在该部位，胶囊内窥镜采集被捕捉的图像以帮助内科医生对患者进行一些诊断。

[0004] 此外，例如 R. K. Wali、H. K. Roy、Y. L. Kim、Y. Liu、J. L. Koetsier、D. P. Kunte、M. J. Goldberg、V. Turzhitsky 和 V. Backman 的 Increased Microvascular Blood Content is an EarlyEvent in Colon Carcinogenesis, Gut Vol. 54, 654-660 (2005) 所述，科学家们已经发现结肠中的靠近癌病变和癌前病变的表面粘膜的血液含量可察觉地增多，该现象被称作血液供应的早期增加 (EIBS)。上述文章的内容通过引用包含于此。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种能够测量包括例如肠道的组织的血液含量的可吞服胶囊。该装置的典型构造在一起提交的题为“Methodand Solution for Correlating Image and Tissue CharacteristicData”和“Blood Content Detecting Capsule”的相关的对应专利申请中作了说明，该专利申请通过引用包含于此。该装置可使医生和临床医师能够检测 EIBS 以筛选病变或肿瘤，或者当与胶囊内的图像捕捉装置结合时帮助定位癌变和癌前病变或肿瘤。

[0006] 该胶囊的典型构造包括例如光源和光检测器，其中光源向表面黏膜的区域发射偏振光，光检测器接收与组织和组织内包含的血红蛋白交互作用的光。来自组织的交互作用后的光 (interacted light, 下文称为“交互光”) 以与所发射的光的偏振角不同的偏振角返回。所检测的交互光的该返回角度和大小是可以测量的，并且是该粘液组织中血液含量的表征。因此，可以由胶囊将与血液含量有关的信息传递至患者体外的接收仪器，使得内科医生可以监控组织中的血液含量并且在确定病变的存在或接近位置时使用这些信息。在如下文章中已经公开了通过使用偏振光来测量血红蛋白的技术 :Y. L. Kim、Y. Liu、R. K. Wali、H. K. Roy、M. J. Goldberg、A. K. Kromin、K. Chen 和 V. Backman 的 Simultaneous measurement of angular and spectral properties of light scattering for characterization of tissue microarchitecture and its alteration in early precancer, IEEE

J. Sel. Top. Quant. Elec. , Vol. 9, 243-256 (2003) 以 及 M. P. Siegel、Y. L. Kim、H. K. Roy、R. K. Wali 和 V. Backman 的 Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy, Applied Optic, Vol. 45, 335-342 (2006), 这些文章的全部内容通过引用包 含于此。

[0007] 然而, 该胶囊所面临的一个问题是: 胶囊必须与组织直接接触, 或者至少与组织非常紧密的接近, 以使光源和光检测器精确地检测血液含量。同样地, 因为胶囊本身在患者体内不易于操作, 所以必须存在能够使胶囊相对于组织以适当的定向定位的系统。使用该胶囊的另一个问题是: 更重要的是存在某个验证接触的存在的系统, 使得胶囊能够确实获得该组织中的血液含量的正确信息。同样, 重要的是存在某个胶囊型血液含量检测系统用的校准系统, 该校准系统是非常可靠的并且能够在患者使用前被现场使用。

[0008] 本发明提供克服这些问题的方法和胶囊装置。根据本发明, 提供一种足够小而能被患者吞服的胶囊, 并且在胶囊内具有血液含量检测器。血液含量检测器包括以如下方式定向的光源和光检测器: 来自光源的偏振白光穿过形成在胶囊中的测量窗口以照射到患者的活体组织上, 这里, 由光检测器检测来自组织和包含在组织内的血红蛋白的交互光。分析反射光的角度作为该组织中的血液含量的表示, 并且产生表示血液含量的信号, 该信号被发送至例如计算机等数据处理部件, 在该数据处理部件中, 关于血液含量的信息被处理并且可被使用者使用。

[0009] 同样, 本发明包括将胶囊定向成使得胶囊与被分析的组织实际接触并且使得光照射到组织的多种部件。为此, 一个实施方式利用胶囊的形状来实现期望的定向。另一个实施方式提供战略上位于胶囊内的配重 (weight) 来实现期望的定向, 又一个实施方式具有安装在内模块内的血液含量检测器, 该内模块可在外胶囊内移动。在一个典型实施方式中, 为了使胶囊进一步小型化, 设置镜以将光从照明部件引导到光接收部件。

[0010] 本发明还包括接近检测器 (proximity detector), 该接近检测器检测胶囊检测器与活体组织的接近, 特别地, 该接近检测器验证胶囊和该组织之间何时存在实际接触。接近检测器可以是多种类型并可以包括距离检测系统, 该距离检测系统确定胶囊和活体组织之间的距离, 使得当实际接触即将来临时能够提供信号, 从而在接触时能够进行血液含量的测量。

[0011] 最后, 存在能够在使用之前容易地和精确地校准胶囊的校准系统。

[0012] 在以下结合附图的具体说明的过程中, 本发明的这些和其它特征和优点将变得更加明显。

附图说明

- [0013] 图 1 是根据本发明的活体传感系统的示例的示意图。
- [0014] 图 2 是示出根据本发明构造的典型胶囊的剖视图。
- [0015] 图 3 是示出在本发明的典型处理设备内执行的功能的方框图。
- [0016] 图 4 是示出根据本发明的胶囊的典型形状的剖视图。
- [0017] 图 5 是示出本发明的另一个典型实施方式的剖视图。
- [0018] 图 6 是示出本发明的又一个典型实施方式的剖视图。
- [0019] 图 7A 至图 7B 是示出使用配重来定位本发明的血液含量检测器的示例的剖视图。

[0020] 图 8 是示出相对于图 7A 至图 7B 所示的定向系统的本发明的替换 (alternate) 定向系统的剖视图。

[0021] 图 9A 至图 9D 是示出本发明的另一定向系统的剖视图。

[0022] 图 10 是示出利用镜 (mirror) 引导来自患者组织的光和引导光行进到患者组织的本发明的替换实施方式的示意图。

[0023] 图 11 是在光路中使用镜的另一典型实施方式的示意图。

[0024] 图 12 是具有多种接近检测系统的胶囊的剖视图。

[0025] 图 13 是描述时间与胶囊和患者的活体组织之间的距离的关系的图。

[0026] 图 14 是示出可使用本发明的校准系统的剖视图。

[0027] 图 15 是示出可使用本发明的替换校准系统的剖视图。

具体实施方式

[0028] 首先, 参照图 1, 其示出了图解本发明所使用的活体传感系统的示意图。因此, 在图 1 中, 可以看见胶囊 10 和外部处理单元 16, 其中, 胶囊 10 在患者 14 的结肠 12 中缓慢地移动, 外部处理单元 16 接收从胶囊 10 发送的数据、分析该数据并且显示结果。例如, 数据和信息流可以沿着路径 18 无线地传输至外部处理单元 16。

[0029] 在胶囊 10 的典型构造中, 取得活体组织的两份光谱信息以获得关于黏膜的表面部分或其它活体组织中的血液含量的信息。本实施方式使用第一定向的偏振光谱 (水平偏振光谱) 和相应的正交偏振光谱, 其中, 被称为水平偏振的水平偏振光谱具有与来自胶囊光源的入射光相同的偏振方向, 正交偏振光谱具有与来自胶囊光源的入射光垂直的偏振方向。如前所述, 在如下文章中已经公开了通过使用偏振光来确定组织的血红蛋白含量的技术: Y. L. Kim、Y. Liu、R. K. Wali、H. K. Roy、M. J. Goldberg、A. K. Kromin、K. Chen 和 V. Backman 的 Simultaneous measurement of angular and spectral properties of lightscattering for characterization of tissue microarchitecture and its alteration in early precancer, IEEE J. Sel. Top. Quant. Elec., Vol. 9, 243-256 (2003) 以及 M. P. Siegel、Y. L. Kim、H. K. Roy、R. K. Wali 和 V. Backman 的 Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy, Applied Optics, Vol. 45, 335-342 (2006), 这些文章的全部内容通过引用包含于此。

