



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102046085 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 25

(21) 申请号 200980120310. 4

(22) 申请日 2009. 05. 12

(30) 优先权数据

12/119, 325 2008. 05. 12 US

12/119, 462 2008. 05. 12 US

12/119, 339 2008. 05. 12 US

12/119, 315 2008. 05. 12 US

12/206, 885 2008. 09. 09 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 12. 01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/006078 2009. 05. 12

(87) PCT申请的公布数据

W02009/138880 EN 2009. 11. 19

(73) 专利权人 心脏技术有限公司

地址 以色列奥尔耶胡达

(72) 发明人 达恩·古尔·弗曼

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 王萍 李春晖

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2006/113748 A2, 2006. 10. 26, 权利要求 1, 12, 说明书第 14 页第 26 行—第 15 页第 25 行, 附图 9—10, 第 16 页第 14 行—第 20 页第 8 行, 第 20 页第 9—18 行, 第 20 页第 19—24 行及附图 13, 摘要.

WO 92/20273 A2, 1992. 11. 26, 权利要求 23.

WO 2007/122375 A2, 2007. 11. 01, 全文.

WO 2006/113748 A2, 2006. 10. 26, 权利要求 1, 12, 说明书第 14 页第 26 行—第 15 页第 25 行, 附图 9—10, 第 16 页第 14 行—第 20 页第 8 行, 第 20 页第 9—18 行, 第 20 页第 19—24 行及附图 13, 摘要.

审查员 张宇

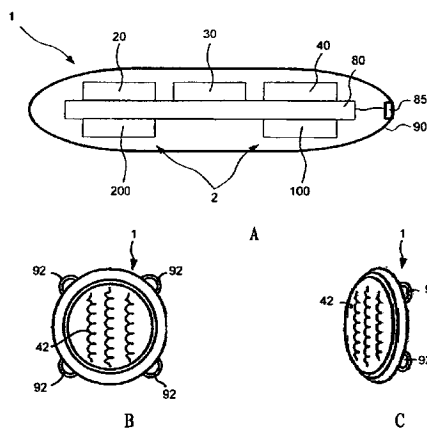
权利要求书2页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

光学传感器装置和使用光学传感器装置的方法

(57) 摘要

一种用于对导管和在导管中传送的流体的特性进行感测的装置和方法。



1. 一种感测设备,用于获取信号并计算测量结果,所述感测设备包括:

可植入传感器组件,所述传感器组件包括多个发射器和用于生成多个信号的多个检测器,所述发射器和所述检测器面向导管的一侧,所述多个发射器被配置成发射在如下频率上的红外光束:该频率被选择为当红外光束撞击在所述导管上时该红外光束从血红蛋白反射;每个检测器可操作地与发射器配对;

计算设备,对所述多个发射器和所述多个检测器进行操作并对所述多个信号进行处理来基于所述多个发射器和所述多个检测器的配对获得包括所述导管位置和直径的参数值;

能量存储设备,用于存储能量并对所述计算设备和所述可植入传感器进行供电;以及外壳,包围所述可植入传感器组件、所述能量存储设备和所述计算设备。

2. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述计算设备包括用于计算参数值的算法。

3. 根据权利要求2所述的感测设备,其中所述计算设备仅激活其红外光束被预期要撞击在所述导管上的发射器以节省能量。

4. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述参数值包括大动脉位置、大动脉直径、氧饱和度和心脏节律中的至少一个。

5. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述多个发射器被排列成矩阵。

6. 根据权利要求5所述的感测设备,其中所述多个检测器被排列成矩阵。

7. 根据权利要求5所述的感测设备,其中所述发射器矩阵包括每行四个发射器的四行并且所述检测器矩阵包括每行四个检测器的四行。

8. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述多个发射器中的发射器的数目与所述多个检测器中的检测器的数目不同。

9. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述感测设备的尺寸与两个堆叠的25美分硬币相同。

10. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述传感器组件和所述计算设备被集成在单一部件中。

11. 根据权利要求1所述的感测设备,还包括一个或多个通信设备,用来发送和接收通信信号。

12. 根据权利要求11所述的感测设备,其中所述通信设备发送和接收无线通信信号。

13. 根据权利要求11所述的感测设备,其中所述通信设备包括连接器,所述连接器适用于可操作地耦接至对接站和第二感测设备中的一个或多个。

14. 根据权利要求11所述的感测设备,其中所述传感器组件、所述计算设备、以及所述一个或多个通信设备被集成在单一部件中。

15. 根据权利要求1所述的感测设备,其中所述能量存储设备包括能量耦合器,用于接收能量来对所述能量存储设备进行再充电。

16. 一种用于获取信号并计算测量结果的方法,包括:

提供感测设备,所述感测设备包括

多个光子发射器和检测器,所述发射器发射光束,所述检测器检测光束并生成对应于检测到的光束的多个信号,并且所述发射器和所述检测器面向导管的一侧,和

计算设备,用于操作所述多个发射器和检测器;

操作所述多个发射器和检测器来获得多个信号；
处理所述多个信号来获得测量值；以及
分析所述测量值来获得参数值，所述参数值表示所述导管和流体中的至少一个的特性，

其中，每个发射器在操作上与不同的检测器配对，以及
操作所述多个发射器和检测器的步骤包括操作成对的发射器和接收器来获得测量值，
其中所述操作步骤还包括以下的步骤：

接连地操作所述发射器和检测器对来获得对应于第一参数值的第一组多个信号；

获得所述第一参数值；

基于所述第一参数值选择多个发射器和检测器对；

以及

同时操作所选择的发射器和检测器对来获得对应于第二参数值的第二组多个信号。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其中所述第二参数值是氧饱和度值。

18. 一种用于对血管和流过所述血管的血液中的至少一个的特性进行光学测量的设备，所述设备包括：

外壳，具有第一侧和第二侧；

传感器组件，安装至所述外壳并且包括多个发射器和多个检测器，所述多个发射器用于穿过所述外壳的所述第一侧发射光子，所述多个检测器用于接收穿过所述外壳的所述第一侧发射的光子的至少一部分，每个发射器在操作上与不同的检测器配对并定向成使得从所述发射器发射的、撞击在与所述传感器组件相邻的血管上的光子束将部分地反射向所配对的检测器，每个检测器被配置为产生表示由所述检测器接收的发射的光子的信号；

计算设备，被配置为将所述多个发射器激活并对来自所述检测器的所述信号进行解译来确定所述特性，

其中所述计算设备被配置成基于所述信号来计算所述血管的位置和直径，以及其中所述计算设备被进一步配置成：基于所述血管的尺寸、所述多个发射器和所述多个检测器与所述血管之间的几何位置、以及所述多个发射器和所述多个检测器的物理特征性来计算最大可能氧饱和度值，对多个所述信号进行合计，并计算所合计的信号与所述最大可能氧饱和度值的比率，作为氧饱和度比率，以及

其中所述计算设备仅激活其红外光束被预期要撞击在所述血管上的发射器以节省能量。

光学传感器装置和使用光学传感器装置的方法

[0001] 要求优先权

[0002] 本申请要求均在 2008 年 5 月 12 日提交的题为“OPTICAL SENSOR APPARATUS AND METHOD OF USING SAME(光学传感器装置和使用光学传感器装置的方法)”的第 12/119,315 号美国专利申请、题为“DOPPLER MOTION SENSOR APPARATUS AND METHOD OF USING SAME(多普勒运动传感器装置和使用多普勒运动传感器装置的方法)”的第 12/119,339 号美国专利申请、题为“INTEGRATED HEART MONITORING DEVICE AND METHOD OF USING SAME(集成心脏监测设备和使用集成心脏监测设备的方法)”的第 12/119,325 号美国专利申请、题为“METHOD AND SYSTEM FOR MONITORING A HEALTH CONDITION(用于监测健康状况的方法和系统)”的第 12/119,462 号美国专利申请和在 2008 年 9 月 9 日提交的题为“DOPPLER MOTION SENSOR APPARATUS AND METHOD OF SUING SAME(多普勒运动传感器装置和使用多普勒运动传感器装置的方法)”的第 12/206,885 号美国专利申请的优先权,所有申请由与此相同的发明人提交,并且所有申请的全部内容通过引用合并到本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及感测设备并且,更具体地,涉及用于对目标进行定位和/或测量的感测设备。

背景技术

[0004] 出于医学原因,需要在一段时间内对患者的体内参数进行监测。心脏心律失常是引起心脏在身体间泵血的电脉冲的正常序列的变化。可能需要连续监测来检测心率失常,因为异常的心脏脉冲变化可能仅偶发地出现。医疗人员利用连续监测可以特性化心脏状况并建立适当的治疗过程。

[0005] 测量心律的一种现有技术设备是美敦力(Medtronic)(美国,明尼苏达州,明尼阿波利斯市)的“Reveal”监测器。该设备包括可植入心脏监测器,用于例如确定患者的晕厥(昏倒)是否与心脏节律问题有关。Reveal 监测器连续不断地监测心脏的速率和节律达 14 个月之长。在从昏倒经历中醒来之后,患者将记录设备放置在皮肤外部、在植入的 Reveal 监测器的上方,并按按钮来将数据从监测器传送到记录设备。将记录设备提供给医生,医生对存储在记录设备中的信息进行分析从而确定是否记录到了异常的心脏节律。记录设备的使用既不是自动的也不是自主的,因此需要要么患者是有意识的要么另一个人的干预来将信息从监测器传送到记录设备。

