



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107233072 A

(43)申请公布日 2017. 10. 10

(21)申请号 201610803799.7

A61B 5/0295(2006.01)

(22)申请日 2016.09.05

A61B 5/1455(2006.01)

(30)优先权数据

2016-064463 2016.03.28 JP

(71)申请人 富士施乐株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 小岛友晓 逆井一宏 小泽秀明

梅川英之 赤松学

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 吕俊刚 李艳芳

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

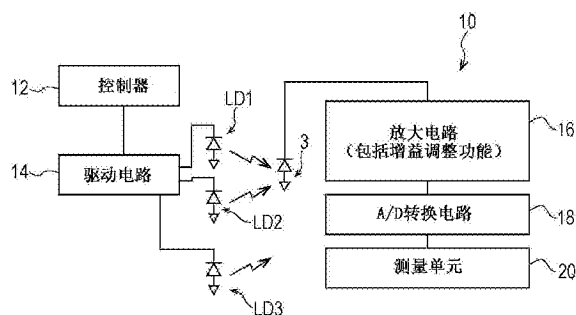
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

活体信息测量装置和光发射元件

(57)摘要

活体信息测量装置和光发射元件。一种活体信息测量装置包括：第一光发射单元，其发射单模激光束；第二光发射单元，其发射多模光束或LED光束；光接收元件，其接收当第一光发射单元和第二光发射单元朝向活体发射光束时由活体反射或透射的反射光束或透射光束；控制单元，其控制第一光发射单元和第二光发射单元的光发射时段；以及测量单元，其通过使用由光接收元件连续接收的反射光束或透射光束中的每个来测量关于活体的多种类型活体信息。



1. 一种活体信息测量装置,所述活体信息测量装置包括:
第一光发射单元,所述第一光发射单元发射单模激光束;
第二光发射单元,所述第二光发射单元发射多模光束或LED光束;
光接收元件,所述光接收元件接收当所述第一光发射单元和所述第二光发射单元朝向活体发射所述光束时由所述活体反射或透射的反射光束或透射光束;
控制单元,所述控制单元控制所述第一光发射单元和所述第二光发射单元的光发射时段;以及
测量单元,所述测量单元通过使用由所述光接收元件连续接收的反射光束或透射光束中的每个测量关于所述活体的多种类型活体信息。
2. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,
其中,所述控制单元控制所述光发射时段,使得所述第一光发射单元的所述光发射时段和所述第二光发射单元的所述光发射时段不交叠。
3. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,
其中,所述测量单元测量所述活体的血流信息和脉搏波作为所述活体信息。
4. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,
其中,所述第二光发射单元包括发射具有不同波长的光束的两个光发射元件,并且
其中,所述测量单元测量所述活体的血流信息和氧饱和度作为所述活体信息。
5. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,所述活体信息测量装置还包括:
增益调整单元,所述增益调整单元执行增益调整,使得对应于由所述光接收元件接收的每个所述光束的光接收信号的电平落在指定范围内。
6. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,
其中,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元形成在同一半导体基板上。
7. 根据权利要求1所述的活体信息测量装置,
其中,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元中的每个是表面发射激光器。
8. 一种光发射元件,所述光发射元件包括:
第一光发射单元,所述第一光发射单元发射单模激光束;以及
第二光发射单元,所述第二光发射单元发射多模光束或LED光束,
其中,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元形成在同一半导体基板上。
9. 根据权利要求8所述的光发射元件,
其中,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元中的每个均是表面发射激光器。

活体信息测量装置和光发射元件

技术领域

[0001] 本发明涉及活体信息测量装置和光发射元件。

背景技术

[0002] 日本未审查专利申请第2008-212258号公报描述了一种光学检测装置,该光学检测装置包括:多个光发射元件,其形成在基板上;光接收元件,其接收来自用从光发射元件发射的光束照射的外部对象的反射光束并且将反射光束转换成电检测信号;驱动单元,其能够彼此独立地驱动多个光发射元件;存储单元,当多个光发射元件彼此独立地被驱动时,该存储单元存储所获得的多个检测信号以对应于多个光发射元件;以及确定单元,其基于存储单元中存储的多个检测信号来确定多个光发射元件中的一个将用作光源。

[0003] 日本第4475601号专利描述了一种光发射传感器装置,该光发射传感器装置:包括基板;光发射单元,其设置在基板上并且朝向对象发射具有不同波长的多个光束,使得光束至少部分地交叠;以及光接收单元,其设置在基板上并且针对每个波长检测由于多个所发射的光束生成的来自对象的光束。

[0004] 日本未审查专利第2013-000158号公报描述了一种活体传感器,该活体传感器包括:第一基板,其透射光;光发射单元,其通过第一基板朝向对象发射光束;光接收单元,其设置在第一基板面向对象的表面上,使得其光接收面面向对象,并且该光接收单元输出根据从对象接收的光的信号;以及光阻挡单元,其具有开口,光接收表面通过该开口暴露在平面视图中,并且该光阻挡单元被形成为覆盖光接收单元。

[0005] 用于测量活体信息的已知技术的示例包括:光电容积脉搏波描记(photoplethysmographic)传感器,其通过使用通过血红蛋白吸收光来测量光电容积脉搏波;以及氧饱和度传感器,其通过使用双波长光电容积脉搏波来测量氧饱和度。近年来,已经开发了通过使用由红血细胞的速度造成的光的多普勒频移来检测血流信息的血流传感器。使用先进的制造技术,已经减小了这种血流传感器的尺寸,以便可附接到指尖。血流传感器能够测量血流信息,诸如血流量、血流速度和血量。

[0006] 直到最近,单个传感器装置被用于测量单个类型的活体信息。然而,近来,已经积极地开发了均能够测量多种类型活体信息的可佩戴装置。为了开发能够测量多种类型活体信息的可佩戴装置,必须减小传感器的尺寸和成本。

[0007] 当通过用光照射活体同时测量活体的光电容积脉搏波(或氧饱和度)和血流信息时,必须使用具有更窄的光发射光谱宽度的单模激光束来测量血流信息。然而,单模激光束的光发射量小。另一方面,必须使用具有大光发射量的光束来测量光电容积脉搏波(或氧饱和度)。因此,如果使用单模激光束,则光发射量可能不足。而且,如果使用单模激光束,则多普勒频移可能产生噪声。