[0030] 在本实施方式中, 在胶囊 10 中进行第一偏振光谱、即水平偏振光谱与垂直偏振光谱之间的差分运算, 并且将结果发送至处理单元 16。根据本发明可以适当地选择在处理单元 16 中或其它外部装置中进行差分运算, 由此, 由胶囊 10 将表示水平偏振光谱和垂直偏振光谱的数据发送至处理单元 16。

[0031] 现在, 参照图 2, 其示出了图解本发明的典型胶囊 10 的构造的剖视图。可以看出, 胶囊 10 包括外壳 (enclosure) 20, 在该外壳 20 内装入装置的部件。外壳 20 被设计成具有比较容易使患者吞服的尺寸, 并且通常可以具有约 10mm 的直径。

[0032] 在外壳 20 内可以包含血液含量检测器 22, 该血液含量检测器 22 包括借助于光学检测器用于确定活体组织的血液含量的多个部件。因此, 血液含量检测器 22 具有光检测器 28 和包括例如白色 LED 26 的光源 24。光路沿箭头 A 的方向行进, 其中, 在广角光穿过使光

偏振的线性偏振元件 34 之后,广角光被光吸收构件 30 吸收,从而仅窄角光(接近平行光)能够穿过开口 32。通过减小开口 32 的尺寸,也可以减小组织的被照明区域。例如,照明区域的合适尺寸可以在约 0.1mm^2 至 100mm^2 的范围内。

[0033] 之后,偏振光穿过透镜 36,并且沿着透镜的焦距位置布置开口 32 和线性偏振元件 34。因此,来自光源 24 的光是照射到组织的小区域的窄角光。此外,可以通过使用透镜改变平行光的行进方向,以经由测量窗口 38 引导该平行光,从而将该平行光照射到患者体内的活体组织 40。

[0034] 来自活体组织 40 和活体组织 40 中所包含的血红蛋白的交互光作为具有特定反射角的光沿着箭头 B 的方向返回光检测器 28。可以看出,返回的交互光再次穿过光学光路转换器 36,之后,光穿过两个线性偏振元件、即彼此正交的第一线性偏振元件 42 和第二线性偏振元件 44。这样,线性偏振元件 42 和 44 透射彼此垂直的偏振光束,并且光接收部件 28 的第一线性偏振元件 42 的偏振方向与照明部件 24 的线性偏振元件 34 的偏振方向相同,第二线性偏振元件 44 中穿过的是与其正交的偏振光谱。由透射光栅(transmissive grating)46 使已经穿过线性偏振元件 42、44 的光束沿光的各波长的不同扩散角的方向继续传递。然后,通过光传感器 48 感测到这些光。

[0035] 这样,光的各波长成分都能够到达光传感器 48 上的不同位置,该光传感器 48 能够使光谱(spectroscopy)处于两种偏振状态:水平偏振光谱和垂直偏振光谱。然后,所测量的光谱数据被发送至数据发送器 50,在该数据发送器 50,数据被发送至图 1 的处理单元 16。电源 52 为胶囊 10 的部件供电。

[0036] 现在转至图 3,其示出了图解处理单元 16 内所执行的功能的方框图。首先,存在经由天线 56 接收来自胶囊 10(图 1)的信息和数据的数据接收部件 54。在本实施方式中,尽管期望使用无线电发送,但是根据本发明也可以利用例如声波或红外线方案等备选技术发送数据。在这种情况下,胶囊中的数据发送器和处理单元中的数据接收器需要被相应地设置成符合另一种技术。

[0037] 将由数据接收器 54 接收到的数据提供给数据预处理器 58。数据预处理器 58 进行白色修正(white correction)。式(1)示出了白色修正的示例。

$$[0038] (1) \Delta I_c(\lambda) = \Delta I(\lambda) / \Delta I_w(\lambda) = (I_{II}(\lambda) - I_{\perp}(\lambda)) / (I_{wII}(\lambda) + I_{w\perp}(\lambda))$$

[0039] 在式(1)中,λ 表示波长。Δ I(λ) 表示所测量的偏振光谱的差值。Δ Iw(λ) 是通过使用公知的标准白板测量到的光谱,如式(1)的分母所示,Δ Iw(λ) 是通过求白色水平偏振光谱 $I_{wII}(\lambda)$ 和白色垂直偏振光谱 $I_{w\perp}(\lambda)$ 的和来算出的。在式(1)的分子中,水平偏振光谱 $I_{II}(\lambda)$ 和垂直偏振光谱 $I_{\perp}(\lambda)$ 之间的差值是在数据发送器 50 中算出的,并且表示 Δ I(λ) 的信号被数据发送器 50 发送至处理单元 16。

[0040] 血液含量估值器 60 通过使用下式(2)来算出血液含量,例如在 M. P. Siegel、Y. L. Kim、H. K. Roy、R. K. Wali 和 V. Backman 的 Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy, Applied Optical, Vol. 45, 335-342(2006) 中示出了该式(2)。

$$[0041] (2) \Delta I(\lambda) = \Delta I_{\text{scattering}}(\lambda) \exp[-\alpha A_{\text{PG}}(\lambda)]$$

[0042] 如上所述,血液含量估值器 60 通过使用如式(2)等模型方程来算出血液含量,并且将相应的血液含量值提供给例如显示器 62 等指示器。然后可以由显示器 62 将相应的血

液特征信息显示给使用者。另外,电源 64 用于为处理单元 16 提供电力,控制器 66 用于执行处理和显示信息所需的各种控制功能。

[0043] 现在转至图 4,其示出了胶囊 10 的典型实施方式的示意图,其中,外壳 20 的截面为大致椭圆形状。因为外壳 20 具有大致椭圆形状,因此,当沿着较大曲率延伸的区域 B 在肠道中来回移动时,区域 B 比沿着较小曲率延伸的区域 A 易于沿着组织定位。因此,测量窗口 38 被布置在沿着较大曲率的区域 B 中。

[0044] 暂时返回图 2,可以看出测量窗口 38 被布置在向下的位置。测量窗口 38 被布置在图 2 中的该位置,并且透镜 36、光源 24 和光检测器 28 被布置在装置的面对测量窗口 38 的位置,以使照明光指向活体组织 40 的期望位置。

[0045] 虽然前面的典型实施方式中的胶囊 10 通过胶囊外壳 20 的特征形状来定向测量窗口,但是,另一典型实施方式借助于胶囊外壳 20 的重量平衡来实现正确的定向。

[0046] 因此,转至图 5,其示出了外壳 20 自身的截面为圆形并且配重 68 被设置为接近测量窗口 38 的胶囊 10。配重 68 被设置在远离胶囊 10 的中心的位置。如图 5 所示,当重心偏离外壳 20 的中心时,外壳 20 的在偏离方向上的外表面很可能与患者的活体组织 40 接触。

[0047] 因此,本实施方式中的测量窗口 38 被定位成沿着胶囊外壳 20 的在偏离方向上的外表面,从而将测量窗口 38 定位在与活体组织 40 接触的期望位置,从而获得与图 4 中的实施方式相同的效果,本实施方式与前面的实施方式的差别在于:本实施方式的胶囊 10 的定向是通过增加配重 68 而实现的,而在前面的实施方式中,期望的定向是通过胶囊 10 自身的形状来实现的。

[0048] 现在转至图 6,其示出了图解图 2 的典型实施方式的剖视图,用与图 2 所用的附图标记相同的附图标记来表示对应的特征。然而,可以看出在图 6 中增加了配重 68,为了使光适当地指向活体组织 40 并且接收返回的反射光,配重 68 被布置在测量窗口 38 的两侧,从而将胶囊 10 定向成与活体组织 40 接触。