[0006] 另一个已知类型的可植入监测设备是发射应答器类型的设备,其中将发射应答器植入患者中并随后用手持式电磁读取器以非侵入式的方式对其进行访问。在第 5,833,603 号美国专利中描述了后一类型的设备示例

发明内容

[0007] 本文公开了根据本发明的一个实施例的获取信号并计算测量结果的感测设备和

方法。感测设备包括传感器组件和计算设备。传感器组件包括多个发射器和用于生成多个信号的多个检测器。发射器和检测器面向导管的一侧。计算设备对多个发射器和多个检测器进行操作并对多个信号进行处理来获得测量值。传感器组件和计算设备被包围在外壳中。

[0008] 根据本发明的方法的一个实施例包括以下的步骤：提供例如在以上段落中所描述的传感器设备那样的传感器设备，操作多个发射器和检测器来获得多个信号，对信号进行处理来获得测量值，以及对测量值进行分析来获得表示导管和流体中的至少一个的特性的参数值。

[0009] 根据本发明的另一个实施例公开了用于对血管和流过血管的血液中的至少一个的特性进行光学测量的设备。该设备包括外壳、传感器组件和计算设备。传感器组件被安装至外壳并且包括多个发射器和多个检测器，多个发射器用于穿过外壳的第一侧发射光子，多个检测器用于接收穿过外壳的第一侧发射的光子的至少一部分。每个发射器在操作上与不同的检测器配对并定向成使得从发射器发射的、撞击在与传感器组件相邻的血管上的光子束将部分地反射向配对的检测器，每个检测器被配置为产生表示由检测器接收的发射的光子的信号。计算设备被配置为将多个发射器激活并对来自检测器的信号进行解译来确定特性。

[0010] 通过结合附图参照本发明的实施例的下列描述，本发明的特征以及实现它们的方式将变得更加明白并且本发明自身将更好理解。

附图说明

[0011] 图 1A 是根据本发明的一个实施例的感测设备的侧视示意图；

[0012] 图 1B 是图 1 的感测设备的外表面面向 (outwardly-facing) 图；

[0013] 图 1C 是图 1 的感测设备的透视图；

[0014] 图 2 是图 1 的感测设备和血管的侧视示意图；

[0015] 图 3 是根据本发明的一个实施例的传感器组件和血管的示意透视图；

[0016] 图 4 是根据本发明的一个实施例的传感器组件、血管、发射光束和反射光束的示意侧视图；

[0017] 图 5A、5B 和 5C 是根据本发明的一个实施例的传感器组件、大血管、小血管、发射光束和反射光束的示意侧视图；

[0018] 图 6A 和图 6B 分别是适用于与图 1 的感测设备进行通信的系统的示意前视图和示意侧视图；

[0019] 图 7 是根据本发明的方法的流程图。

[0020] 贯穿几个图，相应的附图标记表示的相应的部分。虽然附图表示本发明的实施例，但是为了更好地说明和解释本发明，附图不是必须成比例的并且可以放大某些特征。本文中所提出的范例以几种形式说明了本发明的实施例并且这样的范例将不会被解释为以任何方式对本发明的范围进行限制。

具体实施方式

[0021] 以下讨论的实施例并不打算是穷尽的或将本发明限制于下列详细描述中所公开

的精确形式。更确切地,对实施例进行选择 and 描述以使得本领域的其它技术人员可以应用实施例的教导。

[0022] 图 1A 示出根据本发明的一个实施例的感测设备 1。感测设备 1 通常包括多个部件,部件包括传感器组件 2、计算设备 20、通信设备 30 和能量存储设备 40,每个部件都安装在板 80 上并且与计算设备 20 进行电子通信。部件被包围在外壳 90 中。传感器组件 2 包括具有多个发射器的发射器阵列 100 和具有多个检测器的检测器阵列 200。

[0023] 在根据本发明的一个实施例中,感测设备 1 被适用于确定患者的生理状况。“患者”是指生理状况被感测设备 1 所测量的人或动物。虽然本文中所公开的发明是在医学背景下进行描述,但是本文中所公开的教导同样可应用于需要小型的数据采集组件来随着时间进行测量的其它背景下。例如,根据本发明的传感器组件在没入水中的或难以达到的应用中、在危险的环境下、在具有重量和尺寸限制的应用中、在现场调查研究活动中等可以是理想的。

[0024] 在根据本发明的一个实施例中,感测设备 1 被皮下植入在患者体内。然而,应该理解可以使用各种植入技术将感测设备 1 植入在不同的位置。例如,可以将感测设备 1 植入在胸腔中、肋廓 (rib cage) 之下。外壳 90 可以以圆形盘或椭圆形盘的形状形成,其尺寸大致与两个堆叠的 25 美分美元硬币相同。当然,取决于应用,可以将外壳 90 配置为多种其它形状。可以包括四个向外突出的环 92,在图 1B 和图 1C 中示出,用于接受缝合从而在患者的体内将组件皮下地固定。取决于外壳 90 的形状可以设置更多或更少的环 92。当被如此固定时,传感器组件 2 被面向内地定位,而以下详细描述的能量耦合器面向外。

[0025] 在另一个实施例中,将感测设备 1 定位在患者身体的外部。设置了支撑构件来支撑感测设备 1 在身体外部感测。可以将支撑构件永久地或临时地耦接至感测设备 1。在一个实施例中,支撑构件包括粘合层,用于将支撑构件黏附地耦接至患者身体。在另一个实施例中,支撑构件包括可以是弹性的带子,用于相对于患者的身体固定感测设备 1。

[0026] 可以借助于例如超声仪的外部映象 (mapping) 系统将感测设备 1 皮下植入或定位在患者上。合适的放置确保关注的血管位于感测设备 1 的感测范围内。在关注的血管是主动脉的情况下,可以将感测设备 1 定位在患者的胸部或者背部的某个位置,该位置使通过以本文中所描述的方式获得测量的结果的、由肋骨所引起的干扰有所减少。

[0027] 在根据本发明的一个实施例中,感测设备 1 具有通信端口用于与其它设备相连接并与其它设备交换信息。示出了连接器 85。连接器 85 通过板 80 与感测设备 1 的其它部件相连,下面参照图 6A 和 6B 对连接器 85 的操作进一步做更详细地描述。

[0028] 1. 血管检测器

[0029] 在根据本发明的一个实施例中,感测设备 1 对患者的、在例如静脉或动脉的血管中传送的血液的参数进行感测。在示例性实施例中,感测设备 1 发射在电磁频谱的红外线 (IR) 范围内的电磁能量光束,并对从血管中的血液循环所反射的 IR 信号进行检测。然而,应该理解,可以与本发明的教导一致地采用其它类型的电磁能量。感测设备 1 可以发射一个或多个频率上的 IR 光束,这些频率因为被身体干扰或吸收最小而穿过患者身体的能力或因为从特定的血液成分反射的能力而被选择,其中特定的血液成分因为对想要得到的血液参数值进行传送的能力而被选择。在示例性实施例中,感测设备 1 发射被选择来从血红蛋白反射的红外光束,血红蛋白是红细胞中的含铁氧运输金属蛋白。

[0030] 可以利用光电单元 (photo cell) 阵列来发射和检测 IR 光束。如以下详细公开的那样,每个阵列显示为具有布置为每行各具有四个单元的四行的格栅的十六个光电单池。在以下描述的某种操作条件下,发射器阵列 100 中的所有光电单元同时发射光束;而在其它操作条件下,每个光电单元在选定的时刻发射光束来获得特定的信息并且 / 或者保存能量。在又一个实施例中,将光电单元以任何方式分散在感测设备的表面,包括将发射器和检测器在发射器和检测器的交替的行和列中散布和 / 或分散的布置的方式。

[0031] 图 2 示出对具有红细胞 5 中的血红蛋白的血液 4 进行传送的血管 3 和一对光电单元——发射器 101 和检测器 201 或者传感器组件 2——之间的关系。可以从由摩托罗拉公司 (Motorola) 制造的 8572 系列光学传感器中选择光学组件 2。发射器 101 发射包括光子 101' 的光子光束。如以下参照图 3 而更加详细地描述的那样,光束中的一部分光子穿过血管 3 并且一部分被反射作为反射光束,在该示例中包括光子 101'。接收器 201 接收反射光束。计算设备 20 引导发射器 101 发射光束并对单元 201 检测反射光束所需的时间进行测量。光束以已知的恒定速度穿过组织。可以从发射和检测之间的传播时间和光电单元 101 和 201 之间的几何关系计算从光电单元 101 和 201 之间的、中心线 8 上的中点到血管 3 的距离,如箭头 9 所示。

[0032] 在一个实施例中,可以包括一个或多个透镜来至少部分地对由发射器 101 发射的光束进行聚焦以使得在光束的传播距离上、光束的横截面尺寸在光束原始尺寸的小百分率之内保持恒定。可以包括准直仪来对由每个发射器生成的光束进行聚焦。发射器光束然后可以与由检测器所产生的信号相互关联来提供关于血管的附加信息。