发明内容

[0008] 与通过使用仅单模激光束来测量多种类型活体信息的情况相比,本发明的目的是

提供能够高精度地测量多种类型活体信息的小活体信息测量装置和小光发射元件。

[0009] 根据本发明的第一方面,一种活体信息测量装置包括:第一光发射单元,其发射单模激光束;第二光发射单元,其发射多模光束或LED光束;光接收元件,其接收当所述第一光发射单元和所述第二光发射单元朝向活体发射所述光束时由所述活体反射或透射的反射光束或透射光束;控制单元,其控制所述第一光发射单元和所述第二光发射单元的光发射时段;以及测量单元,其通过使用由所述光接收元件连续接收的反射光束或透射光束中的每个测量关于所述活体的多种类型活体信息。

[0010] 根据本发明的第二方面,所述控制单元控制所述光发射时段,使得所述第一光发射单元的所述光发射时段和所述第二光发射单元的所述光发射时段不交叠。

[0011] 根据本发明的第三方面,所述测量单元测量所述活体的血流信息和脉搏波(plethysmogram)作为所述活体信息。

[0012] 根据本发明的第四方面,所述第二光发射单元包括发射具有不同波长的光束的两个光发射元件,并且所述测量单元测量所述活体的血流信息和氧饱和度作为所述活体信息。

[0013] 根据本发明的第五方面,所述活体信息测量装置还包括:增益调整单元,其执行增益调整,使得对应于由所述光接收元件接收的每个光束的光接收信号的电平落在指定范围内。

[0014] 根据本发明的第六方面,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元形成在同一半导体基板上。

[0015] 根据本发明的第七方面,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元中的每个是表面发射激光器。

[0016] 根据本发明的第八方面,光发射元件包括:第一光发射单元,其发射单模激光束;以及第二光发射单元,其发射多模光束或LED光束。所述第一光发射单元和所述第二光发射单元形成在同一半导体基板上。

[0017] 根据本发明的第九方面,所述第一光发射单元和所述第二光发射单元中的每个是表面发射激光器。

[0018] 通过本发明的第一方面,与通过仅使用单模激光束来测量多种类型活体信息的情况相比,可以高精度地测量多种类型活体信息。

[0019] 通过本发明的第二方面,与光发射时段交叠的情况相比,可以高精度地测量多种类型活体信息。

[0020] 通过本发明的第三方面,与通过仅使用单模激光束来测量血流信息和脉搏波的情况相比,可以高精度地测量血流信息和脉搏波。

[0021] 通过本发明的第四方面,与通过仅使用单模激光束来测量血流信息和氧饱和度的情况相比,可以高精度地测量血流信息和氧饱和度。

[0022] 通过本发明的第五方面,与不调整所接收信号的增益的情况相比,可以高精度地测量多种类型活体信息。

[0023] 通过本发明的第六方面,与第一光发射单元和第二光发射单元形成在不同半导体基板上的情况相比,可以减小装置的尺寸。

[0024] 通过本发明的第七方面,与第一光发射单元和第二光发射单元不是表面发射激光

器的情况相比,可以减小活体信息测量装置的尺寸。

[0025] 通过本发明的第八方面,与第一光发射单元和第二光发射单元形成在不同半导体基板上的情况相比,可以减小光发射元件的尺寸。

[0026] 通过本发明的第九方面,与第一光发射单元和第二光发射单元不是表面发射激光器的情况相比,可以减小光发射元件的尺寸。

附图说明

[0027] 将基于以下附图详细地描述本发明的示例性实施方式,附图中:

[0028] 图1是示出血流信息和血氧饱和度的测量的示例的示意图;

[0029] 图2是示出由于来自活体的反射光导致的所接收光的量的改变的一个示例的曲线图;

[0030] 图3是用于解释当用激光束或透射光束照射血管时发生的多普勒频移的示意图;

[0031] 图4是用于解释当用激光束照射血管时发生的光斑(speckle)的示意图;

[0032] 图5是示出光谱分布关于所接收光的光量的改变的一个示例的曲线图;

[0033] 图6是示出血流信息的改变的一个示例的曲线图;

[0034] 图7是示出活体中吸收的光的吸收率的改变的一个示例的曲线图;

[0035] 图8是活体信息测量装置的示例性框图;

[0036] 图9示出光发射元件的布置的示例;

[0037] 图10示出光发射图案的一个示例;

[0038] 图11示出光发射图案的一个示例;

[0039] 图12示出光发射图案的一个示例;

[0040] 图13示出光发射图案的一个示例;

[0041] 图14示出光发射图案的一个示例;以及

[0042] 图15示出光发射图案的一个示例。

具体实施方式

[0043] 下文中,将参照附图描述本发明的示例性实施方式。在所有附图中,执行相同操作或具有相同功能的元件将由相同数字表示,并且将省略这种元件的冗余描述。

[0044] 参照图1,将描述测量作为与血液有关的活体信息的示例的血流信息和血氧饱和度的方法。

[0045] 如图1所示,血流信息和血氧饱和度通过以下来测量:通过从光发射元件1朝向患者身体(活体8)发射光;通过使用光接收元件3接收由患者身体中的动脉4、静脉5、毛细血管6等反射或透射的光;并且通过测量所接收光的强度(即,由光接收元件3接收的反射光或透射光的量)。

[0046] 血流信息的测量

[0047] 图2示出表示由光接收元件3接收的反射光的量的示例的曲线80的曲线图。在图2的曲线图中,横轴表示时间,并且纵轴表示光接收元件3的输出,即,由光接收元件3接收的光量。

[0048] 如图2所示,由光接收元件3接收的光量随时间改变。认为该改变由于用光照射包

括血管的活体8时发生的以下三种光学现象而发生。

[0049] 第一光学现象是由于通过脉动测量的血管中存在的血液量的改变导致发生的光的吸收的改变。血液包括诸如红血细胞的血细胞,并且血液在诸如毛细血管6的血管中移动。因此,当血液量改变时,在血管中移动的血细胞的数量也改变。该改变可能影响由光接收元件3接收的光的量。