[0049] 配重 68 可以由例如不锈钢等金属或者具有较大比重的玻璃制成。即使当胶囊 10 的形状是如图 4 所示的椭圆形状时,测量窗口 38 仍然可以借助于配重位于任意给定的位置。如图 7A 和图 7B 可以看出,即使测量窗口不能被布置或定位在如图 7A 所示的期望位置,仍然可以如图 7B 所示进行测量。可以看出,配重 68 的重量不是特定的,而是可以根据胶囊的设计而变化。当胶囊 10 被布置在与竖直方向垂直设置的平坦面板上时,可以确定测量窗口面朝下。

[0050] 接下来转至图 8,其示出了图解本发明的又一个典型实施方式的剖视图。在本实施方式中,不是使用配重,而是通过使胶囊 10 的重心偏离胶囊 10 的中心即通过改变胶囊 10 内的布局来实现胶囊 10 的期望定向。在图 8 中,可以通过在上部位置局部地放置中空或轻质部分 46 而使重心偏离,从而使测量窗口 38 面朝下以接触活体组织 40。

[0051] 现在转至图 9A 至图 9D,其示出了本发明的又一个典型实施方式。在本实施方式中存在由透明材料构成以允许光透过的外胶囊 72。在外胶囊 72 内布置可动的内模块 74,该内模块 74 中安装有血液含量检测器 22。图 9A 是内模块 74 的剖视图,图 9B 是外胶囊 72 的剖视图。在图 9C 中,可以看出内模块 74 被可动地安装在外胶囊 72 内。内模块 74 的移动可以通过未示出的例如万向节 (gimbal) 配置来完成,该配置可以是允许内模块 74 在外胶囊 72 中移动的传统安装机构。

[0052] 在图 9D 中,其示出了沿图 9C 中的线 9D-9D 截取的剖视图,其中示出了内模块 74 从位置 X 到位置 Y 的移动。因此,在位置 X,可以看出测量窗口 38 位于侧面而不是面对活体组织 40,而测量窗口 38 面对活体组织 40 是读取活体组织 40 中的血流量的必须位置。因此,操作配重 68,以使内模块 74 位于位置 Y,在位置 Y,外胶囊 72 内的内模块 74 的自由移动将测量窗口 38 再次定位在与活体组织 40 接触以读取血液含量的期望位置。在本实施方式中,外胶囊 72 可以具有截面为大致圆形的椭圆形状或者其它可能的形状。

[0053] 现在转至图 10,其示出了本发明的为了使胶囊 10 进一步小型化而用镜配置代替透镜(图 2)的示意图。因此,在本实施方式的情况下,在光源 24 所发射的光穿过窗口 38 到达活体组织 40 的过程中,该光被两个镜、即第一镜 76 和第二镜 78 反射。以类似的方式,来自活体组织 40 的交互光在到达光检测器 82 之前被两个镜、即共用的第二镜 78 和第三镜 80 反射。可以看出镜的光轴是倾斜的或者相对于测量窗口呈非 90 度的角度,从而消除来自测量窗口 38 的表面的反射。在本实施方式中,分光器适合用于光检测器 82。

[0054] 在图 10 的实施方式中,从光源 24 以与第一镜 76 和第二镜 78 的旋转对称轴(对应于光轴)平行的方式发射照明光(偏振光)。所发射的光穿过形成于第一镜 76 的中心的孔到达活体组织 40 的表面。与活体组织 40 交互作用后的光被第二镜 78 和第三镜 80 反射,并且到达分光器(光检测器 82)。活体组织 40 的表面位于第一镜 76 和第二镜 78 的组合焦点(combined focus),使得散射光到达分光器的位置随散射角而变化。此外,散射光在分光器附近变成与光轴平行。

[0055] 镜应当被配置成使得当物点(object point)是组合焦点时,第一镜 76 的(虚像的)像点与“第二镜 78 的焦点”重合。这里,第一镜 76 是双曲面镜,第二镜 78 是抛物面镜,可以减小光学像差。

[0056] 现在转至图 11,其示出了与图 10 的实施方式的示意图类似的示意图,然而,镜的光轴与胶囊 10 的外层垂直并且测量窗口 38 是楔形的透明构件。本实施方式能够减少穿过测量窗口 38 的杂散光,并且不必像图 10 的实施方式那样倾斜镜的光轴,从而简化了胶囊 10 的结构。

[0057] 现在转至图 12,其示出了本发明的胶囊 10 的简化剖视图,为了解释本实施方式,相对于例如图 2 简化了图 12,需要理解,图 12 的胶囊 10 可以具有与根据图 2 说明的部件类似的部件。同样,图 12 的胶囊 10 包括外壳 20、血液含量检测器 22、照明部件 24、光接收部件 28 和被示出为与活体组织 40 接触的测量窗口 38。

[0058] 如上所述,对于胶囊,为了获得组织中的血液含量的有效读数,重要的是使装置与活体组织 40 实际接触。在本实施方式中,存在当胶囊 10 和患者的活体组织 40 之间存在实际接触时提醒使用者的接触检测器。作为可选方案,可以存在感测胶囊 10 接近活体组织 40 的接近检测器,该接近检测器包括接触预测部件,当即将实际接触时,该接触预测部件向整个系统发送开始测量活体组织 40 中的血液含量的命令。这里使用的术语“接近检测器”指的是感测胶囊靠近或即将接近活体组织的检测器,其中,接近是指在胶囊和活体组织之间存在实际接触的点。

[0059] 因此,在图 12 中,在一个典型实施方式中,存在由例如摄像头等图像传感器 84 构成的接近检测器,该接近检测器沿着如下路径指向活体组织 32:该路径通常接近照明部件 16 指向活体组织 32 的照明路径。图像传感器 84 能够经由测量窗口 38 或备选窗口接收活

体组织 40 的图像。接近检测器包括用于分析来自图像传感器 84 的图像的图像分析仪 86。

[0060] 基本上,当图像传感器变得太靠近目标而与该目标接触时,整个捕捉的图像呈现在大致单色范围内。在活体组织的情况下,该单色范围典型地是红色,并且该现象被称为“红视 (redout)”。因此,可以在图像分析仪 86 中通过比较信号值和红色平均阈值来分析该图像。通过这种方式,系统可检测到胶囊 10 和患者的活体组织 40 之间的接触。然后,在实际接触已得到验证的情况下,可以由图像分析仪 86 无线地发送信号,以使胶囊 10 的照明部件 (光源) 24 的光强度能够被加强,以获得该组织中的血液含量的读数。

[0061] 如上所述,当感测到红视条件时,照明部件 24 的光强度立即增强到足够用于光谱测定法和进行血液测量的水平。测量后,照明部件 24 的光强度快速回到测量前的值。

[0062] 在另一典型实施方式中,接近检测器可以是位于胶囊 10 的外接触面上的机械检测器 (mechanical detector) 88,并且机械检测器 88 能够感测到胶囊 10 和活体组织 40 之间的机械接触。接近传感器的另一个备选实施方式包括电磁信号传感器 90、激光器 92 和激光检测器 94、压电装置 96、和光检测器 98。

[0063] 作为强度检测器的备选实施方式,可以是用于检测胶囊 10 和活体组织 40 之间的距离的系统,使得距离确定部件可以预测胶囊 10 与活体组织实际接触所需要的时间,并且该系统可以发信号通知测量系统开始进行接触时的测量。

[0064] 转至图 13,一起参照图 13 和图 12,从距离传感器发送的信号被连续地监控以用于确定胶囊和活体组织之间的距离。图 13 绘出了胶囊 10 和活体组织 40 之间的距离 (D) 与时间 (t) 的关系。可以看出,随着时间的推移,距离变窄到时间 t_1 处,时间 t_1 是距离检测处理器已经确定出实际接触即将来临的点。因此,在 t_1 处,在根据时间轴的趋势对距离进行下一步测量之前,距离检测处理器确定胶囊可能与活体组织接触,处理器命令测量系统开始血流量的测量。因此,在时间 t_2 处,进行实际测量。