[0033] 图 3 和图 4 示出传感器组件 2 的一个实施例,传感器组件 2 包括分别定位于发射器阵列 100 和检测器阵列 200 中的发送器和接收器。发射器阵列 100 包括布置成矩阵的十六个发射器 101-116 并且可以按照计算设备 20 所引导的发射十六个光束。为了简单,在图 3 中仅示出从发射器 104 发射的光束 10。从血管 3 反射一部分光束 10 作为反射光束 11。数字 7 表示没有被血红蛋白反射的一部分光束 10。检测器阵列 200 包括布置成矩阵的十六个检测器 201-216。检测器阵列 200 接收反射光束 11 中的光子。更具体地,在该示例中检测器 204 接收反射光束 11 中的光子。

[0034] 虽然示出示例性的方形矩阵包括每行四个单元的四行,取决于单元的尺寸、期望的测量精度和传感器组件 2 与目标血管之间的距离来在传感器组件 2 中布置更多或更少的单元。必须发射足够的光子来提供适合于它的预期目的的反射光束。在另一个实施例中,每个阵列包括 25 个单元。在又一个实施例中,每个阵列包括 12 个单元。发射器阵列和检测器阵列中的单元数目以及每个单元的尺寸不需要是相等的。如在以下进一步描述的那样,可以给检测器阵列增加另外的检测器来增加血管映象的分辨率。在一个实施例中,检测器阵列 200 中的检测器是正方形的并且每条边的长度是 1mm。在另一个实施例中,每条边的长度是 2.5mm。发射光束的宽度会随着距离轻微地加宽。例如,当光束撞击到位于 10cm 距离处的血管上的时候,2.5mm 光束会加宽到大约 3.5mm。

[0035] 图 4 示出图 3 中所描绘的传感器组件 2 的示意图示的侧视图。应该理解,发射器阵列 100 的每个发射器与检测器阵列 200 的相应检测器配对。更具体地,发射器 101 与检测器 201 配对,发射器 105 与检测器 205 配对,发射器 109 与检测器 209 配对,且发射器 113 与检测器 213 配对。其它的发射器和检测器 (未示出) 以类似的方式配对。在一个本发明

的实施例中,发射器和它的配对的检测器之间的角度对于每对是相同的。如所示的那样,发射光束 113E 指向血管 3 并且,如果它撞击血管 3,则反射光束 113R 被检测器 213 所接收。对于每个传感器组件 2,由发射光束 113E 和反射光束 113R 形成的角度与由其它发射器单元 / 检测器单元对的发射光束和反射光束所形成的角度相同。本文中该角度指的是共同角。

[0036] 然而应该理解,可以将各种不同的传感器组件 2 构造成具有不同的在它们的各自的发射器和检测器对之间的共同角。例如,图 4 的发射器阵列 100 的单元和配对的检测器阵列 200 的单元之间的共同角可以是 45 度。在配置为较深地穿入患者的身体的另一个传感器组件 2 中,对之间的共同角可以是 30 度。对患者的具体分析可以确定要使用的合适的传感器组件 2。例如,当将感测设备 1 皮下地植入非常瘦或非常小的患者中,传感器组件 2 和关注的血管 3 之间的距离与非常重或非常大的患者中的相应距离相比可以是小的因此,在发射器和配对的检测器之间具有较大共同角的传感器组件 2 将适合于瘦的患者,而具有较小共同角的传感器组件 2 将适合于重的患者。

[0037] 还应该理解,在一些实施例中,可以将发射器阵列 100 和检测器阵列 200 以相对于彼此一定角度地安装在感测设备 1 中。在图 4 中发射器阵列 100 和检测器阵列 200 是共面的(即相对于彼此零角度)。由于尺寸约束或期望的发射器阵列 100 和检测器阵列 200 的安装位置,阵列可以如图中虚线示出的那样向彼此倾斜。

[0038] 图 5A-C 是图 4 中描绘的传感器组件 2 外加与血管 3 垂直定向的小血管 12 的示意图示。在图 5A 中,仅示出沿着发射器阵列 100 和检测器阵列 200 的外边缘的单元。每个发射器单元 101、105、109、113 分别发射 IR 光束 101E、105E、109E、113E。将血管 12 以幻影示出,因为它在图中的较远处并且没有被发射光束 101E、105E、109E、113E 中的任何一个撞击上。如示出的那样,发射光束 101E 将两个血管 3 和血管 12 都完全地错过。因此,检测器 201 没有检测到反射光束。发射光束 105E 的一部分撞击在血管 3 上。撞击在血管 3 上的一部分光子被反射并且作为反射光束 105R 在检测器 205 处被检测到。所有发射光束 109E 撞击在血管 3 上。发射光束 109R 的、被血管 3 中的血红蛋白所反射的一部分光子作为反射光束 109R 在检测器 209 处被检测到。与发射光束 101E 相似,仅发射光束 113E 的一部分撞击在血管 3 上从而在检测器 213 处产生反射光束 113R。

[0039] 相对于图 5A,图 5B 是更远的进入到基本上穿过第二列发射器 102、106、110、114 和第二列检测器 202、206、210、214 的平面的页的图。在该图中,以实线示出血管 12,因为它位于由从发射器 102、106、110 和 114 发射的光束所照射的区域中。当发射器 102 被激活的时候,发射器 102 发射完全错过血管 3 的光束 102E。然而,发射光束 102E 的一部分撞击在血管 12 上并且一部分撞击光子被反射为反射光束 102R'。在该示例中,因为血管 12 所处的位置,所以反射光束 102R' 没有被检测器 202 检测到。像图 5A 的发射光束 105E 的情况那样,发射光束 106E 的一部分撞击血管 3。然而这里发射光束 106E 的另一部分在到达血管 3 之前撞击血管 12。一些撞击血管 12 的光子被反射为没有被检测器 206 检测到的反射光束 106R'。因此,由于血管 12 的干扰,发射光束 106E 的撞击血管 3 的部分比发射光束 105E 的撞击血管 3 的部分小。同样地,在检测器 206 处检测到的反射光束 106R 比在检测器 205 处检测到的反射光束 105R 具有更小的强度。类似地,血管 12 的干扰分别引起反射光束 110R' 和反射光束 114R', 反射光束 110R' 和反射光束 114R' 分别使得在检测器 210 和 214 处检测到的反射光束 110R 和 114R 中的光子的数目有所减少。

[0040] 图 5C 是更远的进入到基本上穿过第三列发射器 103、107、111、115 和第三列检测器 203、207、211、213 的平面的页的图。在图 5C 中,再次将血管 12 以幻影的形式示出,因为它并不占据被发射光束 103E、107E、111E、115E 所照射的区域。血管 12 不干扰发射光束并且血管 3 的位置与图 5A 中示出的相同,发射光束 103E、107E、111E、115E 的传播路径和引起的反射光束 107R、111R、115R 的特性与关于图 5A 所描述的相应的光束相同。

[0041] 根据本发明的一个实施例,计算设备 20 通过对信号进行滤波、定标 (scale) 和调节来对从检测器阵列 200 接收的信号进行处理,从而对被检测器阵列 200 接收的光束的、对应于强度或功率的测量值进行计算。在一个实施例中,计算设备 20 将由检测器阵列 200 所生成的模拟信号数字化。在以下的表 1 和表 2 中,值 1 表示 100% 的总功率。换句话说,如果相应的发射器单元发射遭遇对关注的血管 3 的最大干扰 (并且因此被关注的血管 3 所反射) 的波,值 1 等于预期由检测器单元所接收到的功率。在一个可替换的实施例中,电子电路 (未示出) 被用来对从检测器阵列 200 接收到的信号进行滤波、定标和调节,并且将电子电路的输出提供给计算设备 20 用于处理。在另一个步骤中,像以下进一步描述的那样,计算设备 20 对测量值进行计算并映象从而确定血管 3 的位置和直径。

[0042] 在根据本发明的一个实施例中,全功率信号被定标成与具有 0.7 厘米宽度的血管部分相等。全功率的每个部分线性地表示 0.7 厘米宽度的部分。根据具体情况而定,通过对检测器单元的行或列中的测量值进行相加来计算血管的宽度或直径。当两行或更多行中的测量值相差小于 10% 的时候,或者当列中的测量值相加则是两列或更多列中的测量值相差小于 10% 的时候,确定血管的直径。在另一个实施例中,当两行或更多行中的、或者两列或更多列中的测量值相差小于 5% 的时候,确定血管的直径。

[0043] 表 1 示出与图 4 中示出的血管 3 的描绘相应的测量值的概念表示。值表示从发射器 101 到 104 所发射的光束中没有光子被反射并随后由阵列 200 中的配对的检测器 201 到 204 所检测到。由第二行 (检测器 205-08) 以及第四行 (检测器 213-16) 中的单元检测到更多的光子,并且由第三行 (检测器 209-12) 中的单元检测到甚至更多的光子。如表 1 中明显的那样,在每一列检测器中所检测到的信号是相同的。根据以上公开的总功率信号等于 0.7 厘米的实施例,可以通过将列中的每个检测器的信号乘以 0.7 厘米然后将所得到的乘积全部相加来计算血管 3 的宽度或直径。更具体地,该示例中的血管 3 的直径是 $0.0 \times 0.7 + 0.8 \times 0.7 + 1.0 \times 0.7 + 0.8 \times 0.7$, 或者 1.82 厘米。