[0050] 第二光学现象是多普勒频移的影响。

[0051] 图3示出例如光发射元件1朝向包括毛细血管6(其是血管的示例)的区域发射具有频率 ω_0 的相干光束40(诸如激光束)。在这种情况下,具有频率差 $\Delta\omega_0$ 的多普勒频移发生在由于由在毛细血管6中移动的血细胞散射相干光束40导致生成的散射光42的一部分中。频率差 $\Delta\omega_0$ 由血细胞的移动速率来确定。相反,由于由不包括移动成分(诸如血细胞)的器官(静止组织)散射相干光束40导致产生的散射光42的另一部分具有与所发射的光束的频率 ω_0 相同的频率。因此,由血管(诸如毛细血管6)散射的具有频率 $(\omega_0 + \Delta\omega_0)$ 的散射光42的部分与由静止组织散射的具有频率 ω_0 的散射光42的另一部分彼此干涉。因此,具有频率差 $\Delta\omega_0$ 的差拍信号由光接收元件3观察到,并且由光接收元件3接收的光的量随时间改变。取决于血细胞的移动速率的、由光接收元件3观察到的差拍信号的频率差 $\Delta\omega_0$ 在具有几十千赫兹的上限的范围内。

[0052] 第三光学现象是光斑的影响。

[0053] 图4示出光发射元件1朝向沿箭头44的方向移动的血细胞7(诸如红血细胞)发射相干光束40(诸如激光束)的情况。在这种情况下,激光束沿各种方向由血细胞7散射。具有不同相位的散射光随机地彼此干涉。由此,具有随机斑点图案的光强度分布发生。以此方式形成的光强度分布图案被称为“光斑图案”。

[0054] 如上所述,因为血细胞7在血管中移动,所以通过血细胞7散射光的方式改变,并且光斑图案随时间变化。因此,由光接收元件3接收的光量随时间改变。

[0055] 接着,将描述获得血流信息的方法的示例。参照图2,当获得由光接收元件3接收的光量的时序数据时,切掉预定单位时间 T_0 内的数据的一部分。通过对数据执行例如快速傅里叶变换(FFT),获得针对频率 ω 的光谱分布。图5是示出表示单位时间 T_0 中针对频率 ω 的光谱分布的示例的曲线82的曲线图。在图5的曲线图中,横轴表示频率 ω ,而纵轴表示光谱强度。

[0056] 血液量与通过关于总光量规格化由图5的曲线图的曲线82、横轴和纵轴围绕的阴影线区域84表示的功率谱的面积获得的值成比例。血流速度与由曲线82表示的功率谱的平均频率成比例。因此,血流速度与通过频率 ω 和在频率 ω 处的功率谱的乘积关于频率 ω 的积分除以阴影线区域84的面积获得的值成比例。

[0057] 血流量(其是血液量和血流速度的乘积)通过使用用于计算血液量和血流速度的上述公式来获得。血流量、血流速度和血液量是血流信息的示例。然而,血流信息不限于这些。

[0058] 图6是示出表示计算得到的单位时间 T_0 内的血流量的改变的示例的曲线86的曲线图。在图6的曲线图中,横轴表示时间,而纵轴表示血流量。

[0059] 如图6所示,血流量随时间变化,并且变化的倾向被分为两种类型。例如,图6的间隔 T_2 内的血流量的变化范围90大于图6的间隔 T_1 内的血流量的变化范围88。假设这是因为间

隔 T_1 内的血流量的改变主要由于脉动并且间隔 T_2 内的血流量的改变由于例如充血。

[0060] 当测量血流量时,为了测量多普勒频移,单模激光器被用作用于测量血流量的光发射元件1。这是因为单模激光器发射具有比其它光束更小的光发射光谱宽度的单模激光束。下文中,用于测量血流量的单模激光器将被称为“光发射元件LD1”。

[0061] 氧饱和度的测量

[0062] 接着,将描述血氧饱和度的测量。血氧饱和度是氧结合到血液中的血红蛋白的程度的指示符。随着血氧饱和度降低,诸如贫血的症状越来越可能发生。

[0063] 图7是示出例如由活体8吸收的光的吸收率的改变的概念图。如图7所示,由活体8吸收的光的量倾向于随时间变化。

[0064] 具体地,由活体8吸收的光的吸收率主要由于由动脉4吸收的光的吸收率的改变而发生。与由于动脉4导致发生的改变相比,由其它器官(诸如静脉5和静止组织)吸收的光的吸收率的改变可忽略。这是因为从心脏泵送出的动脉血随脉搏在动脉4中移动,以使动脉4在沿着动脉4的截面的方向随时间扩张和收缩,从而动脉4的厚度改变。图7中箭头94所示出的范围示出了根据动脉4的厚度的变化发生的所接收光的光吸收量的变化。

[0065] 参照图7,由于动脉4的厚度的改变导致的所吸收光的量的变化 ΔA 由以下表达式(1)来表示,其中, l_a 是在时间 t_a 接收的光量,并且 l_b 是在时间 t_b 接收的光量。

[0066] $\Delta A = \ln(l_b/l_a)$ (1)

[0067] 已知流过动脉4的氧结合到的血红蛋白(氧合血红蛋白)倾向于吸收红外线范围中的具有尤其大约880nm频率的光,而未结合氧的血红蛋白(还原血红蛋白)倾向于吸收红色范围中的具有尤其大约665nm频率的光。而且,已知氧饱和度与针对不同波长的吸收光的量的变化 ΔA 的比率成比例。

[0068] 因此,使用红外光(1R光)与红光的组合,在红外光和红光之间,氧合血红蛋白吸收的光量和还原血红蛋白吸收的光量与其它组合相比更明显地不同。然后,氧饱和度 S 通过使用表达式(2)来计算,其中, ΔA_{IR} 是由活体8吸收的1R光的变化, ΔA_{Red} 是由活体8吸收的红光的变化,并且 k 是比例常数。

[0069] $S = k(\Delta A_{Red}/\Delta A_{IR})$ (2)

[0070] 即,当计算血氧饱和度时,使发射具有不同波长的光束的多个光发射元件1(具体地,发射1R光束的光发射元件1A和发射红光的光发射元件1B)发射光束,使得光发射时段不交叠。从光发射元件1A和1B发射且由活体8反射或透射的反射光束或透射光束通过使用光接收元件3来接收。然后,通过使用在光接收时间接收的光量计算表达式(1)和表达式(2)(或通过变换这些表达式获得的其它表达式)的值来测量氧饱和度。

[0071] 例如,所吸收光的量的变化 ΔA 可以由通过变换表达式(1)获得的以下表达式(3)来表示。

[0072] $\Delta A = \ln l_b - \ln l_a$ (3)

[0073] 表达式(1)还被变换为以下表达式(4)。

[0074] $\Delta A = \ln(l_b/l_a) = \ln(1 + (l_b - l_a)/l_a)$ (4)

[0075] 因为通常 $(l_b - l_a) \ll l_a$,所以 $\ln(l_b/l_a) \approx (l_b - l_a)/l_a$ 。因此,代替表达式(1),以下表达式(5)可以用于表示所吸收光的量的变化 ΔA 。