[0065] 可以调整所有系统操作的时间表,使得命令开始实际测量的时间完全等于直到胶囊与活体组织接触的预期时间。以这样的方式控制测量系统使得即使当胶囊与活体组织接触时也能够精确测量。

[0066] 事实上,接触所经历的时间不总是与实际接触的时间匹配。因此,系统可以具有用于监控测量结果以及基于不同组测量数据之间的波动或者通过对比最终结果和预定阈值来评估测量结果对于后续步骤的适用性的部件。

[0067] 当考虑侵入程度和患者的可接受性时,胶囊测量型装置是非常理想的,然而,胶囊测量型装置在使用时必须精确。由制造过程中的制造误差所引起的分光误差是可以校正的(这意味着将校正数据存储在胶囊中)。然而,不能应对由于运输过程中的振动以及照明的分光特性随时间的变化而引起的光学元件的分光测量值的误差。因此,胶囊在使用前能够易于校准是非常重要的。

[0068] 因此,转至图 14,其示出了满足这些要求的校准系统的示意图。特别地,胶囊 10 被保护罩 100 覆盖以维持胶囊 10 的消过毒的状态。保护罩 100 可以由允许消毒气体穿过但是不允许细菌渗透的透明材料制成。保护罩 100 包括白光扩散板 (diffuser plate) 102,该白光扩散板 102 被布置在保护罩 100 的内侧以用作校准部件。可以看出,从照明部件 24 发射的光束被白光扩散板 102 扩散和反射,并且指向光接收部件 28,测量 $I_w(\lambda)$ 并且将 $I_w(\lambda)$ 发送至数据处理部件 58(图 1),其中, $I_w(\lambda)$ 被用于在数据处理部件中进行计算的等式中。

[0069] 因此,在本实施方式中,由于胶囊 10 利用固定于其上的保护罩 100 来维持消过毒的状态,因此,使用者在使用装置前能够进行校准,然后从槽口 (notch) 104 移除保护罩 100,并且能够在消过毒和校准过的状态下使用胶囊 10。

[0070] 另外,由于校准部件被设置在保护罩 100 内,所以可以在胶囊 10 的外表面附近进行校准。由于可以通过使胶囊 10 的外表面与患者的活体组织接触来测量血液量,因此,能够在与实际使用几乎相同的状态下进行校准,从而实现高精度的校准。此外,由于保护罩 100 和白光扩散板 102 被集成为一个单元,因此,使用者不必使校准部件的位置与胶囊 10 的位置对齐,从而能够简单容易地操作。

[0071] 最后转至图 15,其示出了本发明的校准系统的又一典型实施方式。在本实施方式中,存在包含胶囊 10 的容器 105,并且白光扩散板 102 被布置在容器 105 内。在图 15 中的开口位置示出容器 105。容器 105 具有形状与胶囊 10 的形状相像的凹部 106,并且可以通过将胶囊 10 放置在凹部 106 内来完成定位。

[0072] 保护罩 100 的至少被从光源 24 发射的光到达的部分由对于照明光的波长透明的材料制成。如图 12 的实施方式那样,通过使用白光扩散板 102 来进行校准。

[0073] 在本实施方式中,在使用胶囊 10 之前,使用者进行校准,并且通过从槽口 104(图 14) 移除保护盖 100,使用者同样具有消过毒和校准过的胶囊 10。

[0074] 另外,当与图 14 的实施方式比较时,因为白光扩散板 102 被布置在容器 104 内,因此,用于白光扩散板 102 的材料可以更为广泛,从而降低了校准系统的成本。另一个优点是:可以在打开容器 104 之前进行校准,这可以消除包括室内光的外部光的影响。

[0075] 本领域的技术人员可以容易地认识到对本发明进行的各种修改和变型,并获得改进的装置和使用该装置的方法,但是所有这些将落入所附权利要求书所限定的范围和构思内。因此,本发明应仅由所附权利要求书及其等同进行限制。