[0044] 表 1

	第一行	第二行	第三行	第四行
<u>检测器</u>				
201-04	<u>201</u> 0.0	<u>202</u> 0.0	<u>203</u> 0.0	<u>204</u> 0.0
205-08	<u>205</u> 0.8	<u>206</u> 0.8	<u>207</u> 0.8	<u>208</u> 0.8
[0045]				
209-12	<u>209</u> 1.0	<u>210</u> 1.0	<u>211</u> 1.0	<u>212</u> 1.0
213-16	<u>213</u> 0.8	<u>214</u> 0.8	<u>215</u> 0.8	<u>216</u> 0.8

[0046] 表 2 示出与表 1 相似的、但是与图 5A-C 中示出的血管 3 和血管 12 描绘相应的处理值的概念表示。第 2 列中的、与检测器 206、210 和 214 对应的减少的值表示如图 5B 中所描绘的那样由血管 12 所引起的干扰。第 1、3 和 4 列中的值相差小于 5% (实际上,像示出的那样它们是相同的)。因此,计算设备 20 可以忽略第 2 列中的信号并且按照以上所描述的方式、使用第 1、3 和 4 列中的任何一列中的信号来计算血管 2 的直径。

[0047] 表 1

	<u>第一行</u>	<u>第二行</u>	<u>第三行</u>	<u>第四行</u>
<u>检测器</u>				
201-04	<u>201</u> 0.0	<u>202</u> 0.0	<u>203</u> 0.0	<u>204</u> 0.0
205-08	<u>205</u> 0.8	<u>206</u> 0.5	<u>207</u> 0.8	<u>208</u> 0.8
[0048]				
209-12	<u>209</u> 1.0	<u>210</u> 0.7	<u>211</u> 1.0	<u>212</u> 1.0
213-16	<u>213</u> 0.8	<u>214</u> 0.5	<u>215</u> 0.8	<u>216</u> 0.8

[0049] 在根据本发明的一个实施例中,将表示血管存在的、具有比预先确定的尺寸小的直径的测量值删除或者滤除来获得更加清楚的关注的血管的表示。在一个实施例中,将与比 1 厘米小的血管直径相对应的测量值删除。在这样的实施例中,关注的血管是具有已知近似直径(取决于患者的身体特性)的大动脉,该直径基本上比在感测设备 1 的安装位置附近的几乎任何其它血管都要大。

[0050] 应该理解,在以上述方式确定血管的直径并映象它的位置时,每个发射器 101-116 被快速接连地单独激活。当在各种图中同时示出几个发射光束的时候,一次仅发射一个光束以避免光束重迭并且生成不被这样的重迭所扰乱的信息。通过发射一个光束并在配对的检测器处接收反射光束,每个信号提供关于血管的不被扰乱的信息。每个信号表示由单一光束所经历的干扰和漫射。在本发明的一个实施例中,以逐行扫描的方式单独发射光束,从发射器 101 开始,接着继续地直到发射器 116 被激活为止。在其它的实施例中,接着的是其它的顺序。

[0051] 当扫描阵列中的检测器的时候,由每个检测器所生成的信号表示每个光束所经历的干扰和漫射。合计起来,扫描提供了用于对血管的位置和直径进行映象的信息。如果血管中的血液被充分地氧化了,那么血液将包含更多的铁并且检测器将生成表示全功率的信号。如果血管中的血液没有被充分地氧化,那么检测器将生成表示比全功率少的信号。然而,因为扫描快速地发生,所以氧化水平在每个扫描周期中是恒定的并且,因此,可以不考虑氧化水平而将由每个检测器所接收的光束的功率差用来映象血管的位置和直径。

[0052] 在大动脉附近的肺动脉的直径与大动脉的直径相似。因而,为了识别并测量大动脉的直径,感测设备 1 必须对肺动脉和大动脉进行区分,因为二者都将具有超过预先确定的直径阈的直径。感测设备 1 通过测量每个血管的氧饱和度并选择具有最高的氧饱和度的血管来区分两个血管,具有最高的氧饱和度的血管将总是大血管因为肺动脉将去氧血液从心脏运送到肺。

[0053] 当进行氧饱和度测量的时候,感测设备 1 同时激活发射器阵列 100 的所有发射器 101-116。首先,感测设备 1 按照已经描述的扫描方法计算例如大血管的关注的血管的位置和直径。基于血管的尺寸、发射器阵列和检测器阵列与血管之间的几何位置、以及例如阵列的尺寸、发射器光束的宽度、发射器和发送机的布置的发射器阵列和检测器阵列的物理特性,感测设备 1 根据已知的光子漫射公式来计算最大可能氧饱和度值。因为每个患者的生理特性不同,所以感测设备 1 可以使用存储在计算设备 20 的存储器中的参考值来为每个患者校准最大可能值。感测设备 1 然后同时地从发射器阵列发射光束,在检测器阵列处检测反射光束,并且将反射光束转换为功率信号。在一个实施例中,感测设备 1 将从对被血管反射的光子进行接收的检测器所产生的信号进行合计并且用合计值除以最大可能值来获得饱和度比率,该比率代表在流经血管的血液中的百分比饱和度。在另一个实施例中,感测设备 1 仅将预期产生将要撞击在血管上的光束的发射器激活而不激活其光束将不撞击在血管上的发射器来节省能量。在另一个实施例中,感测设备 1 仅对预期产生将要撞击在血管上而将不撞击在其它血管上的光束的发射器进行激活来节省能量并简化光子漫射计算。在又一个实施例中,感测设备 1 为了节省能量可以选择性地激活成对的发射器和接收器来使激活的成对的数量最小化。

[0054] 在正常操作条件下,感测设备 1 每天可以执行一次或两次氧饱和度测量。在检测到异常状况下或者当如以下描述的那样用作脉搏检测器的时候,感测设备 1 可以在很短的一段时间内执行多次氧饱和度测量。虽然当执行非常频繁的测量的时候消耗了实际电功率,但是所获得的数据对于患者的健康来说可能是重要的。

[0055] 在一个实施例中,感测设备 1 还计算心脏脉搏。像之前所讨论的那样,检测器产生代表血液中的铁含量的功率信号。随着心脏通过大动脉抽吸氧化的血液,功率信号也波动。可以快速接连地获得多个功率信号来捕获功率测量波动。更具体地,通过执行多次氧饱和度测量(例如每秒十次),经过一段时间(例如十五秒),氧饱和度测量将呈现表示心脏跳动的模式或周期。计算设备 20 可以确定曲线来拟合饱和度测量,曲线例如直接与心脏周期相对应的正弦曲线。计算设备 20 可以确定曲线的峰值的频率来确定曲线的周期。每个周期表示心脏周期。通过用合适的因数乘以相同周期中(例如十五秒)的心脏周期的数目,计算设备 20 可以以每分钟的心脏周期数的形式确定脉搏速度。在一个实施例中,计算设备 20 存储心脏脉搏值作为正常参考值并且通过将心脏脉搏值与参考值相比较来检测异常的或不规则的心脏节律。

[0056] 在根据本发明的感测设备 1 的另一个实施例中,将传感器组件 2 和感测设备 1 的其它特征与植入式心脏设备集成在一起,植入式心脏设备例如起搏器、心脏再同步治疗(CRT)设备、植入式心率转复除颤器(ICD)等。

[0057] 2. 计算设备

[0058] 计算设备 20 包括多个部件。虽然本文中所描述的部件好像它们是独立部件,但是可以将部件组合成例如专用集成电路的单一设备。计算设备 20 包括处理器、存储器、程序、输入设备和输出设备。存储器可以包括但不限于 RAM(随机存取存储器)、ROM(只读存储器)、EEPROM(电可擦可编程只读存储器)、flash(闪存)存储器或其它存储器技术。可以将处理器和存储器构造在集成电路中。该集成电路可以包括发射器阵列 100、检测器阵列 200 和通信设备 30。此外,计算设备 20 在集成电路上可以包括 A/D 转换器和 / 或 D/A 转换

器。可替换地,可以分别设置 A/D 转换器和 / 或 D/A 转换器。

[0059] 程序表示指导处理器执行响应于数据的任务的计算机指令。程序存在于存储器中。包括参考数据和测量数据的数据也存在于存储器中。可以将参考数据存贮在 ROM 中,或者可以将其存储在 RAM 中使得可以随着时间要么响应于外部输入要么响应于随着时间所采集的测量数据的特性来进行修改。还可以设置对测量值进行响应的协议。可以将协议存储在永久性存储器中或者可以将其存储在例如 RAM 的非永久性存储器中。

[0060] 计算设备 20 通过输入设备和输出设备来控制传感器组件 2 和通信设备 30。计算设备 20 可以对由发射器 101-116 所发射的多个光束的数目、频率、功率级和发射顺序进行控制来用最少的能量获得期望的测量结果。

