



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102282455 B

(45) 授权公告日 2015.04.15

(21) 申请号 201080005452.9

GO1N 21/77(2006.01)

(22) 申请日 2010.01.12

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

A79/2009 2009.01.19 AT

US 5779978 A, 1998.06.14, 说明书图 1 和第 3 栏最后一段至第 4 栏第 1 段和第 4 栏 4-6 行.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.07.19

US 4968632 A, 1990.11.06, 说明书第 4 栏第 5 段, 第 5 栏第 5 段和第 6 栏第 7 段及图 1.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/050239 2010.01.12

US 6652810 B1, 2003.11.25, 全文.

EP 1130382 A1, 2001.05.09, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/081790 DE 2010.07.22

CN 1981187 A, 2007.06.13, 全文.

WO 02059585 A2, 2002.08.01, 全文.

(73) 专利权人 智慧医疗解决方案有限公司

地址 奥地利格拉茨

Dirk J. Faber, Maurice

C. G. Aalders, Egbert G. Mik. Oxygen

Saturation-Dependent Absorption and

Scattering of Blood. 《PHYSICAL REVIEW

LETTERS》. 2004, 第 93 卷 (第 2 期), 第 028102-3 页及图 4.

(72) 发明人 H·科勒

审查员 林朋飞

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 张政权

(51) Int. Cl.

GO1N 21/05(2006.01)

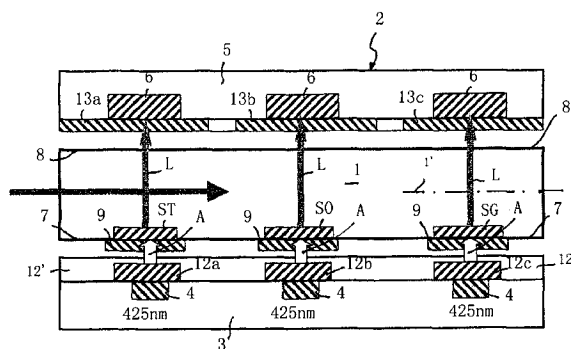
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

用于确定血样的至少一个参数的测量装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定血样的至少一个参数的测量装置,该测量装置包括:流通测量池(1),至少一个发光-光传感器元件(ST、SO、SG)设置在该流通测量池中,该发光-光传感器可与血样接触;至少一个光源(4),用于激发该发光-光传感器元件;以及至少一个光检测器(6),用于接收该发光-光传感器元件所发射的发光辐照,该光源(4)和光检测器(6)位于流通测量池(1)的相反两侧(7)和(8)。根据本发明,至少一个发光-光传感器元件(ST、SO、SG)被放置在流通测量池(1)的激发侧(7),该至少一个发光-光学传感器元件面向光源(4),光源(4)发射波长小于600nm(例如425nm)的激发辐照,而发光-光传感器元件(ST、SO、SG)的发光辐照处于大于600nm的波长范围内,从而使血样对激发辐照的吸收比对发光辐照的吸收强得多。



1. 一种用于确定血样的至少一个参数的测量装置,包括:流通测量池(1),至少一个发光-光传感器元件(ST、S0、SG)设置在所述流通测量池中,所述至少一个发光-光传感器元件可与血样接触;以及用于激发所述发光-光传感器元件的至少一个光源(4)和用于接收所述发光-光传感器元件所发射的发光辐照的至少一个光检测器(6),所述光源(4)和光检测器(6)位于流通测量池(1)的相反的激发侧(7)和测量侧(8),其特征在于,所述至少一个发光-光传感器元件(ST、S0、SG)被放置在流通测量池(1)的激发侧(7)且面向光源(4),且光源(4)发射波长小于600nm的激发辐照,且发光-光传感器元件(ST、S0、SG)的发光辐照处于大于600nm的波长范围内,从而使血样对激发辐照的吸收比对发光辐照的吸收强许多,所述血样充当所述激发辐照的过滤器。

2. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,小于600nm的波长为425nm。

3. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,多个发光-光传感器元件(ST、S0、SG)设置在流通测量池(1)的激发侧(7),每个传感器元件(ST、S0、SG)分配有光源(4)和位于流通测量池(1)的相反测量侧(8)的光检测器(6)。

4. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,多个发光-光传感器元件(ST、S0、SG)在流通测量池(1)的激发侧(7)沿测量池轴(1')按线性阵列设置。

5. 如权利要求2所述的测量装置,其特征在于,流通测量池(1)可互换地插入两部分测量套筒(2)中,所述两部分测量套筒的激发部分(3)包含光源(4)和激发电子电路,而所述两部分测量套筒的测量部分(5)包含光检测器(6)和测量电子电路。

6. 如权利要求3所述的测量装置,其特征在于,所述光源(4)为LED,而所述光检测器(6)为光电二极管。

7. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,所述流通测量池(1)的激发侧(7)设置有位于发光-光传感器元件(ST、S0、SG)区域中的镜面层(9),所述镜面层对激发辐照透明,且反射发光辐照。

8. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,在流通测量池(1)的激发侧(7)上设置了至少一个基准光源(10、11),所述至少一个基准光源的基准辐照穿过流通测量池(1)到达相反测量侧(8)的光检测器(6)。

9. 如权利要求5所述的测量装置,其特征在于,设置了具有约620nm的基准辐照的第一基准光源(10)和具有约780nm的基准辐照的第二基准光源(11),所述光源位于所述两部分测量套筒(2)的激发部分(3)中。

10. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,激发过滤器(12a、12b、12c)位于光源(4)与发光-光传感器元件(ST、S0、SG)之间,或光源(4)嵌入过滤器层(12')中。

11. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,测量过滤器(13a、13b、13c)设置在光检测器(6)的进入侧。

12. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,流通测量池(1)包含至少一个O₂传感器(S0)、一个葡萄糖传感器(SG)和一个温度传感器(ST)。

用于确定血样的至少一个参数的测量装置

[0001] 本发明涉及一种用于确定血样的至少一个参数的测量装置,该测量装置包括:流通测量池,至少一个发光—光传感器元件设置在该流通测量池中,该发光—光传感器可与血样接触;至少一个光源,用于激发该发光—光传感器元件;以及至少一个光检测器,用于接收该发光—光传感器元件所发射的发光辐照,该光源和光检测器位于流通测量池的相反两侧。

[0002] 根据 EP 0 175 352 B1,已知一种用于快速确定样本介质的参数的方法和装置。该装置设置有用於气体和流体的流通测量池,其适用于对多个参数的同时确定,流通池中的透明、发光传感器层与样本接触。要测量的变量是氧浓度和温度,所测得的发光辐照分别具有 650nm 和 720nm 的波长,而激发辐照具有较短的波长。通过 LED 实现激发,且通过光电二极管实现辐照检测,这些元件位于流通测量池的相反两侧。由于发光传感器层被置于检测器侧,所以激发辐照在去往发光层的途中必须通过样本介质。在诸如血液之类的吸收性流体的情况下,存在的缺点为,激发辐照被要测量的介质明显衰减。

[0003] 根据 EP 1 130 382 B1,还已知一种用于确定流体样本中的多种分析物的光传感器,其中多个光传感器与流体样本接触。该装置包括提供激发辐照的光源和用于确定传感器的光相互作用的检测器,且具有根据所测得光相互作用来评估流体样本中的每种分析物的浓度的处理器。传感器用于测量血液中葡萄糖并随之确定 O_2 浓度和温度,以及用于其他用途。

[0004] 还存在已知的测量装置 (EP 1 106 987 B1),其中光学部件(光源和检测器)接触流通测量池中位于同一侧的传感器层,测量池的部分是透明的,且充当测量辐照和激发辐照的导光体。