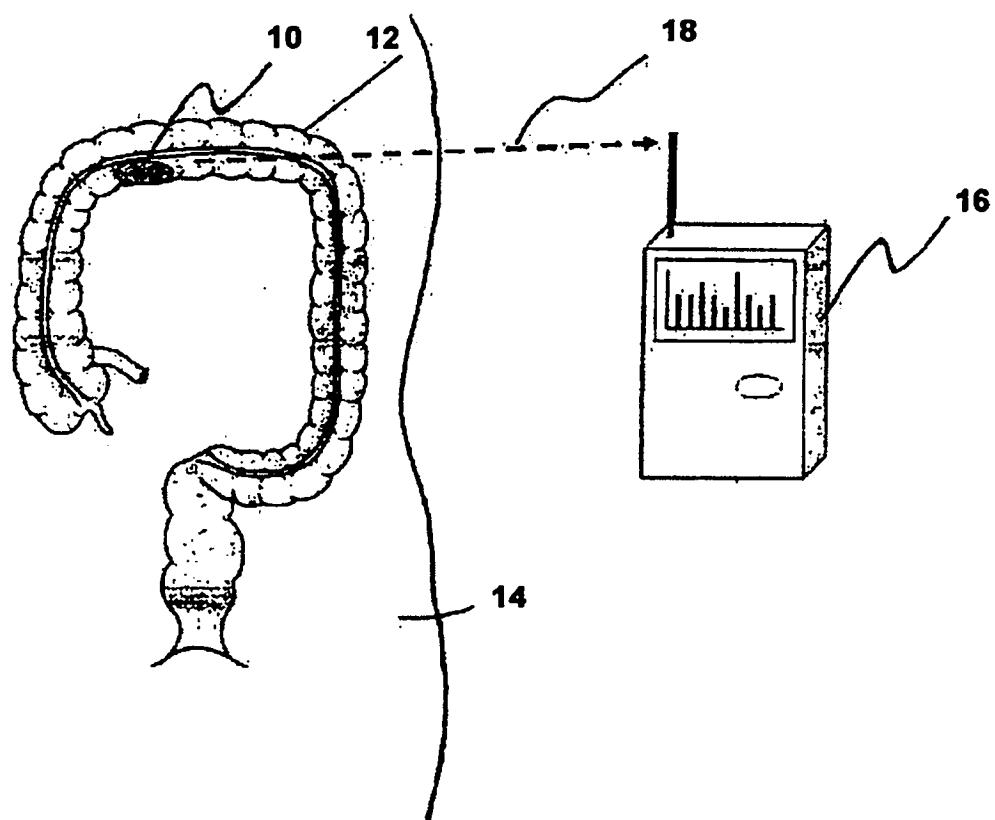


图 1

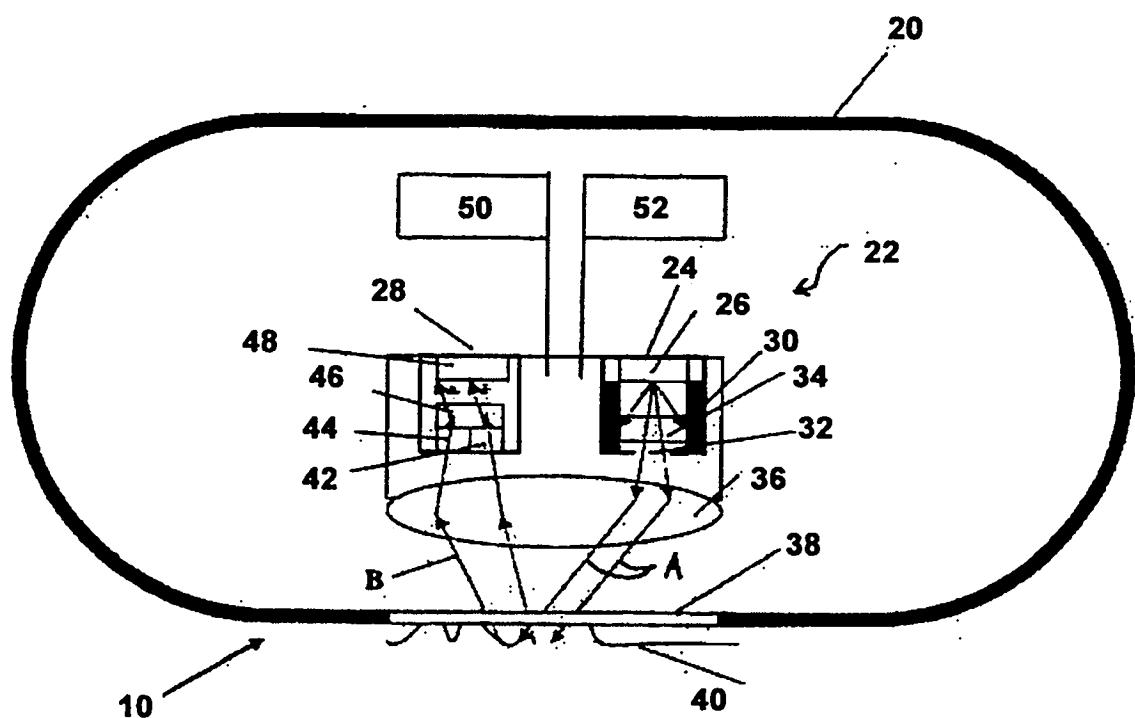


图 2

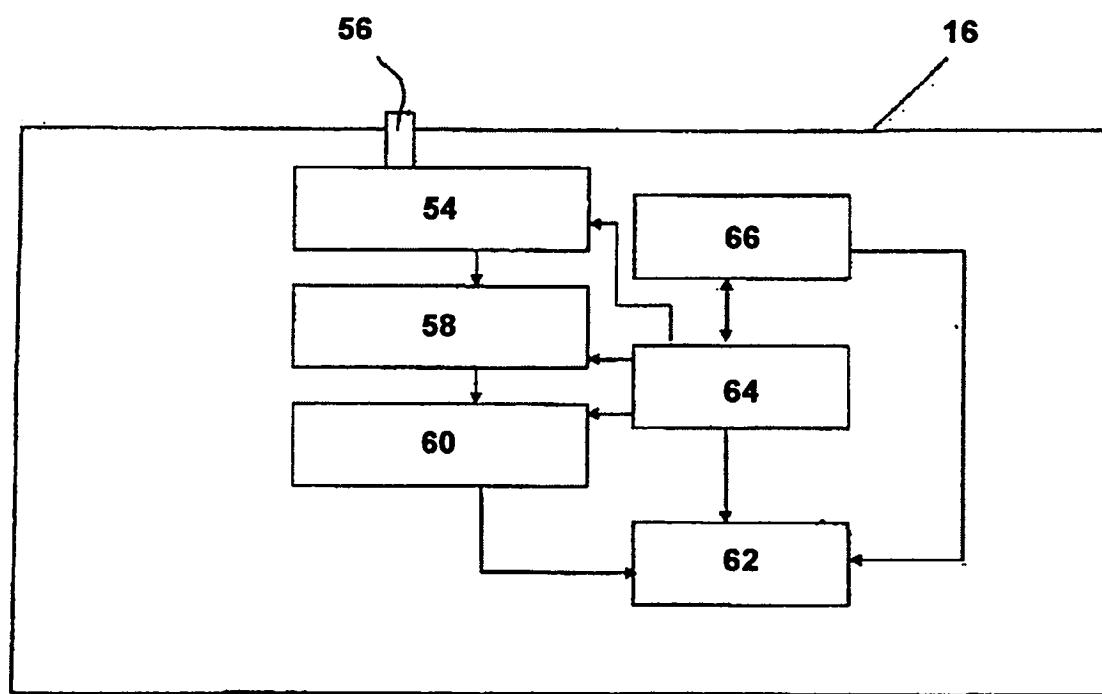


图 3

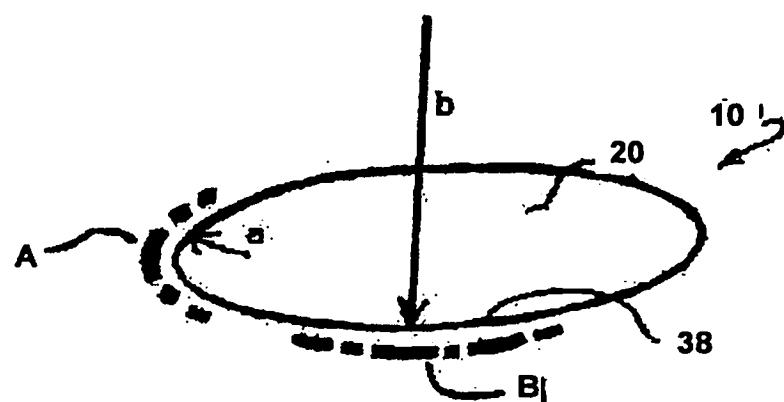


图 4

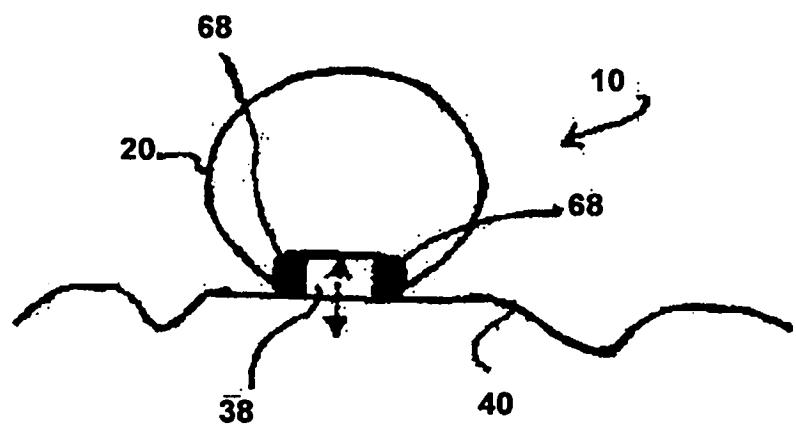


图 5

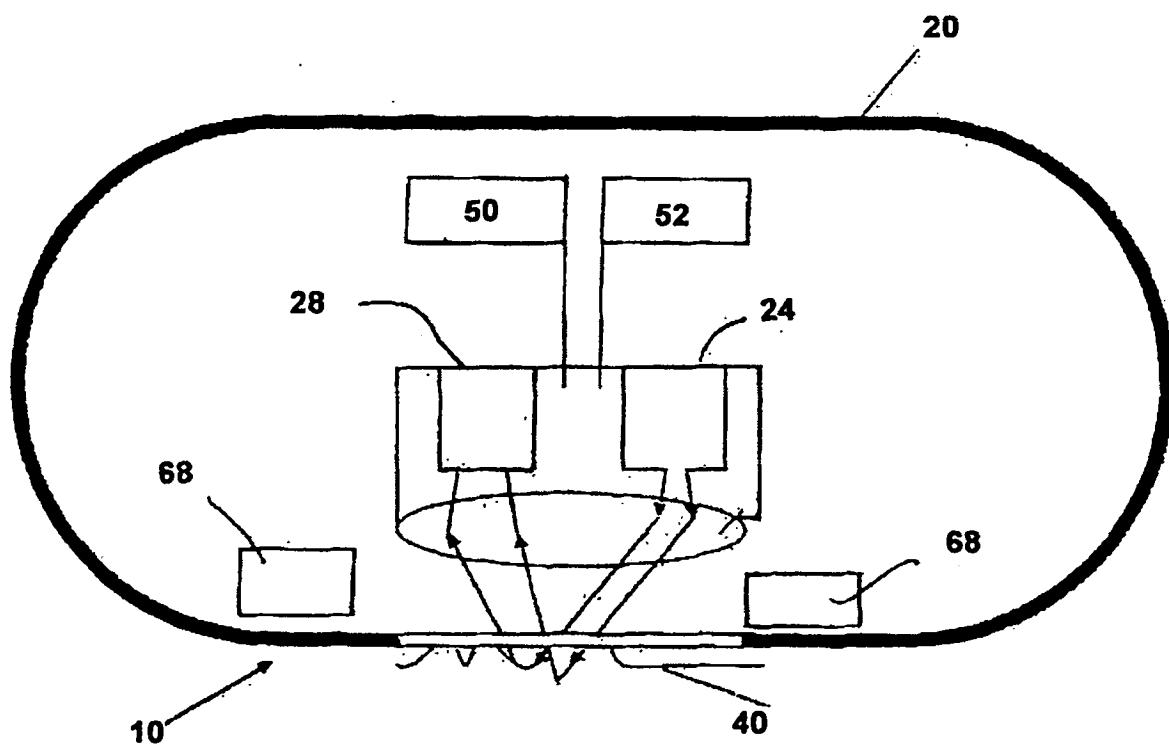


图 6

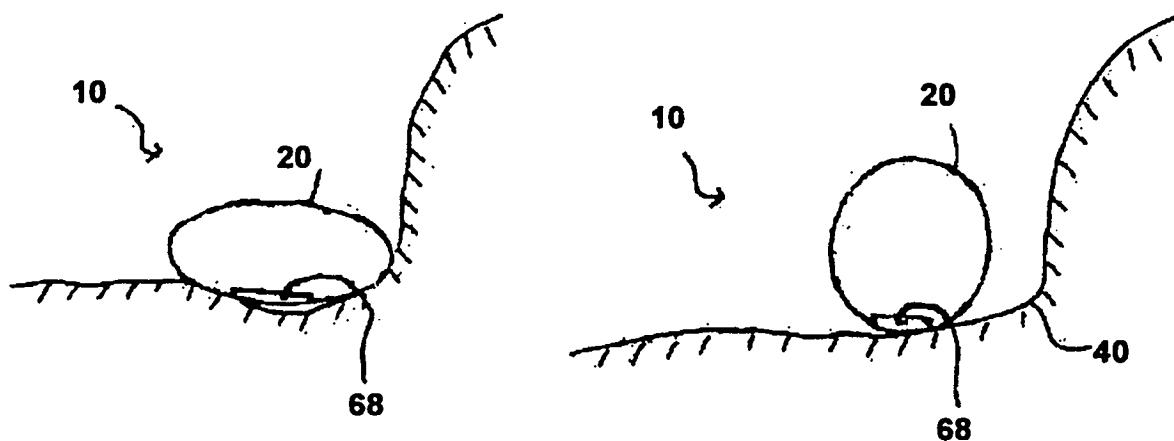


图 7A

图 7B

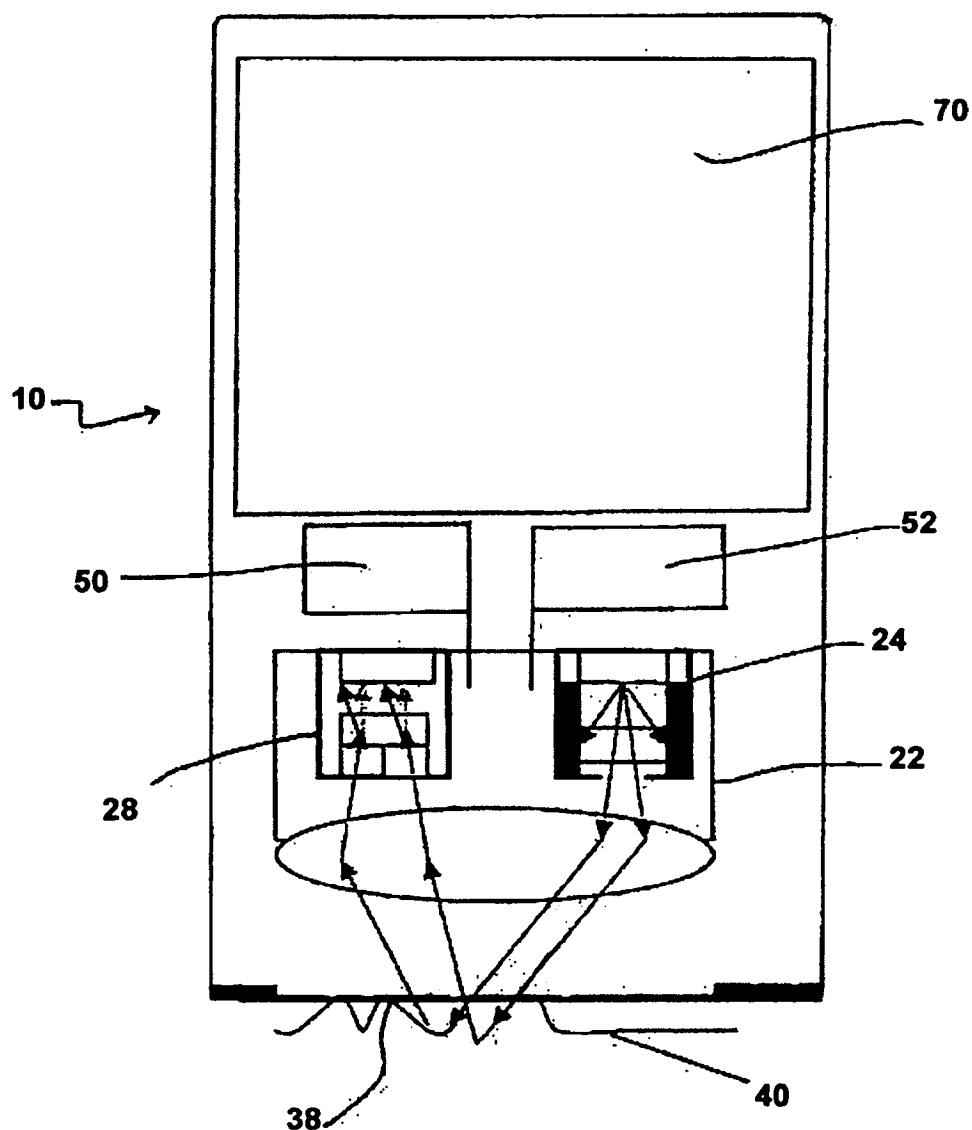


