



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104970801 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 14

(21) 申请号 201510162197. 3

(22) 申请日 2015. 04. 07

(30) 优先权数据

2014-078417 2014. 04. 07 JP

2014-142022 2014. 07. 10 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 西田和弘 石黑英人 江口司

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 田喜庆 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 5/117(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

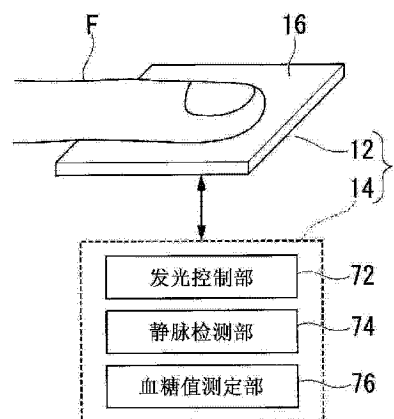
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

生物体信息取得装置、生物体信息取得方法

(57) 摘要

本发明提供了无需另外设置温度测定单元就能够回避生物体成分的温度依存性的影响而取得正确的生物体信息的生物体信息取得装置以及生物体信息取得方法。生物体信息取得装置(1)具备:光源,向生物体(F)照射光;受光元件,接收来自生物体的光;运算部(74、76),基于受光元件的检测结果,求取生物体信息。运算部(74、76)在光源发光时,通过受光元件检测发光时检测值,在光源熄灭时,通过受光元件检测熄灭时检测值,基于熄灭时检测值,求取发光时检测值的温度依存成分,补正发光时检测值。



1. 一种生物体信息取得装置,其特征在于,具备:

光源,向生物体照射光;

受光元件,接收来自所述生物体的光;以及

运算部,求取生物体信息,

所述运算部在所述光源发光时,通过使用来自所述受光元件的第一信号来检测第一值,在所述光源熄灭时,通过使用来自所述受光元件的第二信号来检测第二值,基于所述第二值,求取所述生物体的温度,并使用所述温度补正所述第一值。

2. 根据权利要求1所述的生物体信息取得装置,其特征在于,所述受光元件作为第一受光元件和第二受光元件而工作。

3. 根据权利要求2所述的生物体信息取得装置,其特征在于,所述第二受光元件被配置于所述光源和所述第一受光元件之间。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的生物体信息取得装置,其特征在于,所述第二值在所述第二受光元件为遮光状态下被检测。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的生物体信息取得装置,其特征在于,所述生物体信息是所述生物体内的成分浓度、血液内的成分浓度以及血糖值中的至少一种。

6. 一种生物体信息取得方法,其用于通过受光元件接收从光源向生物体照射的光而求取生物体信息,其特征在于,包括:

发光时检测工序,使所述光源发光,通过使用所述受光元件检测第一值;

熄灭时检测工序,所述光源熄灭,通过使用所述受光元件检测第二值;以及

补正工序,基于所述第二值,求取温度,并使用所述温度补正所述第一值。

7. 根据权利要求6所述的生物体信息取得方法,其特征在于,所述受光元件作为第一受光元件和第二受光元件而工作。

8. 根据权利要求6或7所述的生物体信息取得方法,其特征在于,所述生物体信息是所述生物体内的成分浓度、血液内的成分浓度以及血糖值中的至少一种。

生物体信息取得装置、生物体信息取得方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物体信息取得装置、生物体信息取得方法。

背景技术

[0002] 生物体信息取得装置被用于生物体认证装置,该生物体认证装置例如为了认证正规使用者,而使用正规使用者的指纹、静脉或者虹膜等拍摄数据来判定。

[0003] 此外,生物体信息取得装置也可以作为使用近红外光等而进行非侵入生物体诊断的装置使用。例如,将生物体信息取得装置用于生物体的血糖值测定、生物体成分的分析等。尤其,使用物质的吸收特性的光谱法被广泛采用。

[0004] 已知生物体成分的吸收特性具有较大的温度依存性。尤其,水的吸收特性的温度依存性大。因此,在生物体信息取得装置中,由于当作为测定对象的生物体的温度变动时,光的吸收特性变化,因此,难以取得正确的生物体信息。

[0005] 因此,为了回避生物体成分的温度依存性的影响,研究了各种技术。在专利文献 1 中,公开了为了回避生物体成分的温度依存性的影响,而具备测定深部体温的测定单元的生物体测定装置。专利文献 2 中,公开了将光检测探针保持为与身体深部温度大致相同的温度而回避生物体成分的温度依存性的影响的生物体测定装置。

[0006] 【现有技术文献】

[0007] 【专利文献】

[0008] 专利文献 1 :日本特开 2006-280762 号公报

[0009] 专利文献 2 :日本特开 2010-227271 号公报

[0010] 但是,在现有技术中,由于在生物体信息取得装置中设置测定深部温度的单元、保持单元等,生物体信息取得装置变得大型化、笨重化。因此,难以适用于例如手表型的生物体信息取得装置等。

[0011] 此外,由于装置构成复杂化,因此存在产品成本上升的问题。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于提供无需另外设置温度测定单元,就能够回避生物体成分的温度依存性的影响而取得正确的生物体信息的生物体信息取得装置、生物体信息取得方法。