[0061] 图 6A 公开了用于与感测设备 1 交换信息的系统 300。系统 300 包括具有通信设备 30 的感测设备 1,并可选地具有连接器 85。系统 300 还可以包括计算机 302、经由线缆 303 可操作地耦接至计算机 302 的对接站 (docking station)304、电话 306。在本发明的一个实施例中,系统 300 基于由计算设备 20 所执行的来处理来无线地向感测设备 1 发送通信信号 312 并从感测设备 1 接收通信信号 312。

[0062] 连接器 85 被适用于插入到对接站 304。感测设备 1 被示出对接 (dock) 在对接站 304 上。当被对接的时候,感测设备 1 可以对能量存储设备 40 进行充电。将对接站可操作地耦接至计算机 302,来在将感测设备 1 放置在患者身上或患者体内之前对存储在计算设备 20 的存储器中的程序和参考值进行更新。在另一个实施例中,可以将感测设备 2 放置于患者外表,并且将连接器可操作地耦接至能量源从而对感测设备 2 供以动力并防止能量存储设备 40 的耗尽。

[0063] 在根据本发明的又一个实施例中,可以通过连接器 85 将另外的传感器和设备耦接至感测设备 1。其它的传感器和设备可以无限制地包括另外的传感器组件 2、温度传感器、压力传感器和加速度计。其它的设备可以包括或不包括计算设备。还可以将其它的设备与感测设备 1 在外壳 90 内相结合。在以上引用的题为“INTEGRATED HEART MONITORING DEVICE AND METHOD OF USING SAME(集成心脏监测设备和使用集成心脏监测设备的方法)”的相关美国实用专利申请中公开了集成感测设备。通过将适用于操作另外的传感器和设备的、修改过的程序下载到计算设备 20 的存储器中,感测设备 1 的操作可以适用于对另外的传感器和设备进行操作。下载可以发生在当将计算设备 20 对接在对接站的时候。可替换地,可以将新程序通过计算设备 40 无线地下载。

[0064] 图 7 是示出根据本发明的一个实施例由计算设备 20 执行的程序的一个例程的流程图。在步骤 400 处,计算设备 20 基于像以上描述那样执行的测量来激活传感器组件 2 以使得所有的发射器 101-116 发射光束或者发射器顺序地发射单独的光束。步骤 400 还表示在检测器 201-216 处生成表示反射光束的信号的过程。

[0065] 在步骤 402 处,计算设备 20 对信号进行处理来获得测量值。处理可以涉及移除固有信号噪声、将信号从模拟形式转换为数字形式、从光形式转换为数字形式、定标、或者对检测信号进行调节。可替换地,可以由例如 A/D 转换器的电路来执行一些处理功能。在处理以后,可以将测量值存储在存储器中或者可以对测量值进行分析来确定是否应该对该值进行存储。可以按照需要重复步骤 400 和 402 来获得足够的测量值从而按照以上所提供的公开内容来计算期望的参数。可以同时执行步骤 400 和 402。

[0066] 在步骤 404 处,计算设备 20 对测量值进行分析。分析可以包括参数数据的计算和/或诊断。参数数据指的是例如血管直径和位置、氧饱和度、心脏节律等的计算值。诊断指的是将参数值与参考值进行比较来检测患者的异常状况。参考值对应于患者的正常状况。如果检测到异常状况,计算设备 20 可以传递警报而不是在采集到测量值的同时传递测量值(消耗不必要的功率)或者等待直到存储器已满或者达到预先确定的传输时间的时候才发送测量值(在等待的时期中将患者暴露于不必要的危险)。

[0067] 参考值可以包括目标值和可接受的变化范围或限制。当参数值超出参考目标值或范围的时候参数值可以指示异常。在一些实施例中,参数值可以产生像例如移动平均值那样的统计量,并且在参数统计量与参考统计量相差超过预期数量的时候将检测到异常。

[0068] 如果参数数据与参考值相差超过预期数量,那么计算设备 20 在对异常做出诊断之前会启动新的测量周期来对参数数据进行检验。在一个实施例中,当测量值与预期值相差超过 10% 的时候,计算设备 20 重新映象大动脉的位置和直径。在另一个实施例中,当测量值与预期值相差超过 5% 的时候计算设备 20 重新映象大动脉的位置和直径。

[0069] 一个异常的医学状况是低氧饱和度。可以将计算设备 20 配置成执行对测量值的分析来确定例如氧饱和度值是否过低。虽然“正常的”氧饱和度值在患者与患者之间各不相同并且取决于患者的状况,通常低于 90% 的氧饱和度测量被认为是低的。另一个异常的医学状况是可以按照以上所描述的方式所检测到的不规则的心脏节律。

[0070] 使用外部获得的值或者来自另外的传感器的值可以对另外的异常医学状况进行检测。在以上引用的题为“DOPPLER MOTION SENSOR APPARATUS AND METHOD OF USING SAME(多普勒运动传感器装置和使用多普勒运动传感器装置的方法)”和“INTEGRATED HEART MONITORING DEVICE AND METHOD OF USING SAME(集成心脏监测设备和使用集成心脏监测设备的方法)”的相关美国实用专利申请中公开了可以包括在感测设备 1 中的另外的传感器。

[0071] 在包括多普勒传感器的感测设备 1 的实施例中,可以将血管直径和位置用来计算流体的速度和抽吸速率(pumping rate)。当血管是大动脉的情况,可以将这些参数用来对计算和诊断与心脏输出量有关的异常状况。可以将大动脉参数与用多普勒传感器所获得的的心脏收缩血液速率值和心脏舒张血液速率值相结合来计算心脏收缩血压和心脏舒张血压。其它的传感器可以包括 ECG 传感器和温度传感器。

[0072] 在步骤 406 处,如果检测到异常状况,特别地按照规定的协议确定情况是严重的状况或者危险的状况,则计算设备 20 发送警报。可以将警报用来启动警报器或者来警告患者采取补救措施。补救措施可以是终止或者减少体力活动。警报还可以向应急服务提供全球定位(GPS)信息。参照图 6A,当发现异常状况的存在,可以将其显示在计算机 302 上并且/或者经由通信设备 30(例如诺基亚调制解调器 KNL 1147-V)将其发送给看护者。警报可以包括文本消息或者与状况相对应的代码。计算设备 20 还可以启动新的测量周期并连续地响应于检测的异常状况进行测量。

[0073] 在步骤 408 处,计算设备 20 可以启动治疗。感测设备 1 可以通过通信设备 30 接收外部指令来响应于警报执行治疗。可选地,基于协议,也可以使用异常状况来对适用于提供治疗的设备进行指导从而提供这种治疗。治疗可以包括例如电击或者提供药品。

[0074] 在步骤 410 处,将参数值或者其它的信息传递给外部设备。可以与以上任何步骤

一起同时地执行步骤 410。可以将参数值存储在存储器中并用通信设备 30 无线地发送。可以将来自通信设备 30 的通信信号在以下状况下周期地激活,状况包括:响应于异常情况、响应于外部接收的命令、只要存储器使用超过预定的数量、或者只要确定能量存储水平是低的时候,建立后两个状况来防止因为存储器溢出或者能量损失而导致的数据丢失。还应该理解,感测设备 1 除了通信设备 30 之外还可以包括多个通信设备。例如,当通信设备 30 是蜂窝调制解调器的情况,感测设备 1 还可以包括备用的蓝牙通信设备或射频通信设备。这样的备用设备在蜂窝调制解调器不能发送信息的情况下(例如由于可用功率低、蜂窝或其它通信信号的不良接收、不良的网络覆盖等)可能是理想的来提供可替换的通信手段。在这样的情况下,计算设备 20 可以将备用的通信设备激活来向可替换的外部接收设备发送信息或者警报。

[0075] 例如一旦检测到了异常状况就执行步骤 410 以便基本上实时地更新向看护者。步骤 410 每隔一定间隔地执行,例如每天一次、一周一次、一个月一次等。可替换地或者除了这些传输之外,可以对计算设备 20 进行编程从而通过使得通信设备 30 发送被请求的数据或表示被请求的数据的信息来对由通信设备 30 所接收的对数据的请求(例如来自医护人员)进行响应。

[0076] 通信信号可以被患者附近的装备所接收来警告患者有状况,或者由医护人员、亲戚或其它预定的接收者远程地(例如通过网络)接收。

[0077] 3. 通信设备

[0078] 再次参照图 6B,其中示出了根据本发明的一个实施例的、适用于发送和接收通信信号的系统。通信设备 30 是例如经由移动电话系统和/或 GPS 卫星系统的双向通信设备。通信设备 30 包括用于发送和接收通信信号的天线 32。由数字 312 标识的通信信号无线地向多个可选外部通信设备中的一个传播和从多个可选外部通信设备中的一个传播。

[0079] 外部通信设备可以是计算机 302 或能够无线接收通信信号的任何电子设备,例如本文中示例为移动电话的电话 306。电话 306 还可以是应急服务开关板或者医院或医疗中心开关板。通信信号是指具有一个或多个信号的特性集合的信号或者被改变来对信号中的信息进行编码的信号。举例来说,并且不是限制,通信信号包括声音、射频(RF)、红外线、其它的无线媒质,以及以上任何的组合。外部通信设备还可以是位于患者的身体外部、例如夹到患者的皮带的中继单元。中继单元可以包括用于接收来自通信设备 30 的传输的接收器,以及用于向另一个外部通信设备转发通信信号的发射器。中继单元还可以是固定的并且是硬连线的,用于与因特网连接或与医护人员的电脑直接连接。同样地,中继单元可以接收来自医护人员的通信信号并且将信号发送给通信设备 30。