[0076] $\Delta A \approx (l_b - l_a)/l_a$ (5)

[0077] 下文中,发射1R光束的光发射元件1A将被称为“光发射元件LD2”,并且发射红光的光发射元件1B将被称为“光发射元件LD3”。在本示例性实施方式中,产生更大光量的多模激光器被用作光发射元件LD2和LD3,这是因为为了增加S/N比,大光量是必须的。

[0078] 即,在本示例性实施方式中,单模激光器被用于测量血流信息的光发射元件LD1,并且多模激光器被用于测量血氧饱和度的光发射元件LD2和LD3。

[0079] 图8是根据本示例性实施方式的活体信息测量装置10的示例性框图。

[0080] 如图8所示,活体信息测量装置10包括控制器12、驱动电路14、放大电路16、模拟/数字(A/D)转换电路18、测量单元20、光发射元件LD1至LD3以及光接收元件3。

[0081] 驱动电路15包括给光发射元件LD1至LD3提供电力的电力供给电路。控制器12向驱动电路14输出用于控制光发射元件LD1至LD3的光发射周期和光发射时段的控制信号。

[0082] 当从控制器12接收到控制信号时,驱动电路14根据由控制信号指示的光发射周期和光发射时段给光发射元件LD1至LD3提供电力,以驱动光发射元件LD1至LD3。

[0083] 放大电路16放大对应于由光接收元件3接收的光的强度的电压。这里,例如,光接收元件3输出对应于所接收光的强度的电压。另选地,光接收元件3可以输出对应于所接收光的强度的电流。在这种情况下,放大电路16放大从光接收元件3输出的电流。

[0084] 放大电路16具有增益调整功能并且执行增益调整,使得由放大电路16放大的信号的电平落入A/D转换电路18的指定输入范围内。

[0085] 由放大电路16放大的电压被输入到A/D转换电路18。A/D转换电路18数字化由电压表示的由光接收元件3接收的光量,并且输出数字化的所吸收光的量。

[0086] 已经由A/D转换电路18数字化的所吸收光的量被输入到测量单元20。测量单元20对从光发射元件LD1发射且由光接收元件3接收的光量执行FFT,以计算针对频率 ω 的光谱分布。然后,测量单元20通过使用光谱分布和频率 ω 来测量血流信息。

[0087] 已经由A/D转换电路18数字化的所吸收光的量被输入到测量单元20。测量单元20管理从光发射元件LD2和光发射元件LD3发射且由光接收元件3接收的光的量的时序数据。测量单元20通过使用表达式(1)计算从光发射元件LD2发射且由活体8吸收的光量的变化 ΔA_{IR} 和从光发射元件LD3发射且由活体8吸收的光量的变化 ΔA_{Red} ,并且通过使用表达式(2)计算所吸收光的量的变化 ΔA_{Red} 与所吸收光的量的变化 ΔA_{IR} 的比率,测量氧饱和度。

[0088] 如图9所示,光发射元件LD1至LD3形成在同一半导体基板22上。由此,实现装置的尺寸的减小。在本示例性实施方式中,表面发射激光器被用作光发射元件LD1至LD3。另选地,可以使用边缘发射激光器。

[0089] 如上所述,当测量单元20测量血流信息时,使用由于差拍信号导致的光接收量的光谱分布。因此,优选地,能够容易产生差拍信号的激光装置被用作光发射元件LD1。

[0090] 然而,用于测量氧饱和度的光不必须是激光束,只要可以计算所吸收光的量的变化 ΔA_{IR} 和 ΔA_{Red} 即可。因此,均发射LED光束的发光二极管(LED)或有机发光二极管(OLED)可以用作光发射元件LD2和LD3。因此,光发射元件LD2和LD3的组合可以是多模激光器的组合、发光二极管的组合、多模激光器和发光二极管的组合中的任一个。

[0091] 由此,因为单模激光器被用于测量血流信息并且两个多模激光器被用于测量氧饱和度,所以与通过仅使用单模激光束执行测量的情况相比,可以高精度地测量血流信息和氧饱和度。

[0092] 接着,将描述光发射元件LD1至LD3的光发射图案。

[0093] 图10示出光发射图案的示例。以图10示出的光发射图案,控制光发射元件LD1至LD3连续地发射光束。在图10示出的光发射图案中,光发射元件LD1至LD3的光发射时段的长度例如是相同的。

[0094] 当测量血流信息时,因为由光接收元件3观察到的差拍信号的频率差 $\Delta\omega_0$ 在几十千赫兹的范围内,所以必须使光发射元件LD1发射具有高于或等于频率差 $\Delta\omega_0$ 的两倍的频率的激光束。相反,当测量血氧饱和度时,测量所接收光的量的频率在大约30Hz至1000Hz的范围中就足够了。因此,光发射元件LD2和LD3的光发射定时的频率在大约30Hz至1000Hz的范围中就足够了。即,不必使光发射元件LD2和LD3与光发射元件LD1的光发射定时的频率同步地发射光束。光发射元件LD2和LD3的光发射定时的频率可以低于光发射元件LD1的光发射定时的频率。

[0095] 因此,如图11示出的光发射图案,光发射元件LD2和LD3的光发射定时的频率可以低于光发射元件LD1的光发射定时的频率。即,光发射元件LD2和LD3每单位时间发射光束的次数可以小于光发射元件LD1每单位时间发射光束的次数。

[0096] 如图12示出的光发射图案中,光发射元件LD1可以在光发射元件LD2和LD3停止发射光束的每个时段期间连续地发射光束。

[0097] 当测量脉搏波而不是氧饱和度时,可以省略光发射元件LD3。如下测量脉搏波。例如,脉搏波形和脉搏率通过使用从光发射元件LD2发射且由光接收元件3接收的光量来测量,这是因为由光接收元件3接收的光量由于动脉的脉动而改变。脉搏波通过例如计算脉搏波形的二次导数来获得。脉搏波被用于例如估计血管年龄或诊断动脉硬化。

[0098] 图13示出当测量血流信息和脉搏波时使用的光发射图案的示例。以图13示出的光发射图案,控制光发射元件LD1和LD2连续地发射光束。在图13示出的光发射图案中,光发射元件LD1和LD2的光发射时段的长度是相同的。