[0013] 本发明的第一方面涉及的生物体信息取得装置的特征在于,具备:光源,向生物体照射光;受光元件,接收来自所述生物体的光;以及运算部,基于所述受光元件的检测结果,求取生物体信息,所述运算部在所述光源发光时,通过所述受光元件检测发光时检测值,在所述光源熄灭时,通过所述受光元件检测熄灭时检测值,基于所述熄灭时检测值,求取所述发光时检测值的温度依存成分,补正所述发光时检测值。

[0014] 因此,根据本发明,能够取得从发光时检测值中排除了生物体成分的温度依存性的影响的高精度的生物体信息。此外,在本发明中,由于通过受光元件也取得有关生物体的温度的信息,因此,不再有必要另外设置取得温度信息的设备,有利于装置的小型轻便化以

及低价格化。

[0015] 根据第一方面的生物体信息取得装置,在本发明的第二方面中,其特征在于,所述受光元件具有第一受光元件和第二受光元件。

[0016] 由此,根据本发明,能够通过第一受光元件取得发光时检测值,通过第二受光元件取得熄灭时检测值。

[0017] 根据第二方面的生物体信息取得装置,在本发明的第三实施方式中,其特征在于,所述第二受光元件被配置于所述光源和所述第一受光元件之间。

[0018] 由此,根据本发明,即使熄灭时检测值比发光时检测值微弱,也能够选择能够高精度地取得熄灭时检测值的第二受光元件。

[0019] 根据第一方面至第三方面中任一方面的生物体信息取得装置,在本发明的第四方面中,其特征在于,所述熄灭时检测值在所述受光元件为遮光状态下被检测。

[0020] 由此,根据本发明,光源未发光而被遮光时的熄灭时检测值正确地反映了温度信息。通过把握该熄灭时检测值和生物体温度的关系,能够容易地取得生物体温度。

[0021] 根据第一方面至第四方面中任一方面的生物体信息取得装置,在本发明的第五方面中,其特征在于,所述生物体信息是体内或者血液内的成分浓度或者血糖值。

[0022] 由此,根据本发明,能够高精度地取得有关温度依存性大的体内或者血液内的成分浓度或者血糖值的信息。

[0023] 本发明的第六方面涉及的生物体信息取得方法用于通过受光元件接收从光源向生物体照射的光而求取生物体信息,其特征在于,包括:发光时检测工序,使所述光源发光,通过所述受光元件检测发光时检测值;熄灭时检测工序,所述光源熄灭,通过所述受光元件检测熄灭时检测值;以及补正工序,基于所述熄灭时检测值,求取所述发光时检测值的温度依存成分,补正所述发光时检测值。

[0024] 因此,根据本发明,能够取得从发光时检测值中排除了生物体成分的温度依存性的影响的高精度的生物体信息。此外,在本发明中,由于通过受光元件也取得有关生物体的温度的信息,因此,不再有必要另外设置取得温度信息的设备,有利于装置的小型轻便化以及低价格化。

[0025] 根据第六方面的生物体信息取得方法,在本发明的第七方面中,其特征在于,所述受光元件具有第一受光元件和第二受光元件。

[0026] 由此,根据本发明,例如,能够通过第一受光元件取得发光时检测值,通过第二受光元件取得熄灭时检测值。

[0027] 根据第六方面或第七方面的生物体信息取得装置,在本发明的第八方面中,其特征在于,所述生物体信息是体内或者血液内的成分浓度或者血糖值。

[0028] 由此,根据本发明,能够高精度地取得有关温度依存性大的体内或者血液内的成分浓度或者血糖值的信息。

附图说明

[0029] 图1为示出本发明的实施方式涉及的生物体信息取得装置1的图。

[0030] 图2为生物体信息取得部12的截面图。

[0031] 图3为表示集光部40的各透镜44的排列的示意图。

- [0032] 图 4 为受光元件 34 的电路图。
- [0033] 图 5 为示出本发明的实施方式涉及的生物体信息取得方法的流程图。
- [0034] 符号说明
- | | |
|-------------------------|-------------------|
| [0035] 1 生物体信息取得装置 | 12 生物体信息取得部 |
| [0036] 34 受光元件 | 34Q 受光元件（第一受光元件） |
| [0037] 34R 受光元件（第二受光元件） | 74 静脉检测部（运算部） |
| [0038] 76 血糖值测定部（运算部） | 110 扫描线 |
| [0039] 111 光电二极管 | 112 放大晶体管 |
| [0040] 113 重置晶体管 | 114 选择晶体管 |
| [0041] 120 读出线 | 130 重置信号线 |
| [0042] 140 正电源线 | 150 负电源线 |
| [0043] D 有机 EL 元件（光源） | DP 有机 EL 元件（第一光源） |
| [0044] F 手指（生物体）。 | |