图 8

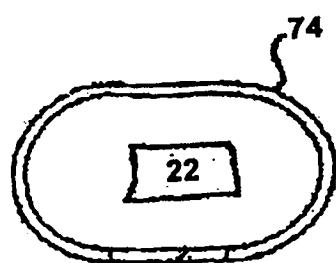


图 9A

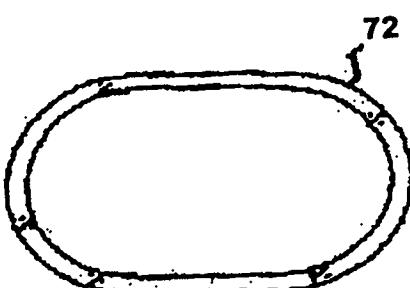


图 9B

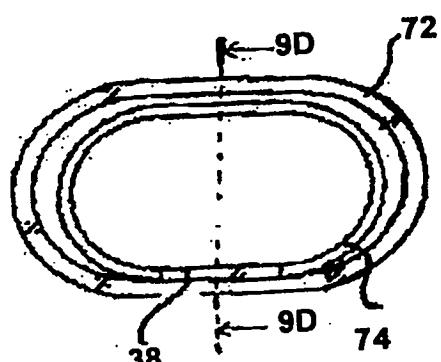


图 9C

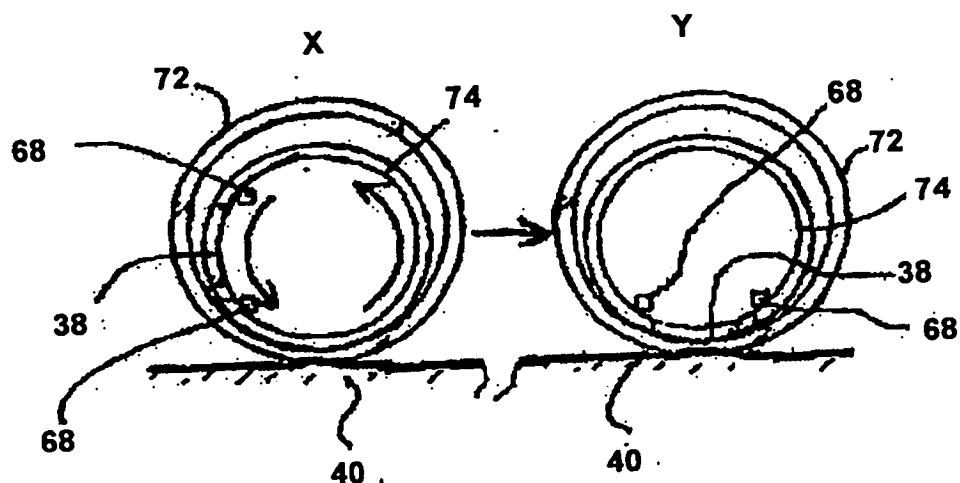


图 9D

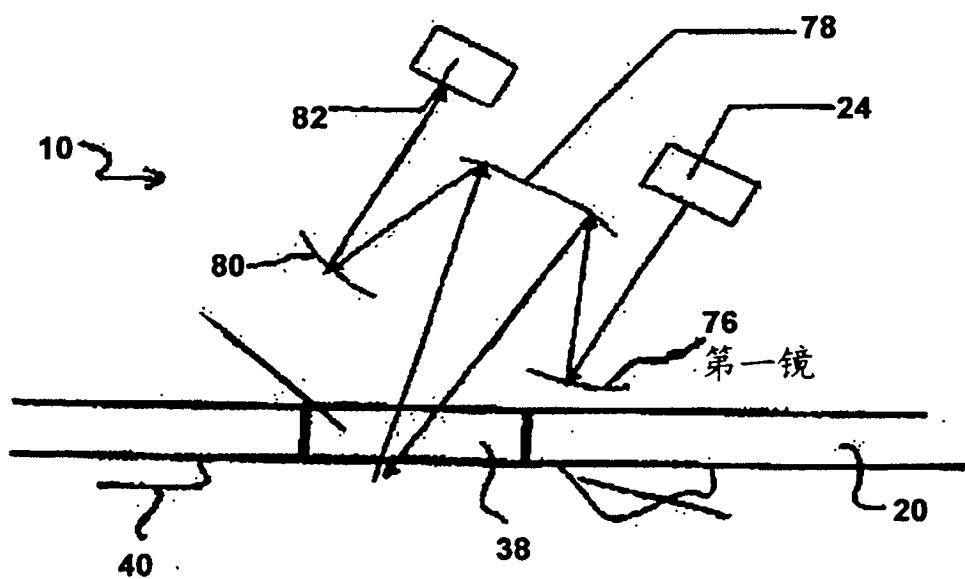


图 10

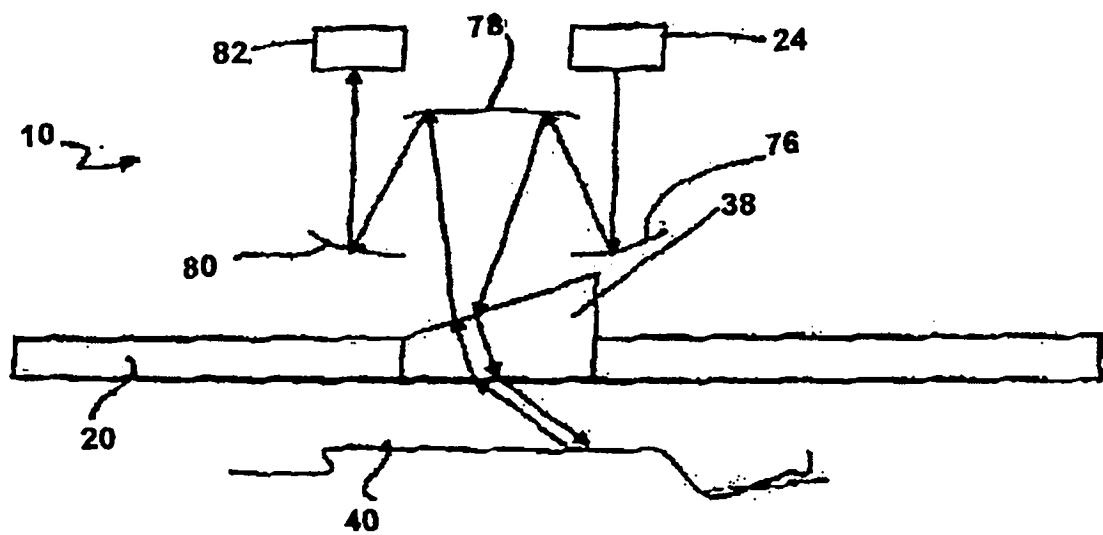


图 11

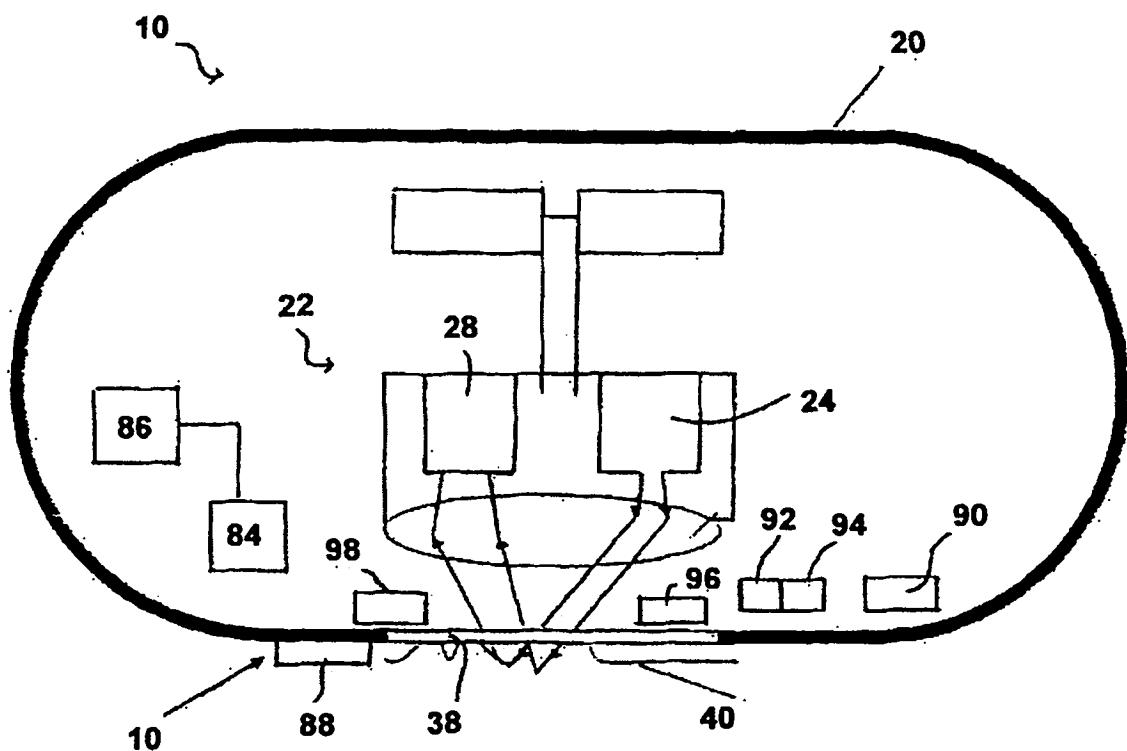


图 12

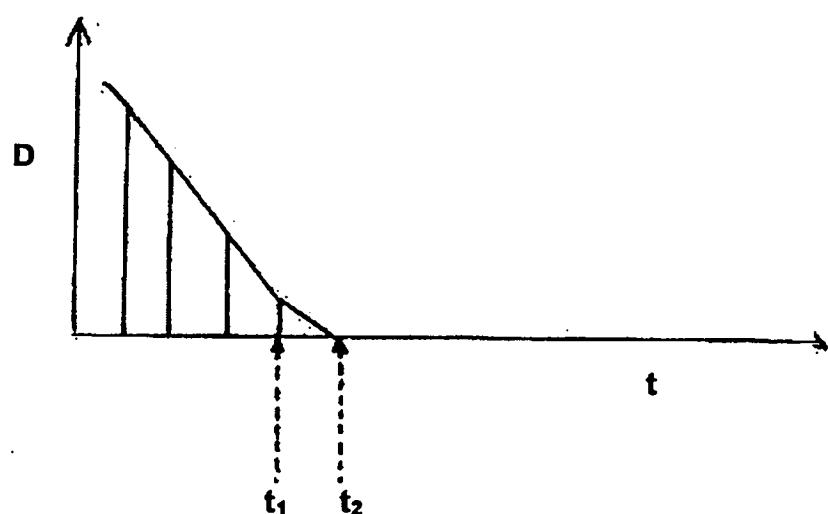