[0005] 根据 WO 2002/059585 A2,已知用于确定气体(例如呼吸气)的氧含量的测量装置。该测量装置包括流通测量池,在该流通测量池中设置了与气流接触的发光—光学传感器元件。描述了两种反射几何结构作为可能的测量几何结构,其中用于激发辐照的辐照源和接收发光辐照的检测器位于流通测量池的同一侧。还描述了一种透光几何结构,其中发光—光学传感器元件被放置在流通测量池的检测器侧。

[0006] 本发明的目标是实现用于确定血样的至少一个参数的测量装置中的信号质量的提高,其中该测量装置应当易于制造和低成本。

[0007] 本发明通过以下手段实现该目标:将至少一个发光—光传感器元件定位在流通测量池的激发侧,该发光—光学传感器元件面向光源;规定光源发射小于 600nm(例如 425nm)波长的激发辐照;且进一步规定发光—光传感器元件的发光辐照处于大于 600nm 的波长范围内,从而使血样对激发辐照的吸收比对发光辐照的吸收强得多。

[0008] 本发明利用了血液对辐照的吸收很大程度上取决于波长的的事实,如同图 5 的曲线图所示。该曲线图示出了氧合血液(实线)和缺氧血液(虚线)的吸收 μ_a 与波长 λ 的关系。该曲线图取自 Faber 等人的“血液的氧饱和和相关的吸收和散射 (Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood)” (Physical Review Letters, 2004),并论述了氧合血液和缺氧血液的吸收特性中的差异。例如,可从该曲线图

中看出,约 425nm 波长区域中的激发辐照 λ_a 在血液中的吸收远强于光传感器所发射的约 780nm 波长区域中的发光辐照 λ_l 在血液中的吸收。在所示示例中,激发光相对发光光被衰减 100 倍。如本发明所提出的,通过将发光—光传感器元件放置在流通测量池的激发侧,血样将充当激发辐照的过滤器,且传感器元件所发射的发光辐照将优先到达光检测器。

[0009] 根据本发明,光传感器元件沿流通测量池的激发侧的轴按线性阵列放置,每个传感器元件分配有光源和位于流通测量池相反侧的光检测器。

[0010] 本发明相比于 EP 0 175 352 B1 中作为示例给出的现有技术的另一优点在于,流通测量池被可互换地插入两部分测量套筒中,该两部分测量套筒的激发部分包含光源(优选为 LED) 以及激发电子电路,且该两部分测量套筒的测量部分包含光电检测器(优选为光电二极管) 以及测量电子电路。因此光源和检测器位于空间上分离的电路中,且避免了各个部件之间的电子干扰。血样仅对大于 600nm 的波长足够透明,而激发辐照具有较短波长,例如 425nm。

[0011] 在本发明的有利实施例中,流通测量池的激发侧在发光—光传感器的区域中具有镜面层,该镜面层对激发辐照透明,但反射发光辐照。通过该镜面层,光源方向中发射的发光辐照的辐照分量被重定向至光检测器,从而增强了净信号。

[0012] 在相位测量的情况下,至少一个基准光源被放置在测量池的激发侧,该至少一个基准光源的基准辐照穿过流通测量池并进入位于相反侧的光检测器。

[0013] 现在将参照附图更详细地描述本发明。在附图中示出:

[0014] 图 1 是以示意性纵向截面示出的用于确定血样的至少一个参数的测量装置的第一变体;

[0015] 图 2 是以截面图示出的根据图 1 的测量装置的第二变体;