具体实施方式

- [0045] 参照附图,对本发明的生物体信息取得装置、生物体信息取得方法进行说明。
- [0046] 在各图中,为了使各层、各构件为能够识别程度的大小,使各层或各构件的尺寸与实际不同。
- [0047] 图 1 为示出本发明的实施方式涉及的生物体信息取得装置 1 的图。
- [0048] 生物体信息取得装置 1 检测使用者的手指 F 的静脉图案,基于静脉图案进行个体认证,进一步测定使用者的血糖值。
- [0049] 生物体信息取得装置 1 具备生物体信息取得部 12 和控制部 14。
- [0050] 生物体信息取得部 12 取得手指 F 的静脉图案等。使用者的手指 F 载置于生物体信息取得部 12 的表面（检测面 16）。
- [0051] 控制部 14 基于通过生物体信息取得部 12 取得的信息（静脉图案、血糖值）,进行个体认证、健康判断。
- [0052] 图 2 为生物体信息取得部 12 的截面图。
- [0053] 生物体信息取得部 12 构成为包括受光部 30、集光部 40、光源部 50。
- [0054] 集光部 40 介于手指 F 和受光部 30 之间,光源部 50 介于受光部 30 和集光部 40 之间。
- [0055] 受光部 30 例如为 CMOS 传感器或 CCD 传感器。受光部 30 具备平板状的基板 32 和多个受光元件 34。多个受光元件 34 形成于基板 32 中的手指 F 侧（集光部 40 侧）的表面上,且呈阵列状（矩阵状）排列。各受光元件 34 生成以及输出对应于受光量的检测信号。在本实施方式中,如后所述,受光部 30 由 CMOS 传感器型的受光元件 34 构成。
- [0056] 集光部 40 构成为包括基板 42 和多个透镜（微透镜）44。
- [0057] 基板 42 为光透过性的板状构件（例如玻璃基板）。基板 42 中的与受光部 30 相反侧的表面相当于检测面 16。
- [0058] 多个透镜 44 中的每个透镜以与受光部 30 的各受光元件 34 一对一地对应的方式,形成于基板 42 中的受光部 30 侧的表面。各透镜 44 为使来自手指 F 侧的入射光向与该透

镜 44 对应的受光元件 34 汇聚的凸透镜。

[0059] 此外,也可以一体地形成基板 42 和多个透镜 44。

[0060] 图 3 为表示集光部 40 的各透镜 44 的排列的示意图。

[0061] 多个透镜 44 沿相互正交的 X 方向及 Y 方向阵列状排列。具体而言,以各透镜 44 的光轴通过沿 X 方向延伸的多条直线 LX1 和沿 Y 方向延伸的多条直线 LY1 的各交点的方式排列各透镜 44。

[0062] 各透镜 44 的光轴通过与该透镜 44 对应的受光元件 34 的中心(参照图 2)。

[0063] 如图 2 所示,光源部 50 构成为包括基板 52 和多个有机 EL 元件 D(D1、D2)。

[0064] 基板 52 为光透过性的板状构件(例如,玻璃基板)。

[0065] 多个有机 EL 元件 D 为向手指 F 照射规定的波长的光(检查光)的薄膜型的发光元件(光源)。多个有机 EL 元件 D 在基板 52 的面上沿 X 方向及 Y 方向矩阵状排列。

[0066] 如图 3 所示,多个有机 EL 元件 D 配置于多条直线 LX2 和直线 LY2 的各交叉部。

[0067] 多条直线 LX1 和多条直线 LX2 在 Y 方向以等间隔交互地排列,多条直线 LY1 和多条直线 LY2 在 X 方向以等间隔交互地排列。

[0068] 多个有机 EL 元件 D 具有第一有机 EL 元件 D1 和第二有机 EL 元件 D2。

[0069] 第一有机 EL 元件 D1 和第二有机 EL 元件 D2 照射相互不同的波长的检测光。第一有机 EL 元件 D1 射出波长 $\lambda 1$ 的检查光,第二有机 EL 元件 D2 射出波长 $\lambda 2$ 的检查光。

[0070] 波长 $\lambda 1$ 以及波长 $\lambda 2$ 为近红外光的波长域内的相互不同的波长。例如,波长 $\lambda 1$ 被设定为被手指 F 的静脉内的还原血红蛋白吸收的数值,波长 $\lambda 2$ 被设定为被血糖(葡萄糖)吸收的数值。多个第一有机 EL 元件 D1 被使用于静脉图案的检测,多个第二有机 EL 元件 D2 被使用于血糖值的测定。

[0071] 位于各直线 LY2 的线上的各第一有机 EL 元件 D1 的排列和位于各直线 LY2 的线上的各第二有机 EL 元件 D2 的排列,在 X 方向以等间隔交互地配置。

[0072] 如图 2 的箭头 $\alpha 1$ 所示,从各有机 EL 元件 D 射出的检查光透过基板 52 和集光部 40 的基板 42,入射至手指 F。入射至手指 F 的光在内部被吸收的同时传播,且从手指 F 射出。如图 2 的箭头 $\alpha 2$ 所示,从检测面 16 入射至集光部 40 的同时,在被各透镜 44 集光的基础上,到达受光元件 34。

