



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110267587 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201880010701.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.02.06

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17154941.3 2017.02.07 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/021(2006.01)

2019.08.07

A61B 5/024(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/1455(2006.01)

PCT/EP2018/052841 2018.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/146055 EN 2018.08.16

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 C·N·普雷苏勒

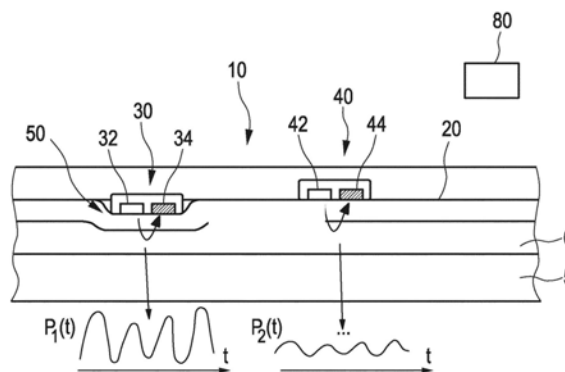
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

光学感测装置和相应的光学感测方法

(57)摘要

提供了一种光学感测装置(10),相应的光学感测方法和相应的计算机程序,其被配置为感测生物的属性。所述光学感测装置(10)包括:接触表面(20),其被配置为与所述生物的所述皮肤(5)接触;第一光学传感器单元(30;630),其用于提供第一光学信号;以及第二光学传感器单元(40;640),其用于提供第二光学信号,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)被布置在所述接触表面(20)上彼此相距一距离,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)与所述第二光学传感器单元(40;640)具有从所述接触表面(20)起的不同的突起长度(50)。所述光学感测装置(10)允许对生物的属性进行更可靠的确定。



1. 一种光学感测装置,其被配置为与生物的皮肤(5)相接触地感测所述生物的属性,包括:

接触表面(20),其被配置为被使得与所述生物的所述皮肤(5)接触;

第一光学传感器单元(30;630),其用于提供第一光学信号;以及第二光学传感器单元(40;640),其用于提供第二光学信号,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)被布置在所述接触表面(20)上彼此相距一距离,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)中的每个都包括发光部件(32、42;632、634、636、642、644、646)和光探测部件(34、44;638、648),

其中,所述第一光学传感器单元(30;630)与所述第二光学传感器单元(40;640)具有从所述接触表面(20)起的不同的突起长度(50)。

2. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述属性是心率、血氧饱和度和血压中的至少一种。

3. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)的所述发光部件(32、42;632、634、636、642、644、646)和所述光探测部件(34、44;638、648)被布置为分别彼此相距相同的距离。

4. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)的所述发光部件(32、42;632、634、636、642、644、646)和所述光探测部件(34、44;638、648)中的至少一个,优选地它们两者,与所述第二光学传感器单元(40;640)的所述发光部件(32、42;632、634、636、642、644、646)和所述光探测部件(34、44;638、648)中的至少一个,优选地它们两者,具有从所述接触表面起的不同的突起长度。

5. 根据权利要求1所述的光学感测装置,还包括壳体(2),其中,所述接触表面(20)被形成在所述壳体的表面上。

6. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述光学感测装置(10)以腕戴式设备的形式被提供。

7. 根据权利要求1所述的光学感测装置,所述第一光学信号和所述第二光学信号分别显示信号序列(510、520),并且其中,所述装置还被布置为执行所述第一光学信号与所述第二光学信号的线性组合。

8. 根据权利要求1所述的光学感测装置,还包括:属性确定单元(60),其用于确定所述生物的所述属性,所述确定涉及所述第一光学信号与所述第二光学信号之间的相减。

9. 根据权利要求8所述的光学感测装置,其中,所述属性确定单元(60)被配置为还通过使用因子来对所述第一光学信号和所述第二光学信号的分量进行缩放以确定所述属性,其中,所述因子取决于所述突起长度(50)。

10. 根据权利要求9所述的光学感测装置,其中,所述属性确定单元(60)被配置为整合以下公式的计算:

$$p(t) = \frac{s_1(t) - s_2(t)}{a_1 - a_2}$$

其中, $p(t)$ 是脉搏信号, $s_1$ 和 $s_2$ 表示所述第一光学信号和所述第二光学信号, $a_1$ 和 $a_2$ 表示取决于所述突起的因子。

11. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述第一光学传感器单元(630)和所述

第二光学传感器单元(630)中的至少一个被形成为光谱光学传感器单元。

12. 根据权利要求11所述的光学感测装置,其中,所述第一光学传感器单元(630)和所述第二光学传感器单元(630)两者均被形成为光谱光学传感器单元,分别用于提供第一光谱和第二光谱,其中,所述光学感测装置(10)还包括用于确定静脉血的氧饱和度的脉搏氧饱和度确定单元(70),其中,所述脉搏氧饱和度确定单元(70)被配置为确定血氧饱和度,所述确定涉及所述第一光谱与所述第二光谱的相减。