[0080] 来自通信设备 30 的通信信号可以包括声音消息、文本消息、和/或测量数据。由通信设备 30 接收的通信可以包括命令或数据,例如更新的参考数据。命令可以包括例如给计算设备 20 的指令,用来执行例如对患者的治疗、收集并发送另外的数据或者更新参考数据的任务。在以上引用的题为“METHOD AND SYSTEM FOR MONITORING A HEALTH CONDITION(用于监测健康状况的方法和系统)”的相关美国实用专利申请中公开了根据本发明的通信信息的方法的另外的实施例。

[0081] 4. 能量存储设备

[0082] 再次参照图 1B、1C 和 6,在根据本发明的一个实施例中可以提供用于对能量存储

设备再充电的系统。计算设备 20 接收来自能量存储设备 40 的能量。能量存储设备 40 包括例如电池的能量存储部件。可选地,感测设备 1 还可以包括用于接收来自外部源的能量来对能量存储设备 40 进行充电的能量耦合器。

[0083] 能量耦合器的一个示例是电磁设备,例如感测线圈 308,用于接收外部电磁信号 310 并将这样的信号转换为用于对能量存储部件进行再充电的电能。外部电磁设备 308 生成电磁信号 310,由能量存储设备 40 接收电磁信号 310 并将其转换为电能。能量存储设备 40 可以向计算设备 20 提供电荷信号。计算设备 20 可以将电荷信号与参考电荷信号进行比较并启动用于警告患者和 / 或医护人员的低电荷通信信号。可替换地,可以将例如电压传感器的检测器用来监测能量存储设备 40 的电荷并且当电荷降低到阈值以下的时候给计算设备 20 提供信号。可以将电磁设备 308 放置在感测设备 1 附近来对能量存储设备 40 进行充电。

[0084] 可以以超声波振动的形式替代地或另外地提供能量。例如,在感测设备 1 中可以包括压电换能器。可以将超声波振动设置在外部。当换能器被超声波振动所驱动的时候换能器生成电。

[0085] 虽然已经将本发明描述为具有示例性的设计,但是可以在本公开内容的精神和范围内对本发明进行进一步地修改。因此本申请旨在涵盖使用本发明的普遍原理的对本发明进行的任何变化、使用或适应性修改。此外,本申请旨在涵盖落入本发明所属技术领域中的已知或习惯实践的、与本公开内容的偏离。