[0073] 控制部 14 执行手指 F 的静脉图案的检测和血糖值的测定。

[0074] 如图 1 所示,控制部 14 构成为包括发光控制部 72、静脉检测部 74 和血糖值测定部 76。例如,通过运算处理装置(CPU)执行存储于存储电路(图示省略)的程序,控制部 14 的各要素得以实现。

[0075] 发光控制部 72 选择性地使生物体信息取得部 12 的各第一有机 EL 元件 D1 和各第二有机 EL 元件 D2 发光。具体而言,发光控制部 72 在静脉图案检测时,使波长 $\lambda 1$ 的检查光照射至第一有机 EL 元件 D1,在血糖值的测定时,使波长 $\lambda 2$ 的检查光照射至第二有机 EL 元件 D2。

[0076] 静脉检测部(运算部)74 检测手指 F 的静脉图案。各第一有机 EL 元件 D1 射出的波长 $\lambda 1$ 的检查光被静脉内的还原血红蛋白吸收后,手指 F 的静脉图案反映于波长 $\lambda 1$ 照射时的各受光元件 34 的受光量。

[0077] 静脉检测部 74 在发光控制部 72 使波长 $\lambda 1$ 的检查光照射至各第一有机 EL 元件

D1 的期间内,利用各受光元件 34 生成的检测信号,检测手指 F 的静脉图案。静脉检测部 74 对照正规的使用者事先注册的静脉图案和实际从检测信号指定的静脉图案,在二者匹配的情况下则判定为正当的使用者(认证成功),在二者不匹配的情况下则判定为非正当的使用者(认证失败)。

[0078] 血糖值测定部(运算部)76 测定使用者的血中的血糖(葡萄糖)的浓度。各第二有机 EL 元件 D2 射出的波长 $\lambda 2$ 的检查光被血糖吸收。因此,使用者的血液所包含的血糖的浓度反映于各受光元件 34 的受光量。

[0079] 血糖值测定部 76 在发光控制部 72 使波长 $\lambda 2$ 的检查光照射至各第二有机 EL 元件 D2 的期间内,根据各受光元件 34 所生成的检测信号而测定血糖值。

[0080] 控制部 14 以由静脉检测部 74 实施的认证的成功为条件,进行由血糖值测定部 76 实施的血糖(葡萄糖)的浓度测定。控制部 14 存储由血糖值测定部 76 实施的血糖的浓度测定的结果(血糖值)或者显示血糖值或测定履历等。

[0081] 另一方面,在由静脉检测部 74 实施的认证失败的情况下,中止由血糖值测定部 76 实施的血糖的浓度测定。

[0082] 图 4 为受光元件 34 的电路图。光电二极管 111 的阳极连接于负电源线 150,负电源电位 V_{ss} 供给至负电源电位 V_{ss} 。放大晶体管 112 的栅极和重置晶体管 113 的源极,连接于光电二极管 111 的阴极。放大晶体管 112 的漏极和重置晶体管 113 的漏极联结于正电源线 140,正电源电位 V_{dd} 供给至正电源线 140。放大晶体管 112 的源极和选择晶体管 114 的漏极连接。选择晶体管 114 的源极连接于读出线 120,选择晶体管 114 的栅极连接于扫描线 110。并且,重置晶体管 113 的栅极连接于重置信号线 130。

[0083] 受光元件 34 为了测定光量,首先将放大晶体管 112 的栅极充电至正电源电位 V_{dd} 。然后,在 τ 期间内曝光。在曝光期间内,由于重置晶体管 113 为关闭(OFF)状态,因此,放大晶体管 112 的栅极电位 V_g 随着光电二极管 111 的结漏电流 I 而变化。这样,在曝光结束后,放大晶体管 112 的栅极电位为 $V_g = V_{dd} - I\tau/CT$ 。此外,这里的 CT 为放大晶体管 112 的晶体管电容。由于光量越多则结漏电流越大,因此,放大晶体管 112 的栅极电位 V_g 随着光量而变化,对于由此产生的放大晶体管 112 的电导的变化,在读出期间内,对于每个受光元件 34 进行计测,测定曝光期间内照射的光量。

[0084] 图 5 为示出本发明的实施方式涉及的生物体信息取得方法的流程图。

[0085] 血液(血红蛋白、血糖)的温度依存性大。特别是,水的吸收特性的温度依存性大。

[0086] 因此,当使用者的体温变动时,光的吸收特性变化,因此,难以取得正确的生物体信息。也就是说,静脉图案的检测、血糖值的测定不正确。

[0087] 因此,生物体信息取得装置 1 参照熄灭时的受光部 30(受光元件 34)的输出值,测定使用者(生物体)的体温。并且,基于测定到的体温,补正静脉图案的检测结果、血糖值。由此,正确地进行静脉图案的检测、血糖值的测定。即,取得正确的生物体信息。