[0016] 图 3 和图 4 是图 1 和 2 的测量装置的细节;以及

[0017] 图 5 是血样在 200nm 至 1,000nm 的波长范围中的吸收曲线图。

[0018] 图 1 所示的用于确定血样的至少一个参数的测量装置包括流通测量池 1,例如三个发光—光传感器元件 ST(温度)、SO(氧)和 SG(葡萄糖) 设置在该流通测量池中,这三个发光—光传感器在测量过程期间与血样接触。流通测量池 1 可互换地设置在两部分测量套筒 2 中(插入、关合在适当的位置),该两部分测量套筒 2 的激发部分 3 包含分配给各个传感器元件的光源 4 以及具有激发电子电路(在此未进一步示出)的激发过滤器 12a 和 12c,而测量套筒 2 的测量部分 5 包含光检测器 6 和测量过滤器 13a 至 13c 以及测量电子电路(未进一步示出)。光源 4 和光检测器 6 位于流通测量池 1 的相反两侧 7、8(激发侧 7 和测量侧 8)。

[0019] 由于发光—光传感器元件 ST、SO 和 SG 位于流通测量池 1 的激发侧 7 且面向光源 4,因此源自传感器元件的发光辐照 L 和激发辐照 A 的一部分将通过血样。激发辐照 A 在血样中受吸收而衰减的程度远大于发光辐照,其中发光辐照具有较长波长。因此样本将提供过滤效果,该过滤效果对测量有积极影响,从而将提高信号质量。

[0020] 发光—光传感器元件 ST、SO 和 SG 优选沿测量池轴 1' 按线性阵列设置,每个传感器元件分配有光源 4 和位于流通测量池 1 的相反测量侧 8 的光检测器 6。

[0021] 图 1 中所示的测量装置例如可用于衰变时间测量,即测得的发光—光传感器元件激发之后的发光强度的衰变时间提供待测量的度量。

[0022] 例如图 1 所示,在发光—光传感器元件 ST、S0、SG 的区域中,流通测量池 1 的激发侧 7 可设置有镜面层 9。镜面层的效果在图 3 和 4 中呈现。激发辐照 A 入射在发光—光传感器元件 ST、S0 或 SG 上,从而在所有空间方向上产生发光辐照 L。在没有镜面层(参见图 3)的情况下,辐照朝光源发射的那些部分将对测量信号无贡献。

[0023] 如果应用了镜面层(参见图 4),该镜面层对波长小于 600nm 的辐照透明,且反射波长大于 600nm 的辐照,则发光辐照 L 的诸部分又被反射到检测器中,从而加强了测量信号。

[0024] 图 2 中所示的测量装置例如可用于相位测量,在该情况下必须获得基准信号以用作测量信号的基准。根据本发明,至少一个基准光源 10 和 / 或 11 设置在流通测量池 1 的激发侧 7,该基准光源 10 和 / 或 11 的基准辐照 R_1 、 R_2 穿过流通测量池 1 并被放置在相反的测量侧 8 的光检测器 6 检测。例如,可能设置有具有 620nm 范围内的基准辐照 R_1 的第一基准光源 10 和具有 780nm 范围内的基准辐照 R_2 的第二基准光源 11,第一基准光源 10 和第二基准光源 11 二者优选定位在两部分测量套筒 2 的激发部分 3 中。在流通测量池 1 的激发侧 7 上的镜面层 9 中,设置了开口 14,基准辐照可通过开口 14 进入流通测量池 1。

[0025] 在图 1 以及图 2 中,激发过滤器 12a、12b、12c 设置在光源 4 与发光—光传感器元件 ST、S0、SG 之间,光源 4 也可嵌入公共的过滤器层 12' 中。测量过滤器 13a、13b 和 13c 设置在光检测器 6 的进入侧。

[0026] 例如,光源 4 的 LED 可发射波长小于 600nm(例如 425nm) 的激发辐照,而发光—光传感器元件 ST、S0、SG 的发光辐照处于大于 600nm 的波长范围内,例如接近 780nm。

[0027] 综上所述,根据本发明的测量装置的优点如下:

[0028] ● 非常简单的光学配置;

[0029] ● 流通测量池 1 和测量套筒 2 的平坦设计;

[0030] ● 高信号强度,这是因为光检测器可能具有较大尺寸;