[0099] 如在测量氧饱和度的情况下,不必使光发射元件LD2与光发射元件LD1的光发射定时的频率同步地发射光束。光发射元件LD2的光发射定时的频率可以低于光发射元件LD1的光发射定时的频率。

[0100] 因此,如在图14示出的光发射图案中,光发射元件LD2的光发射定时的频率可以低于光发射元件LD1的光发射定时的频率。即,光发射元件LD2每单位时间发射光束的次数可以小于光发射元件LD1每单位时间发射光束的次数。

[0101] 如在图15示出的光发射图案中,光发射元件LD1可以在光发射元件LD2停止发射光束的每个时段期间连续地发射光束。

[0102] 在上述示例性实施方式中,活体信息测量装置10被用于测量血流信息、氧饱和度和脉搏波。然而,活体信息测量装置10可以用于测量血液成分(血糖水平等)、血压等。

[0103] 对本发明的示例性实施方式的上述说明被提供用于示出和说明的目的。不旨在是详尽的,或者将本发明限于所公开的精确形式。显而易见的是,很多修改例和变型例对于本领域技术人员是明显的。选择和描述实施方式以最好地解释本发明的原理及其实际应用,以使本领域技术人员能够理解本发明的各种实施方式,以及各种变型例适合于所设想的具体用途。本发明的范围旨在由所附权利要求及其等同物来限定。