[0088] 本申请发明人经过锐意研究,得知光电二极管 111 显示出很强的温度依存性。将反向偏置状态的 PN 结合半导体二极管使用于光电二极管 111,其生成原理是,PN 结合漏电流通过肖克莱生成或伴随着普尔-弗兰克效应的声子辅助隧穿,在贫化区域进行电子/正空穴对的生成。这种情况下,温度的微小变化会改变费米函数的展开,因此,肖克莱生成频度或伴随着普尔-弗兰克效应的声子辅助隧穿频度也大幅变化,因此,光电二极管 111 显示

出很强的温度依存性。从而,光未入射至光电二极管 111 的熄灭时的计测电流具有温度信息。

[0089] 具体而言,生物体信息取得方法可以通过以下的工序进行。

[0090] 首先,将生物体信息取得装置 1 固定于使用者的手指 F。也就是说,使检测面 16 密接于手指 F(设备固定工序 S1)。

[0091] 然后,使多个有机 EL 元件 D 中的任意的有机 EL 元件(第一光源)DP 发光(光源发光工序 S2)。有机 EL 元件 DP 可以为第一有机 EL 元件 D1 和第二有机 EL 元件 D2 的任一个。

[0092] 在使有机 EL 元件 DP 发光的状态下,通过位于远离有机 EL 元件 DP 的位置的受光元件(第一受光元件 34Q),接收(检测)在生物体内部(手指 F)散射传播的光(光检测工序(发光时检测工序)S3)。也就是说,取得第一受光元件 34Q 的检测信号(发光时检测值)。

[0093] 从有机 EL 元件 DP 射出的光被血液中所包含的血红蛋白、血糖吸收,因此,由第一受光元件 34Q 接收(检测)的光中包含手指 F 的静脉图案信息、血糖值信息。

[0094] 通过第一受光元件 34Q 进行的受光完成后,熄灭有机 EL 元件 DP(光源熄灭工序 S4)。

[0095] 然后,在熄灭有机 EL 元件 DP 的状态下,取得第二受光元件 34R 的检测信号(熄灭时检测值)。受光元件 34 在有机 EL 元件 D 发光时作为第一受光元件 34Q 工作,在有机 EL 元件 D 不发光时作为第二受光元件 34R 工作。由于受光元件(第二受光元件)34R 未检测出光,因此,第二受光元件 34R 将主要反映了温度信息的电流输出至读出线 120。也就是说,第二受光元件 34R 取得光源熄灭时的图像(熄灭时图像取得工序(熄灭时检测工序)S5)。

[0096] 第二受光元件 34 取得的熄灭时图像具有温度依存性。因此,第二受光元件 34R 所取得的熄灭时图像中包含手指 F(生物体)的温度信息。

[0097] 然后,基于第二受光元件 34R 所取得的熄灭时图像,求取手指 F(生物体)的温度(温度判断工序 S6)。此时,参照预先准备的转换表格。

[0098] 也就是说,预先验证(调查)作为熄灭时图像的来自第二受光元件 34R 的电流值(称为熄灭时检测值)和温度的关系(温度依存性),作成从第二受光元件 34R 的熄灭时检测值求取温度的转换表格。

[0099] 从而,通过将来自第二受光元件 34R 的熄灭时检测值与转换表格对照,能够求取手指 F(生物体)的温度。此外,优选在第二受光元件 34R 为遮光状态时检测熄灭时检测值。原因在于,在第二受光元件 34R 为遮光状态时检测熄灭时检测值的话,由于外光被遮蔽,因此,光源不发光而被遮光时的熄灭时检测值,正确地反映了温度信息。

[0100] 然后,基于通过温度判断工序 S6 求得的温度,求取第一受光元件 34Q 的检测信号中所包含的温度依存成分(温度依存成分判定工序 S7)。此时,参照预先准备的转换表格。

[0101] 也就是说,预先验证(调查)第一受光元件 34Q 的检测信号和生物体温度的关系(温度依存成分),作成从生物体温度求取第一受光元件 34Q 的检测信号中所包含的温度依存成分的转换表格。

[0102] 从而,通过将生物体温度与转换表格对照,能够求取第一受光元件 34Q 的检测信号中所包含的温度依存成分。

[0103] 然后,进行在光检测工序 S3 中取得的检测信号的补正(检测信号补正工序(补正工序)S8)。也就是说,从在光检测工序 S3 中取得的检测信号中除去通过温度依存成分判定工序 S7 求得的温度依存成分。由此,取得排除了生物体温度的影响的检测信号。

[0104] 最后,对于经过检测信号补正工序 S8 得到的检测信号进行运算处理(检测信号处理工序 S9)。在检测信号处理工序 S9 中进行例如多变量解析等。

[0105] 由此,得到生物体(手指 F)的静脉图案、血糖值。在该静脉图案或血糖值中,排除了生物体温度的影响。

[0106] 在检测信号处理工序 S9 中求取血糖值的情况下,例如,进行如下所示的运算处理。

[0107] 当考虑生物体内的主要成分为水、蛋白质、脂质、葡萄糖时,根据蓝伯特皮尔定律,式(1)成立。

[0108] 【式 1】

[0109]