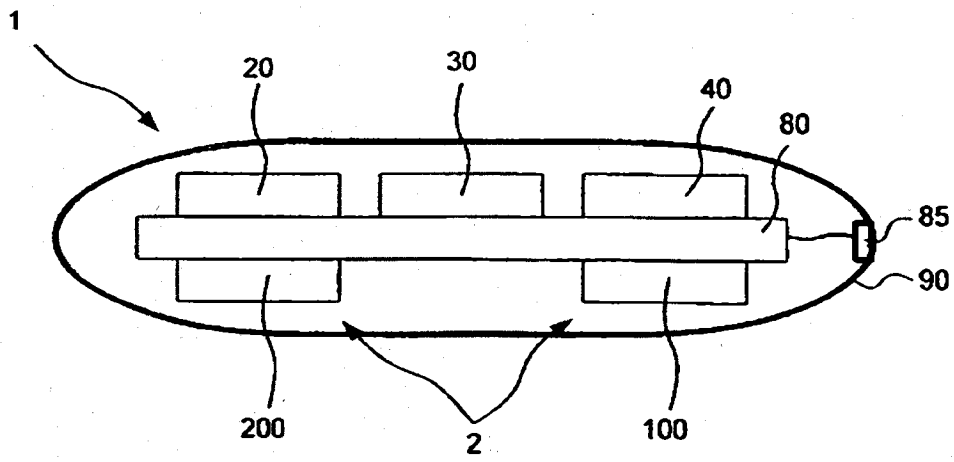


图 1A

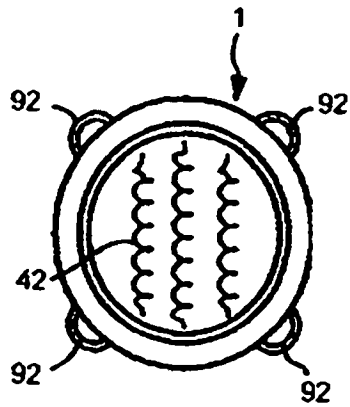


图 1B

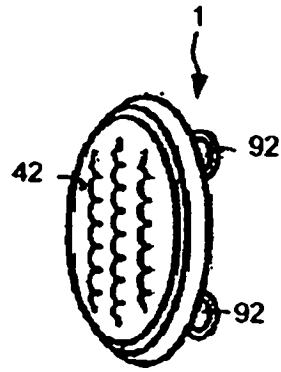


图 1C

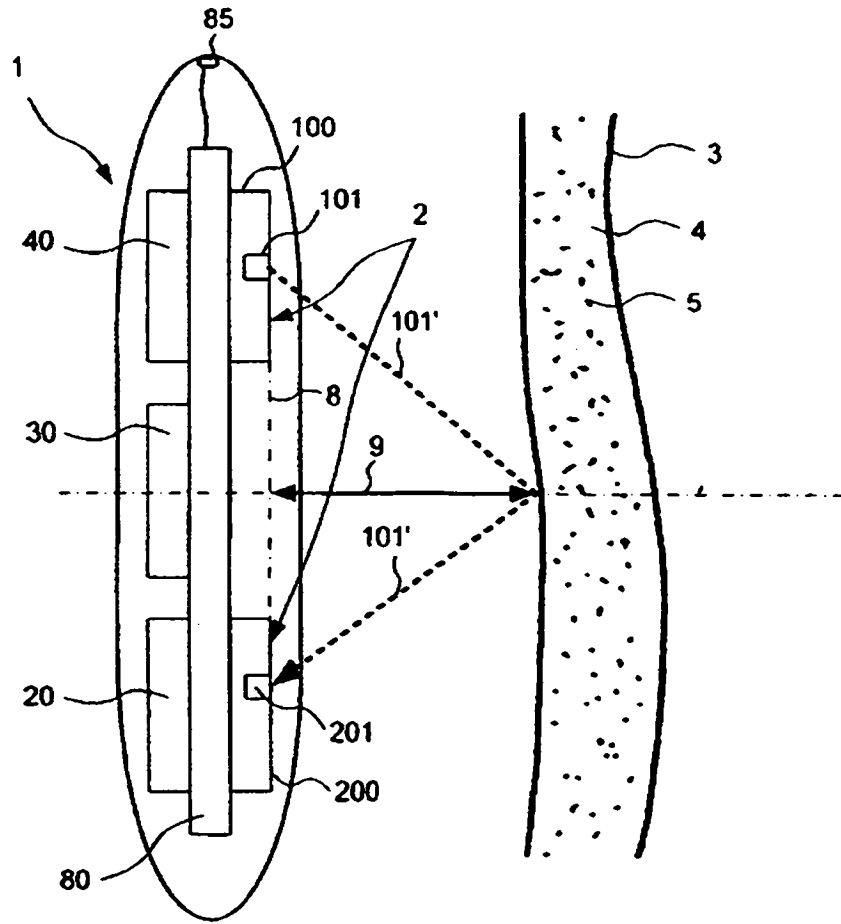


图 2

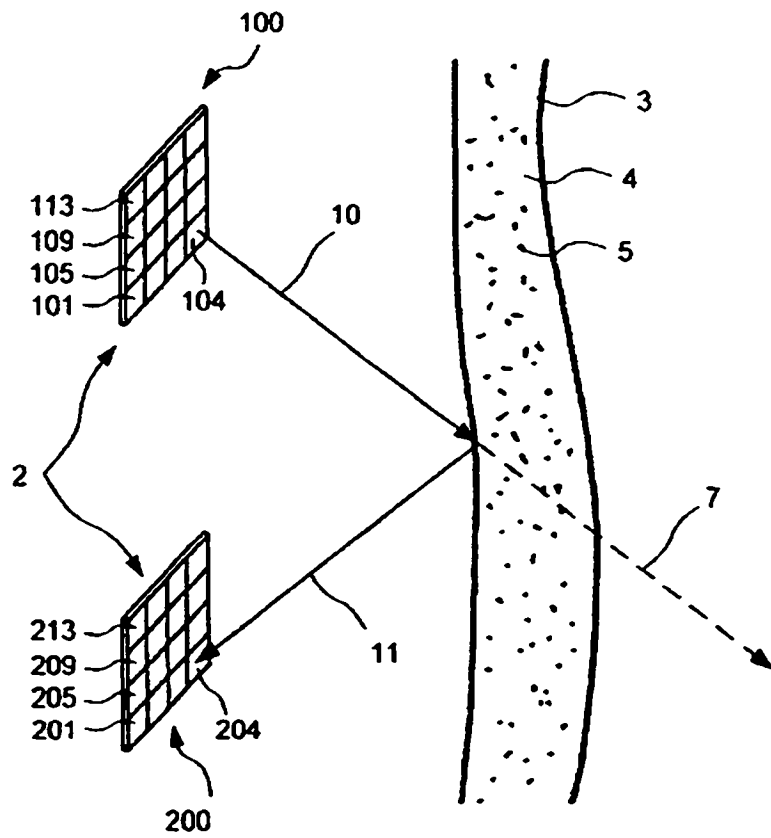


图 3

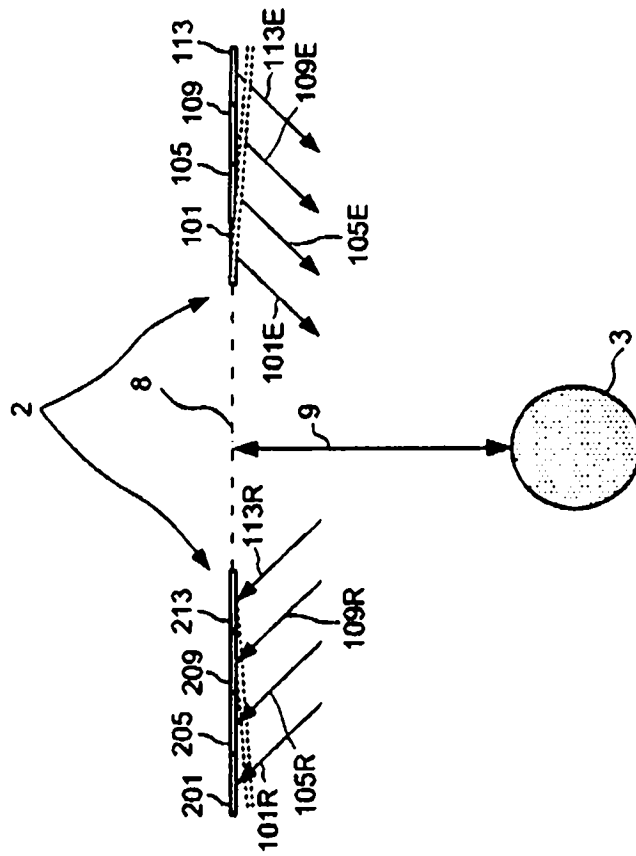


图 4

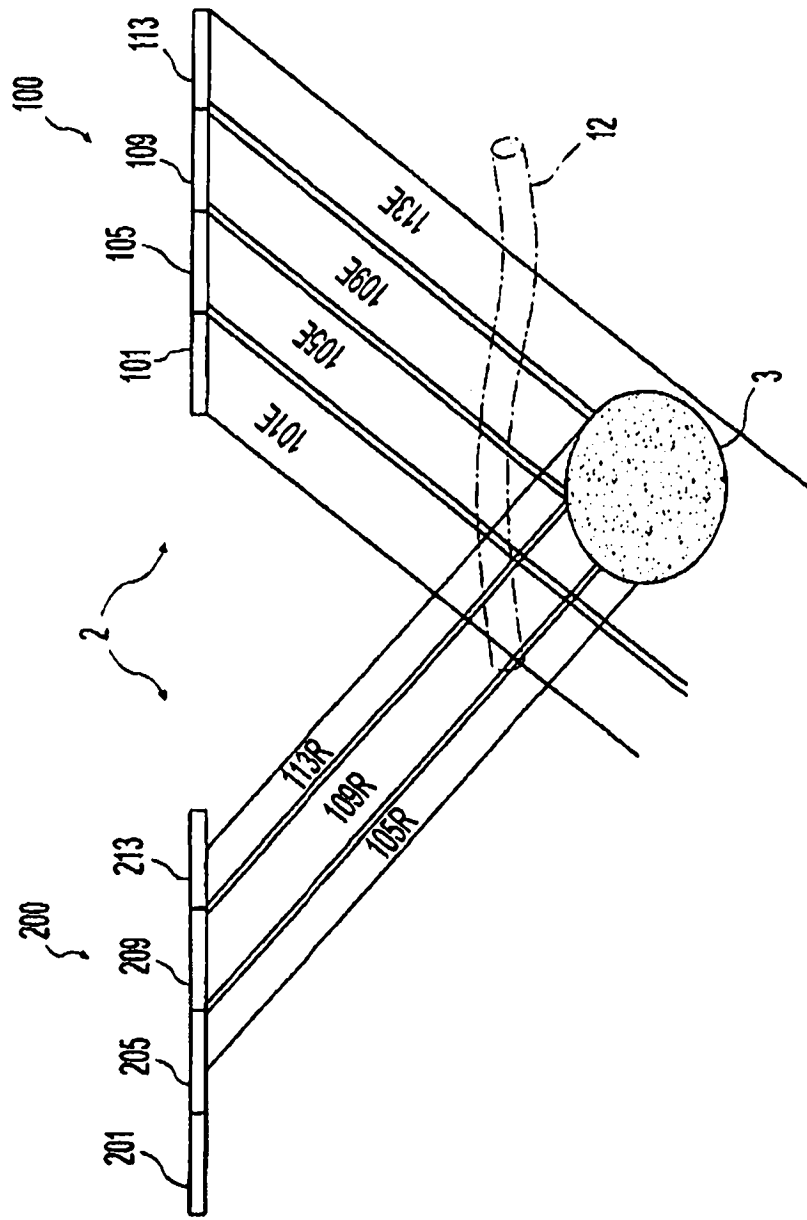


图 5A

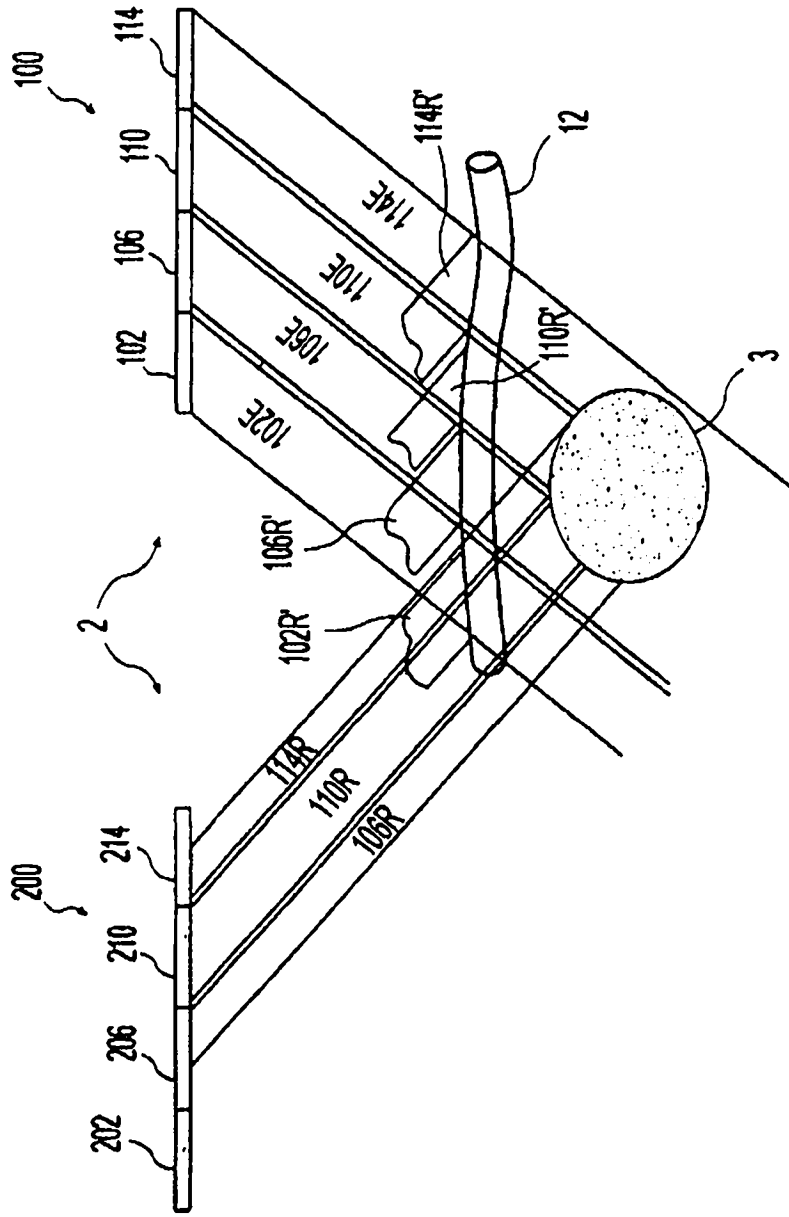


图 5B

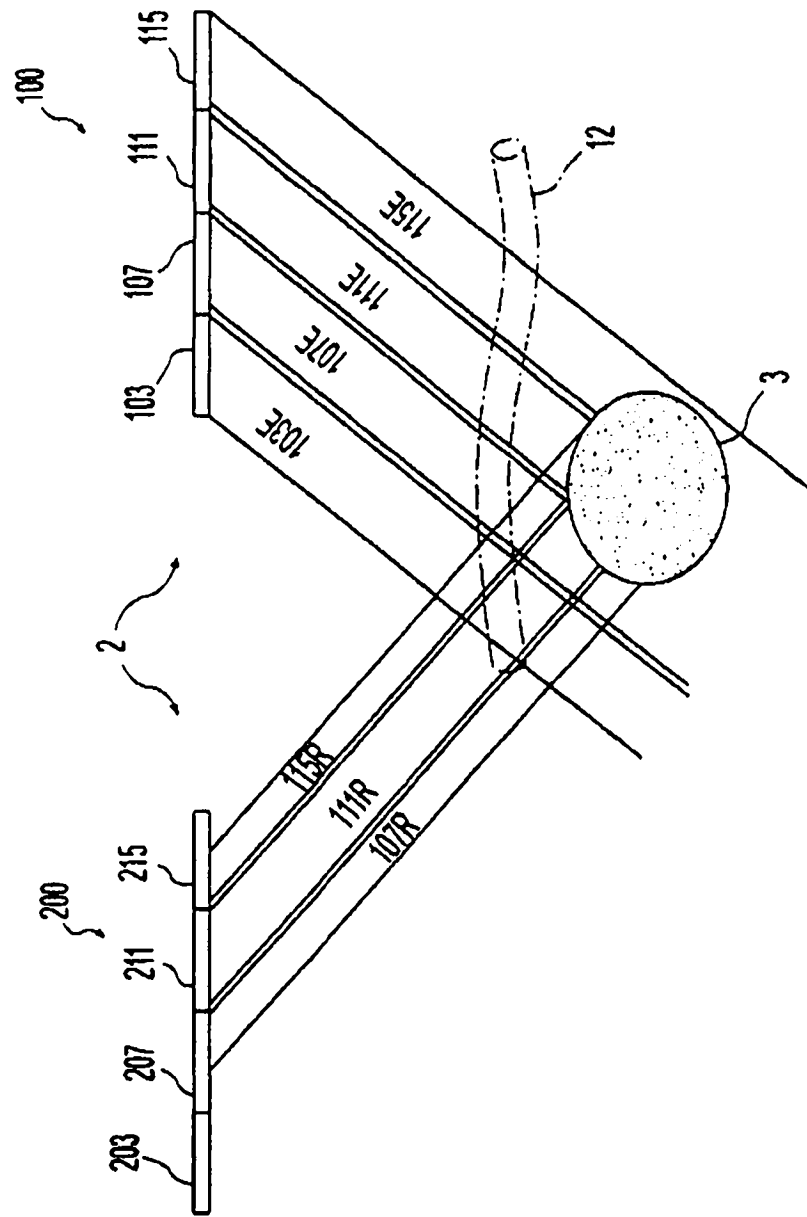


图 5C

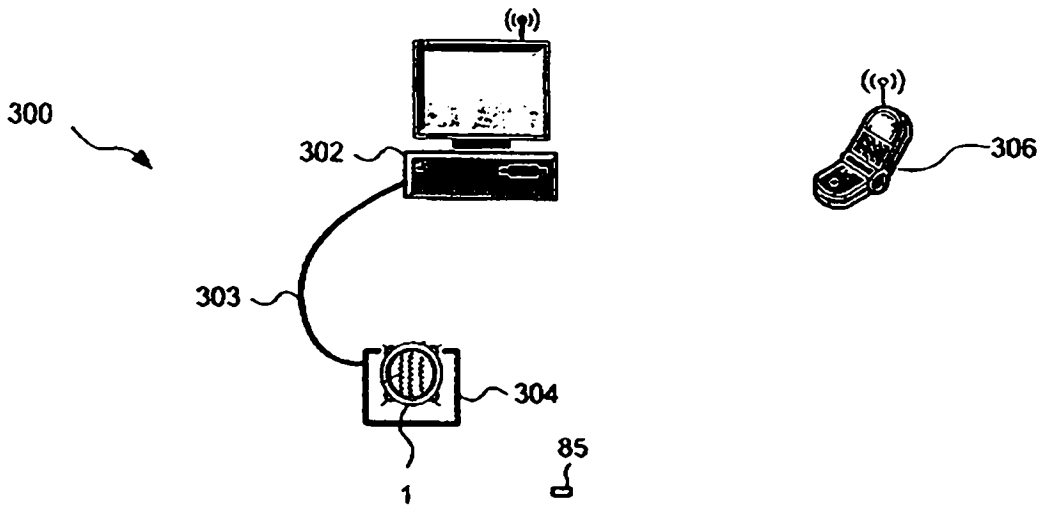


图 6A

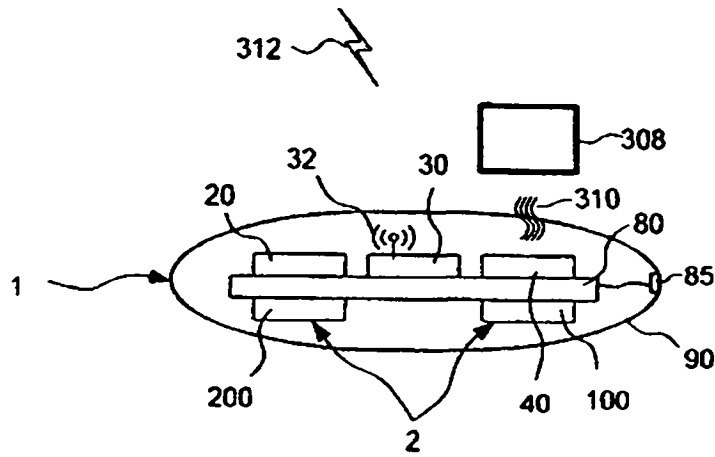


图 6B

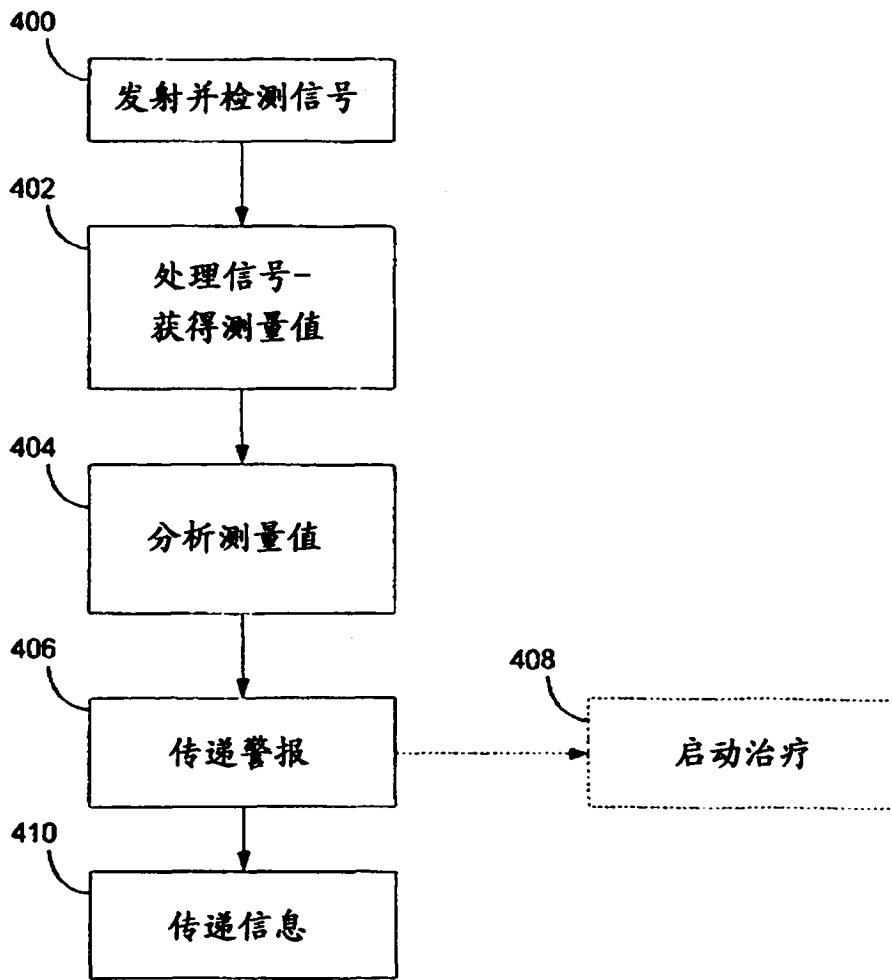


图 7

专利名称(译)	光学传感器装置和使用光学传感器装置的方法		
公开(公告)号	CN102046085B	公开(公告)日	2013-12-25
申请号	CN200980120310.4	申请日	2009-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	心脏技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	心脏技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	心脏技术有限公司		
[标]发明人	达恩古尔弗曼		
发明人	达恩·古尔·弗曼		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14542 A61B5/489 A61B5/1459 A61B8/04 A61B8/06 A61B8/4494 A61B5/02007 A61B8/12		
代理人(译)	王萍 李春晖		
审查员(译)	张宇		
优先权	12/119462 2008-05-12 US 12/206885 2008-09-09 US 12/119325 2008-05-12 US 12/119315 2008-05-12 US 12/119339 2008-05-12 US		
其他公开文献	CN102046085A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对导管和在导管中传送的流体的特性进行感测的装置和方法。