13. 根据权利要求1所述的光学感测装置,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)被配置为沿着所述生物的动脉(6)被提供,所述光学感测装置还包括用于确定所述生物的血压的血压确定单元(80),所述确定涉及所述第一光学信号与所述第二光学信号的脉冲形状的相减。

14. 一种用于与生物的皮肤相接触地感测所述生物的属性光学感测方法,包括:  
与所述生物的所述皮肤(5)相接触地提供(1010)光学感测装置的接触表面(20);

使用第一光学传感器单元(30;630)提供第一光学信号并且使用第二光学传感器单元(40;640)提供第二光学信号,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)被布置在所述接触表面(20)上彼此相距一距离,其中,所述第一光学传感器单元(30;630)和所述第二光学传感器单元(40;640)中的每个都包括发光部件(32、42;632、634、636、642、644、646)和光探测部件(34、44;638、648),其中,所述第一光学传感器单元(30;630)与所述第二光学传感器单元(40;40)具有从所述接触表面(20)起的不同的突起长度。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在根据权利要求1所述的光学感测装置(10)上运行时,使所述光学感测装置执行根据权利要求14所述的光学感测方法(1000)的至少一部分。

## 光学感测装置和相应的光学感测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光学感测装置,相应的光学感测方法和相应的计算机程序。本发明特别涉及一种被配置为与生物的皮肤相接触地感测所述生物的属性光学感测装置。在优选的应用中,所述光学感测装置是光学心脏监测器,其中,根据本发明的光学感测装置不限于该应用。

### 背景技术

[0002] 针对图1中的光学心脏监测器100的示例图示了光学传感设备的原理,其中所感测的属性示例性地对应于心率。光学心脏监测器100包括具有接触表面104的壳体102,接触表面104被布置为与生物的皮肤5接触,例如,人的手臂或手腕。光学心脏监测器100包括光学传感器单元110,光学传感器单元110被设置在接触表面104处并且包括发光部件112和光探测部件114。光探测部件112,例如发光二极管(LED),将光113照射到皮肤5内,然后光在皮肤5中散射,在那里它或多或少地被循环通过血管7的血液吸收。光113离开皮肤5并进入光探测部件114,例如光电二极管。由于皮肤5中的血液量在心脏搏动时改变,所以吸收的光的量随时间改变,并且光探测部件114上的信号115相应地改变。因此,光学心脏监测器100的信号115指示皮肤5中的脉搏并因此指示生物的心率。

[0003] 信号115在图2中进一步详细示例性地示出。局部最大值116和局部最小值117之间的差值称为信号的幅度。例如,通过计算每秒最大值116的数量,可以在光学心脏监测器的示例中获得每分钟心跳的数量。图2示出了当对象不运动时,即基本上处于静止状态时的信号115。然而,两个不同的最小值117和118之间的偏移差异已经很明显。

[0004] 根据US 4880304和US 6622034已知,光学信号的脉冲幅度取决于传感器在皮肤中的突起,特别是对于小传感器。较大的突起允许增大的幅度,并且因此便于信号处理。

[0005] 然而,特别是在运动期间,信号被运动伪迹破坏,运动伪迹影响信号115的幅值和偏移,如图3中示例性地描绘的。其中,静止时段120之后是运动时段130和另一静止时段140。在静止时段120期间,脉冲清晰可见并且可以容易地提取心率。然而,由于运动伪迹,在运动时段130期间根据信号115确定诸如心率的属性可能是不可靠的。

### 发明内容

[0006] 因此,本发明的一个目的是提供一种光学感测装置,其能够更可靠地确定生物的属性。

[0007] 在一个方面中,提供了一种光学感测装置,其被配置为与生物的皮肤相接触地感测所述生物的属性。所述光学感测装置包括:接触表面,其被配置为与所述生物的皮肤接触;第一光学传感器单元,其用于提供第一光学信号;以及第二光学传感器单元,其用于提供第二光学信号。所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元布置在所述接触表面上彼此相距一距离,其中,所述第一光学传感器单元与所述第二光学传感器单元具有从所述接触表面起的不同的突起长度。

[0008] 由于所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元具有从所述接触表面起不同的突起长度,因此当将所述接触表面与所述生物的皮肤接触时,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元不同地突起到所述生物的皮肤中。由于不同的突起深度导致光学信号的脉冲的不同幅值,因此可以更可靠地从所述第一光学信号和所述第二光学信号中提取生物的属性,因为两个信号包括具有各自不同幅度的相同脉冲信号。

[0009] 所述生物的属性优选为心率、血氧饱和度(SpO<sub>2</sub>)和血压中的至少一种。然而,所述生物的其他感兴趣的属性当然也是可行的。

[0010] 优选地,所述接触表面基本上是平面的。由此,通过接触表面在皮肤上产生相等的压力分布,并且相对于其可以确保由于从接触表面突起而产生的限定的压力和突起到皮肤中。所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元中的至少一个从所述接触表面突起,以具有与所述接触表面的其余部分不同的进入皮肤的突起。在第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元都从接触表面突起的情况下,它们各自的突起长度优选地是不同的。在其他实施例中,所述接触表面也可以形成为复制生物的身体的一部分(例如手腕)的表面形状。