$$\begin{cases} A(\lambda_1) = \varepsilon_w(\lambda_1)c_wL + \varepsilon_p(\lambda_1)c_pL + \varepsilon_l(\lambda_1)c_lL + \varepsilon_g(\lambda_1)c_gL \\ A(\lambda_2) = \varepsilon_w(\lambda_2)c_wL + \varepsilon_p(\lambda_2)c_pL + \varepsilon_l(\lambda_2)c_lL + \varepsilon_g(\lambda_2)c_gL \\ A(\lambda_3) = \varepsilon_w(\lambda_3)c_wL + \varepsilon_p(\lambda_3)c_pL + \varepsilon_l(\lambda_3)c_lL + \varepsilon_g(\lambda_3)c_gL \\ A(\lambda_4) = \varepsilon_w(\lambda_4)c_wL + \varepsilon_p(\lambda_4)c_pL + \varepsilon_l(\lambda_4)c_lL + \varepsilon_g(\lambda_4)c_gL \end{cases} \quad \dots (1)$$

[0110] 其中,

[0111] A:吸光度

[0112] L:光路长度(长度一定而与波长无关)

[0113] ε_w 、 ε_p 、 ε_l 、 ε_g :水、蛋白质、脂质、葡萄糖的摩尔吸光系数

[0114] c_w 、 c_p 、 c_l 、 c_g :水、蛋白质、脂质、葡萄糖的摩尔浓度

[0115] 当使用四种波长取得吸光度 A(检测信号)时,根据式(1),可以求得生物体内的主要成分的各自的浓度 c 乘以光路长度 L 的值 cL。

[0116] 也就是说,【式 2】

[0117] c_wL 、 c_pL 、 c_lL 、 c_gL

[0118] 得以求得。

[0119] 因此,如果光路长度 L 是已知的,则能够算出生物体内的主要成分(水、蛋白质、脂质、葡萄糖)的各自的浓度 c。

[0120] 生物体内的主要成分的各自的浓度例如可以通过采血等预先求得。因此,通过使用生物体信息取得装置 1 的生物体信息取得方法,能够取得排除了生物体温度的影响的正确的生物体信息。