图 13

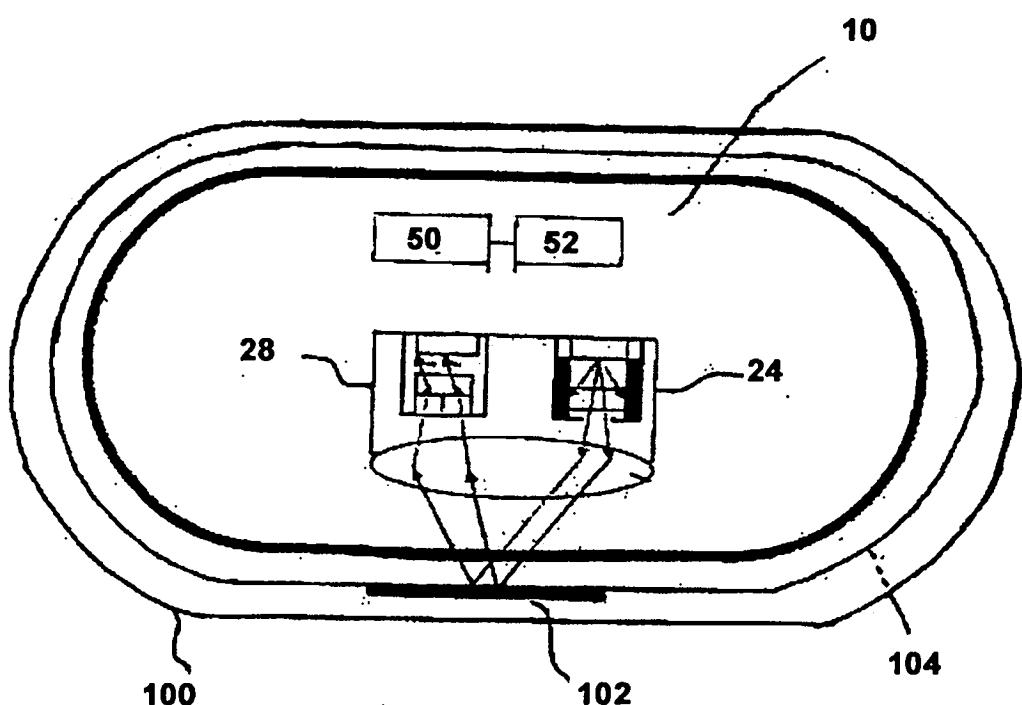


图 14

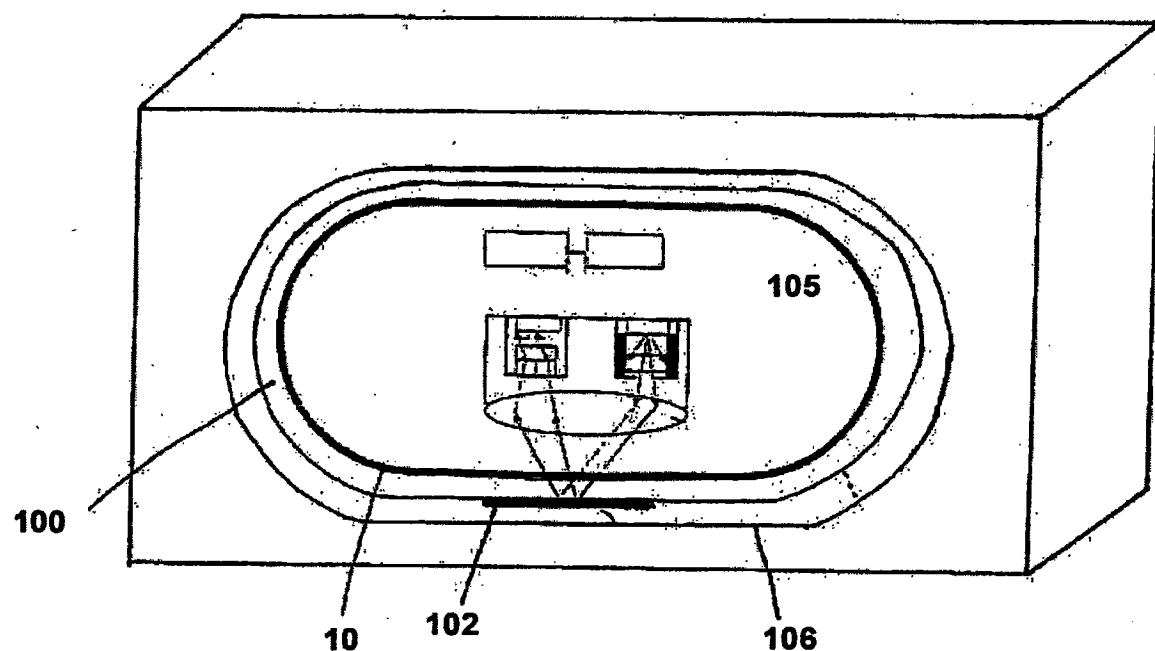


图 15

专利名称(译)	胶囊血液检测系统及方法		
公开(公告)号	CN101848673B	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	CN200880115052.6	申请日	2008-11-10
[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	A61B5/00 A61B1/05		
CPC分类号	A61B5/073 A61B2560/0223 A61B5/06 A61B1/00147 A61B1/00057 A61B1/041 A61B1/042 A61B5/065		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	11/937185 2007-11-08 US		
其他公开文献	CN101848673A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种用于确定患者的活的有机体内的活体组织中的血液含量以检测肿瘤的胶囊(10)。胶囊(10)包括用于使光指向组织的光源和用于接收来自组织的交互光的光检测器。通过分析交互光，可确定组织的血液含量。存在多种将胶囊(10)定位成使得胶囊(10)在光源(24)和光检测器(28)的期望定向上与组织接触的方法。本发明还提供一种用于确定胶囊和组织之间的实际接触的系统。还使用一种在使用胶囊(10)之前允许能够容易和精确地进行的自身校准的校准系统。