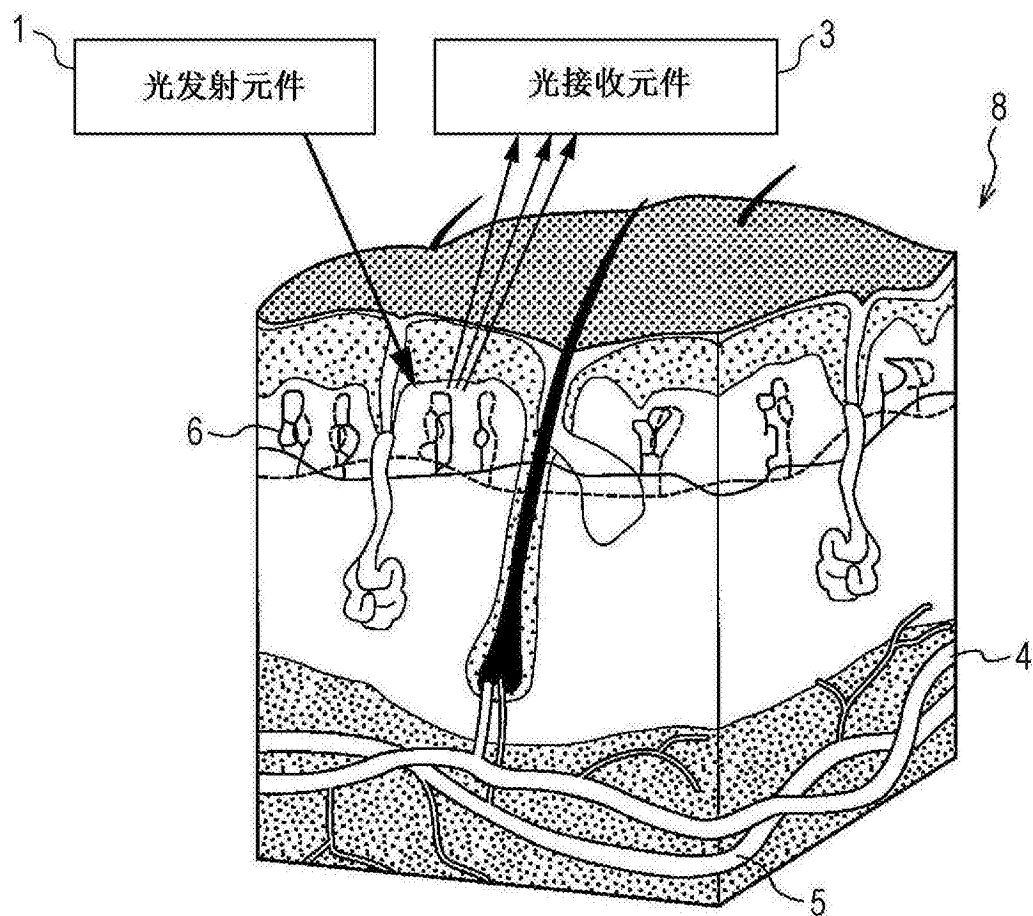


图1

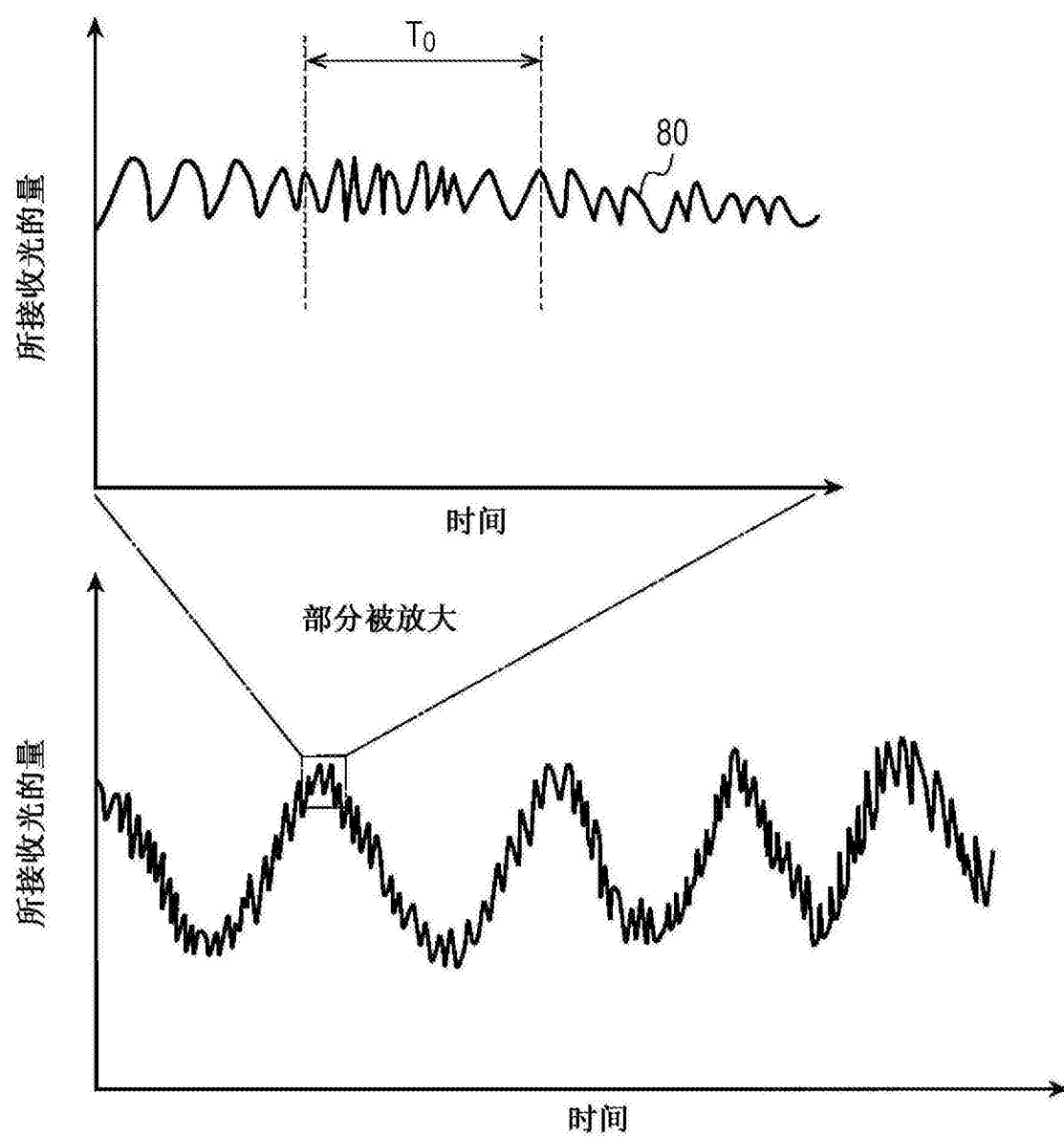


图2

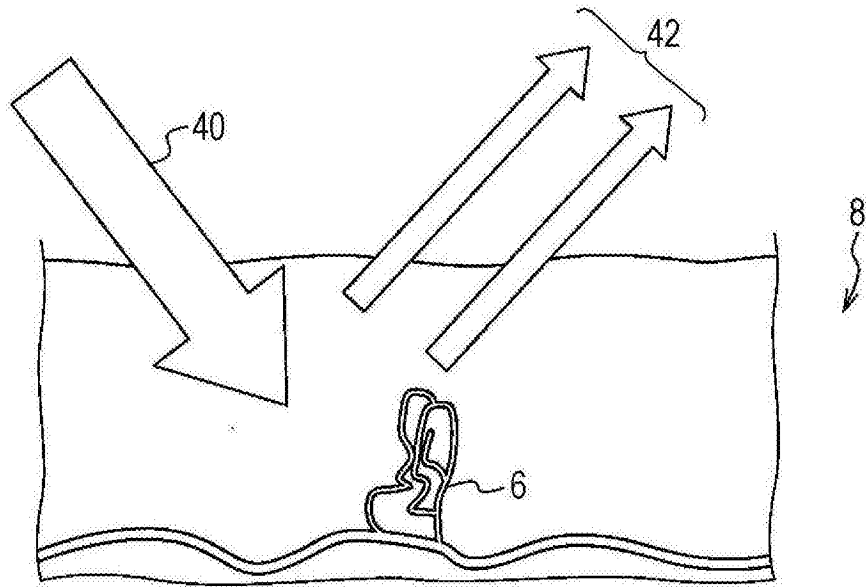


图3

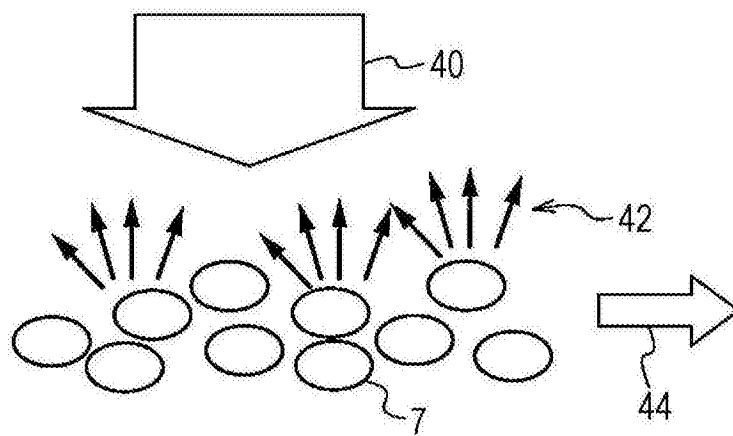


图4

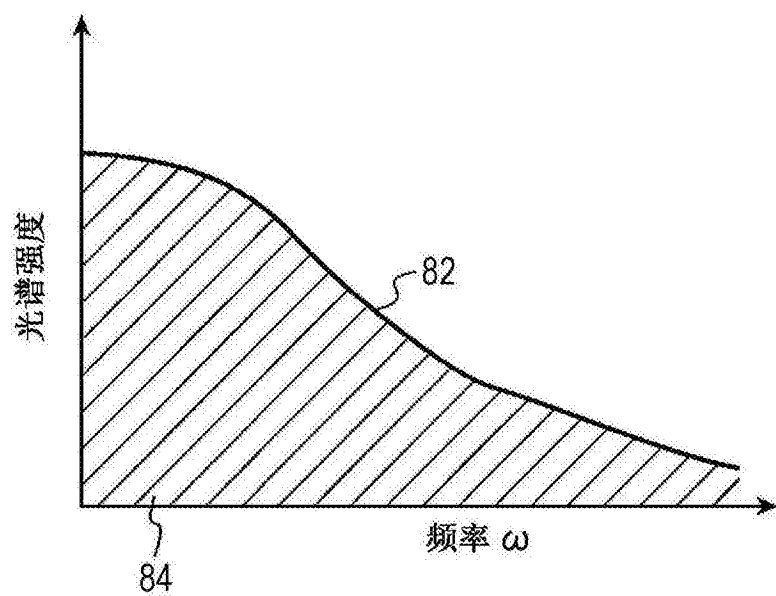


图5

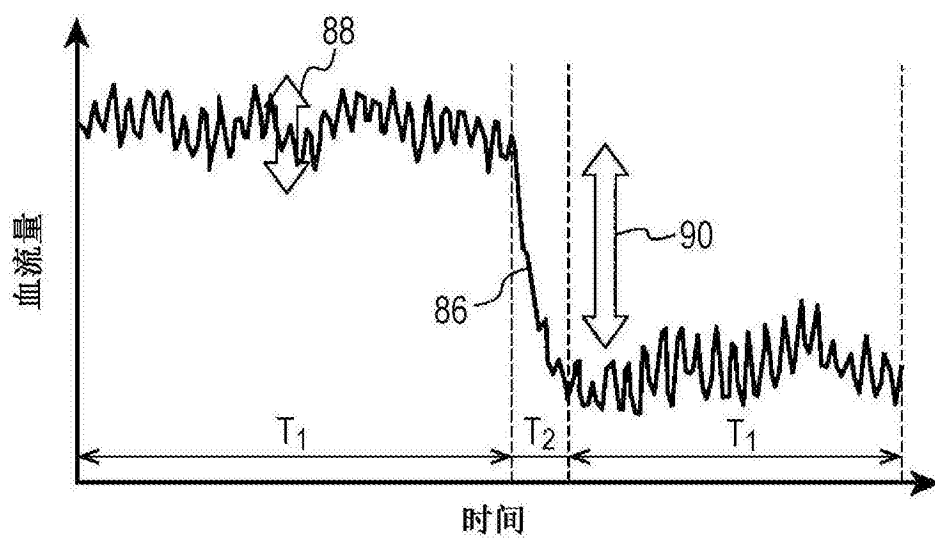


图6

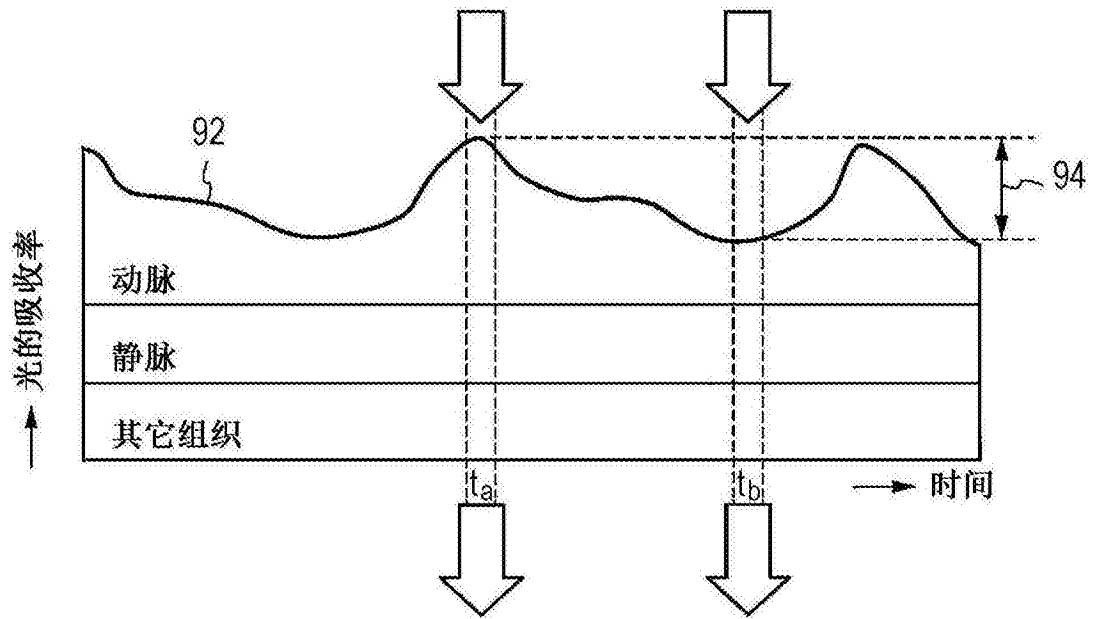


图7

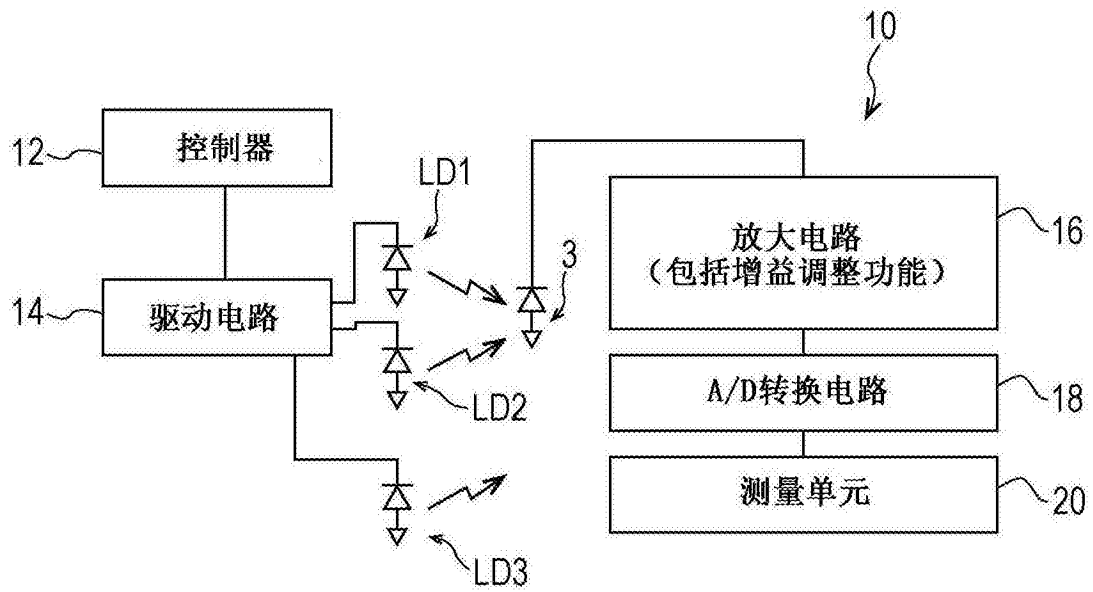


图8

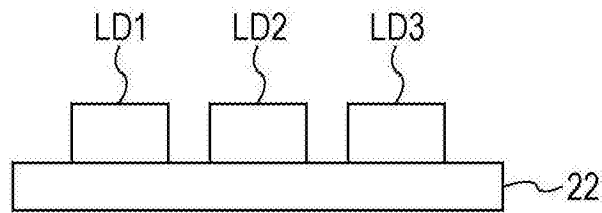


图9

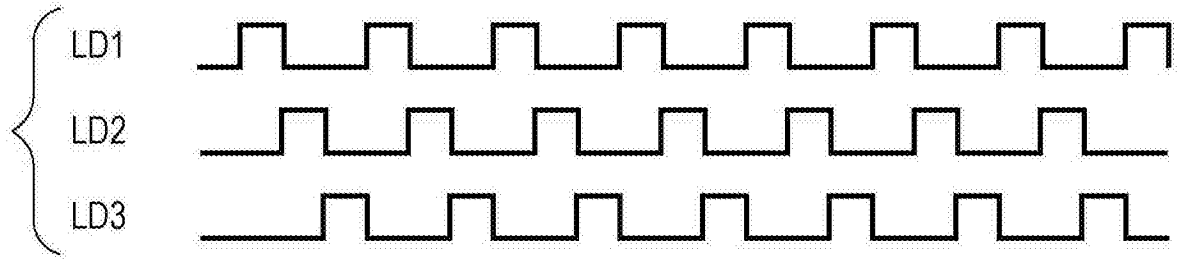


图10

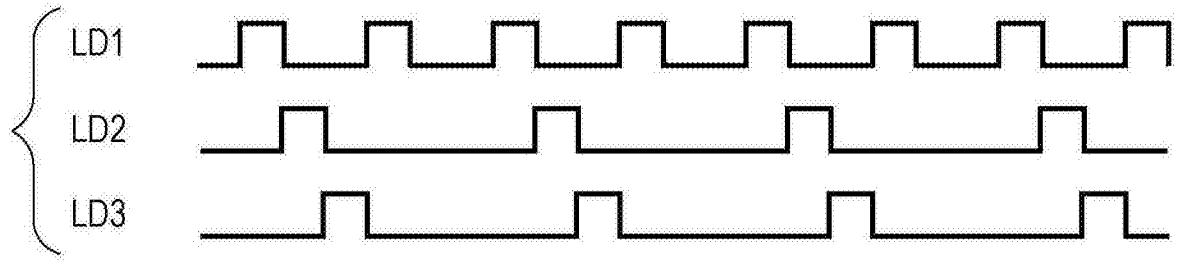


图11