[0121] 生物体信息取得装置 1 不限于上述的实施方式,通过如下列举的变形例的方式,也能够取得与实施方式相同的效果。

[0122] 第一受光元件 34Q 和第二受光元件 34R 也可以为同一受光元件。也就是说,第二受光元件 34R 可以兼作第一受光元件 34Q。

[0123] 生物体信息取得部 12 不限于取得两种生物体信息(静脉图案、血糖值)的情况。

也可以仅取得静脉图案或者血糖值的任一方的生物体信息。

[0124] 生物体信息也可以为脑电波、肌电、心电、心率（脉搏）、血压等。

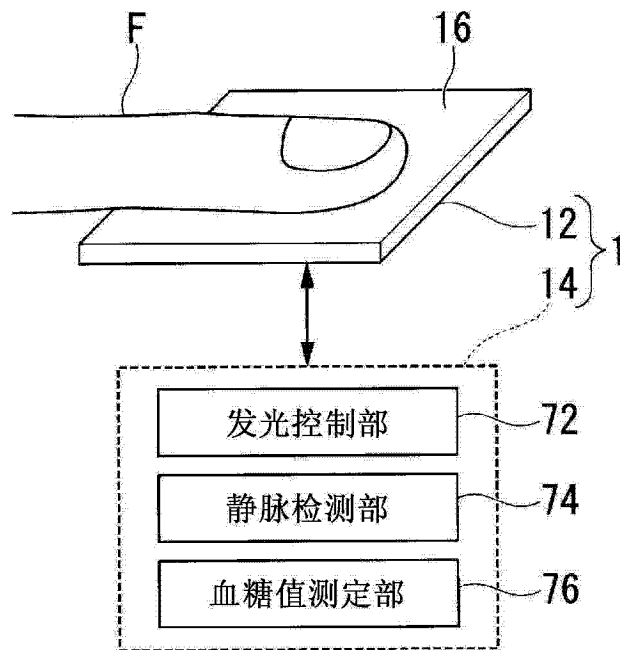


图 1

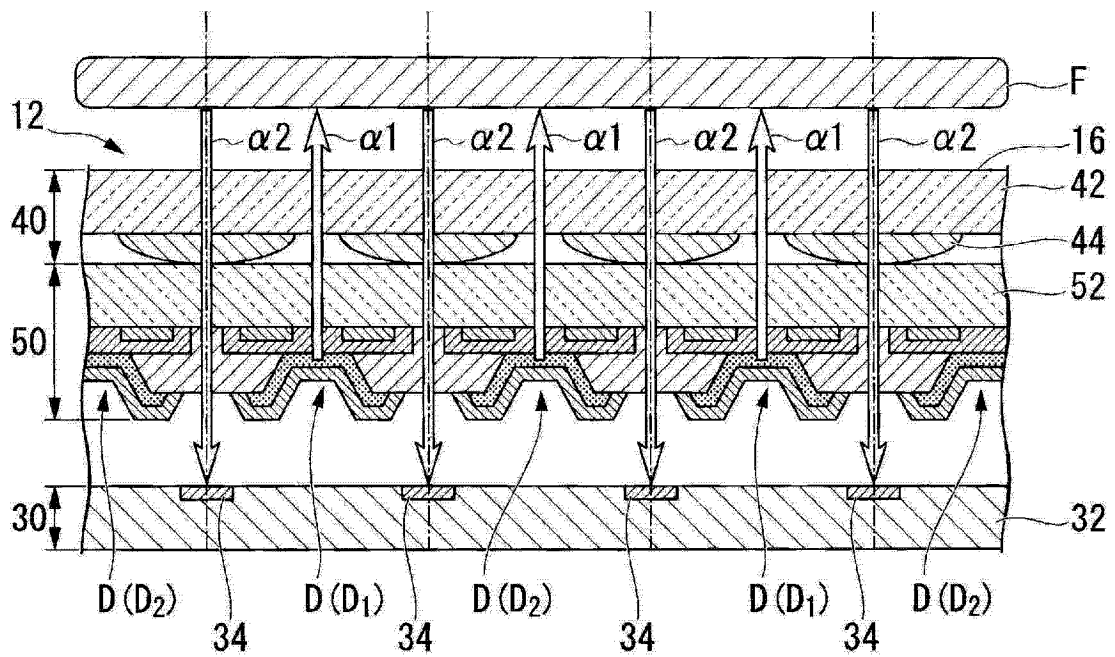


图 2

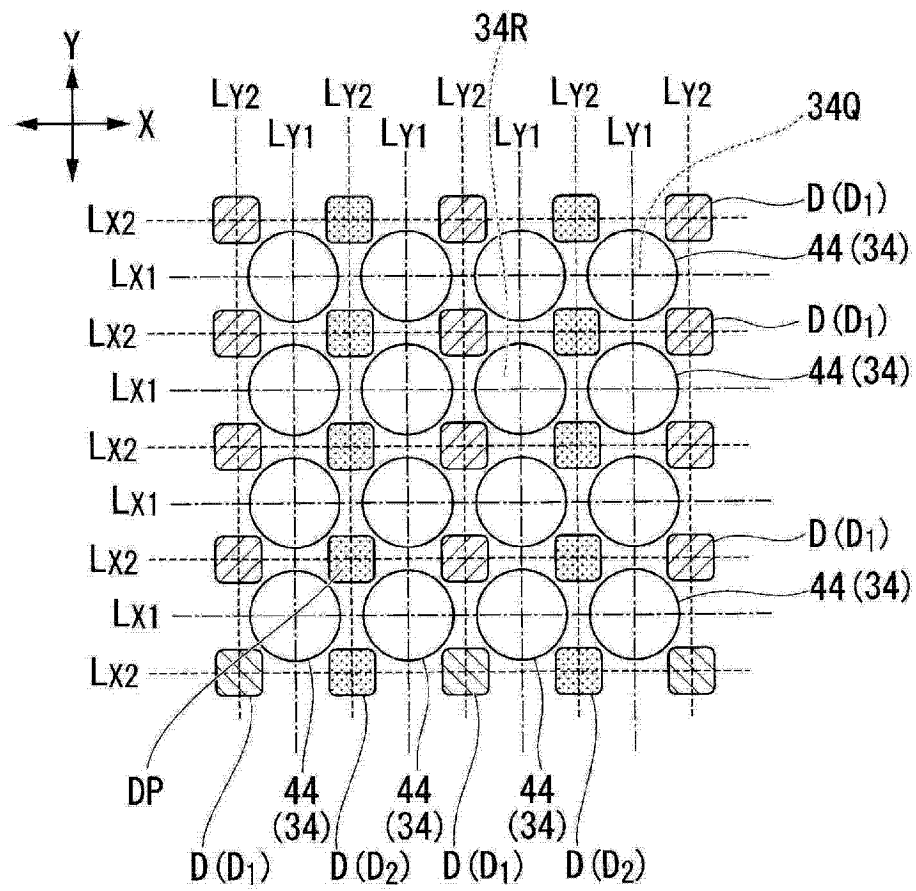


图 3

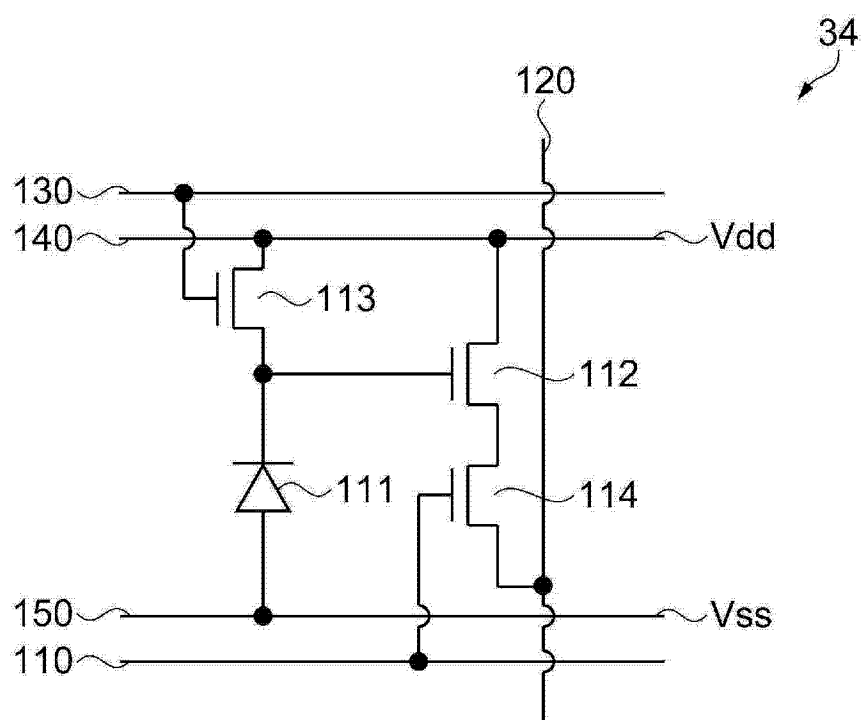


图 4

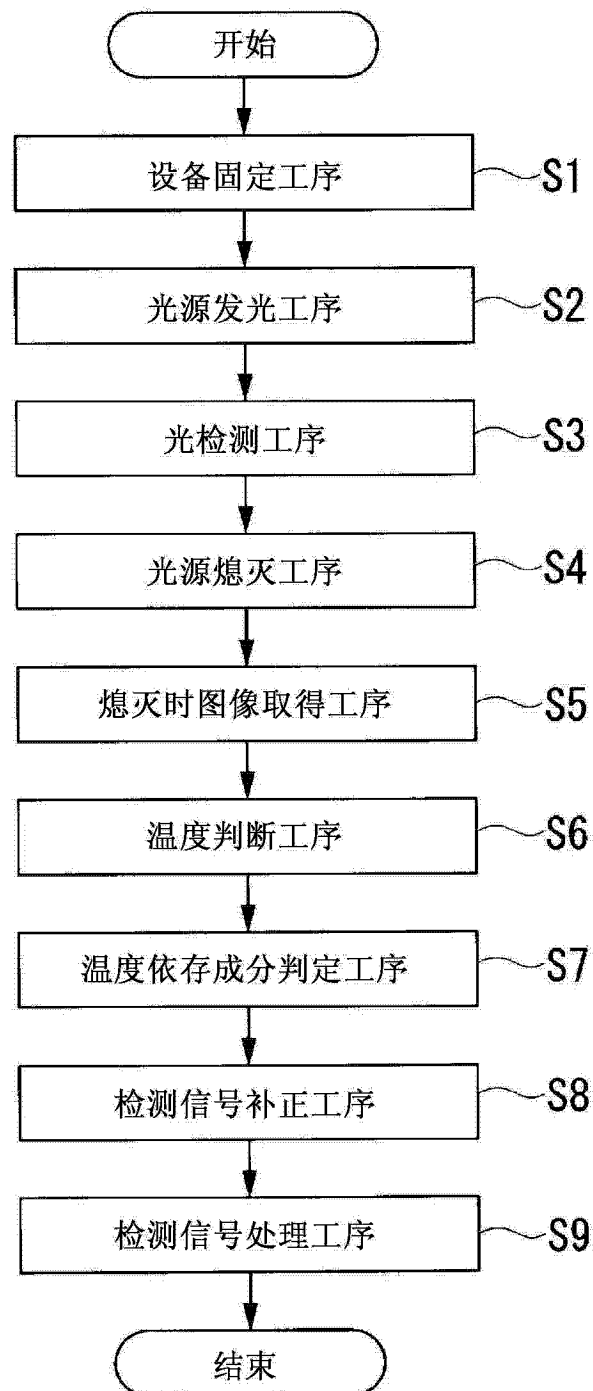


图 5

专利名称(译)	生物体信息取得装置、生物体信息取得方法		
公开(公告)号	CN104970801A	公开(公告)日	2015-10-14
申请号	CN201510162197.3	申请日	2015-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	西田和弘 石黑英人 江口司		
发明人	西田和弘 石黑英人 江口司		
IPC分类号	A61B5/117 A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/1455 A61B5/1172 A61B5/14532 A61B5/489 A61B5/6826 A61B5/7278 A61B2560/0252 A61B2562/0238 A61B2562/0242 A61B2562/046 A61B5/01 A61B5/117 A61B5/14552 A61B5/7225 A61B2562/0233 A61B2562/146 G06K9/0004 G06K2009/00932		
优先权	2014142022 2014-07-10 JP 2014078417 2014-04-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了无需另外设置温度测定单元就能够回避生物体成分的温度依存性的影响而取得正确的生物体信息的生物体信息取得装置以及生物体信息取得方法。生物体信息取得装置(1)具备：光源，向生物体(F)照射光；受光元件，接收来自生物体的光；运算部(74、76)，基于受光元件的检测结果，求取生物体信息。运算部(74、76)在光源发光时，通过受光元件检测发光时检测值，在光源熄灭时，通过受光元件检测熄灭时检测值，基于熄灭时检测值，求取发光时检测值的温度依存成分，补正发光时检测值。