[0031] ● 无电气串扰(最小信号背景),这是因为测量套筒 2 的激发部分 3 和测量部分 5 在空间上分离;

[0032] ● 样本(血样或冲洗液)的标识通过测量信号强度来实现;

[0033] ● 血样(血红蛋白含量和氧合)的同时光度表征;

[0034] ● 动脉 pO_2 的并行确定。

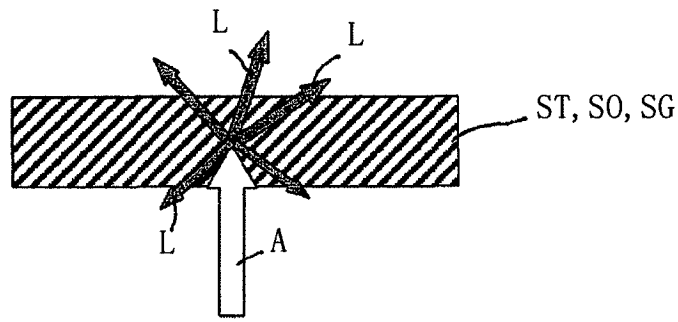


图 3

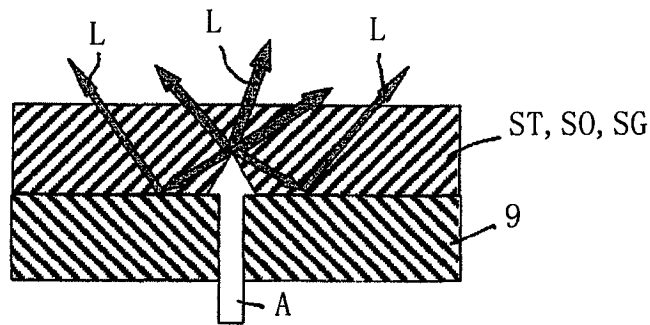


图 4

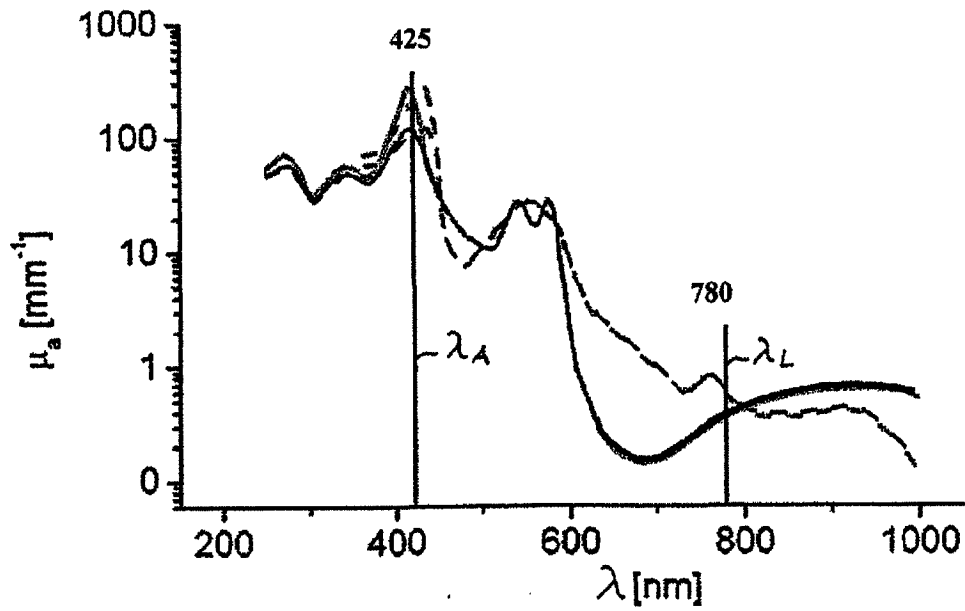


图 5