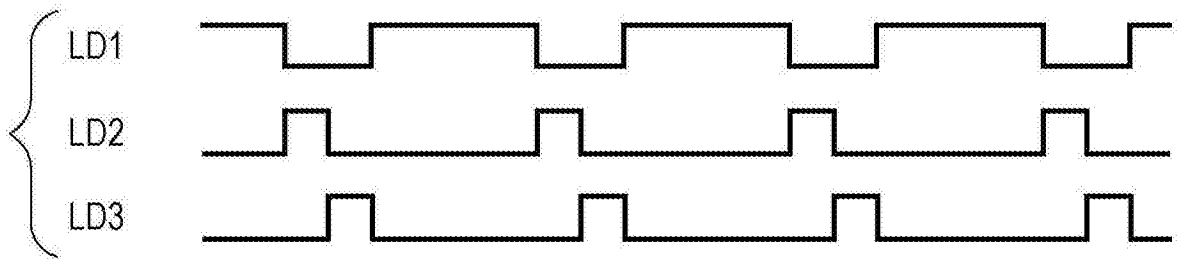


图12

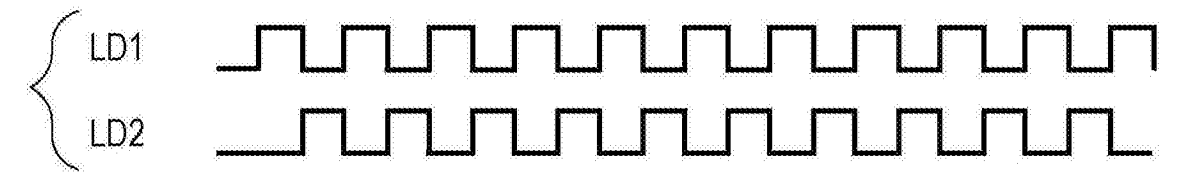


图13

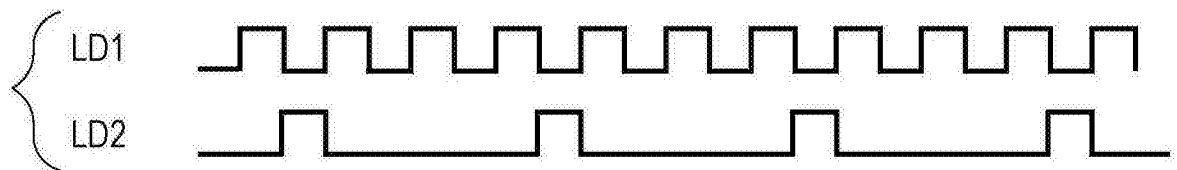


图14

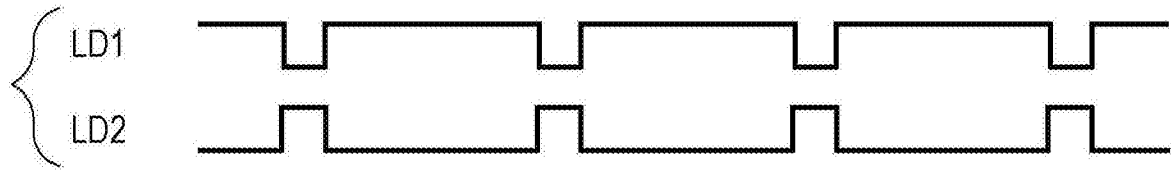


图15

专利名称(译)	活体信息测量装置和光发射元件		
公开(公告)号	CN107233072A	公开(公告)日	2017-10-10
申请号	CN201610803799.7	申请日	2016-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	富士施乐株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士施乐株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士施乐株式会社		
[标]发明人	小岛友晓 逆井一宏 小泽秀明 梅川英之 赤松学		
发明人	小岛友晓 逆井一宏 小泽秀明 梅川英之 赤松学		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/0295 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/0261 A61B5/0295 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/02416 A61B5/7225 A61B5/7257 A61B2562/0233		
代理人(译)	李艳芳		
优先权	2016064463 2016-03-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

活体信息测量装置和光发射元件。一种活体信息测量装置包括：第一光发射单元，其发射单模激光束；第二光发射单元，其发射多模光束或LED光束；光接收元件，其接收当第一光发射单元和第二光发射单元朝向活体发射光束时由活体反射或透射的反射光束或透射光束；控制单元，其控制第一光发射单元和第二光发射单元的光发射时段；以及测量单元，其通过使用由光接收元件连续接收的反射光束或透射光束中的每个来测量关于活体的多种类型活体信息。