[0011] 在一个实施例中,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元中的每个都包括发光部件和光探测部件。

[0012] 所述发光部件被布置用于将光发射到皮肤中,光在皮肤中被散射,被部分吸收并且然后部分地离开皮肤并进入光探测部件。优选地,所述发光部件包括至少一个发光二极管(LED)和/或所述光探测部件包括至少一个光电二极管(PD)。在其他实施例中,当然也可以考虑其他发光部件和/或光探测部件。

[0013] 在一个实施例中,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元的发光部件和光探测部件分别以彼此相同的距离布置。

[0014] 在一个实施例中,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元被布置为使得所述第一光学信号和所述第二光学信号彼此可比较。

[0015] 光探测部件与发光部件之间的距离指示组织采样深度,即由发光部件发射的光子在其散射路径上很可能穿透到皮肤中的深度。因此,在该实施例中,第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元从相应传感器单元的表面采样具有相应组织深度的光学信号。因此,第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元的采样组织深度是可比较的,这使得它们各自的信号适合于确定生物的共同属性。

[0016] 在一个实施例中,第一光学传感器单元的发光部件和光探测部件中的至少一个,优选地发光部件和光探测部件两者,具有与第二光学传感器单元不同的从接触表面起的突起。

[0017] 优选地,发光部件和光探测部件具有进行入皮肤中的相同的突起,使得光子进入皮肤与从皮肤出来迁移相同的距离。在发光部件与光探测部件具有不同的突起的情况下,优选的是,相同的突起距离也适用于第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元的另一个传感器单元。由此,可以确保第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元之间的组织采样深度相等。

[0018] 在一个实施例中,光学感测装置还包括壳体,其中,所述接触表面被形成在所述壳体的表面上。

[0019] 在一个实施例中,所述光学感测装置以腕戴式设备的形式提供。优选地,所述腕戴式设备包括手表,所述手表被布置为借助于缚带等附接到所述生物的手腕。由此,可以确保所述接触表面与所述生物的皮肤紧密接触。然而,用于光学感测装置的其他形式和形状的装置当然也是本领域技术人员预期的,例如包括胸带、入耳式耳塞等。

[0020] 在一个实施例中,所述光学感测装置还包括属性确定单元,用于基于第一光学信号与第二光学信号之间的差异(或换句话说,整合减法)或第一光学信号相比于第二光学信号的信号之间的差异(或者相反地)来确定生物的性质。

[0021] 所述属性确定单元优选地包括处理单元,例如处理器。属性确定单元被布置为分别从所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元接收所述第一光学信号和所述第二光学信号。在包括壳体和/或光学感测装置的以腕戴式设备的形式提供的实施例的情况下,所述属性确定单元可以被提供在壳体内和/或腕戴式设备内或者提供在不同的位置。在一个实施例中,属性确定单元可以在远程单元上实现,例如智能手机、服务器等,并且被布置为从所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元通过有线或无线传输接收所述第一光学信号和所述第二光学信号或其经处理的形式。

[0022] 如上所述,所述第一光学信号和所述第二光学信号分别包含具有不同幅值的脉冲。由于可以假设运动伪迹在第一光学信号和第二光学信号之间是相似的,通过基于两个信号之间的差来确定属性,包括在两个信号中的运动伪迹得以消除或减少。因此,所产生的差异有利地没有运动伪迹,并且仅包含指示要确定的属性的贡献,或者至少这些运动伪迹的存在已经减少。

[0023] 在一个实施例中,所述属性确定单元被配置为还基于取决于突起长度的因子来确定所述属性。

[0024] 可以假设第一光学信号和第二光学信号都包括脉冲分量,分别用取决于突起的因子缩放,以及运动伪迹或噪声分量。因此,第一光学信号与第二光学信号之间的差异导致脉冲信号乘以取决于突起的两个因子之间的差。通过估计和消除例如取决于突起的因子,可以更准确地确定属性。

[0025] 在一个实施例中,第一光学传感器单元包括透镜。

[0026] 在该实施例中,透镜优选地从接触表面形成突起。优选地,透镜被附接到接触表面,例如胶合在接触表面上。在其他示例中,不同的元件可以形成第一和/或第二光学传感器单元的突起。在其他实施例中,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元都包括透镜,所述透镜优选地被附接在接触表面上,其中,分别附接的透镜具有不同的尺寸,例如以确保第一光学传感器单元和第二光学传感器单元之间的不同突起。

[0027] 在一个实施例中,第一光学传感器单元和第二光学传感器单元中的至少一个被形成成为光谱光学传感器单元。

[0028] 光谱光学传感器允许确定发射到皮肤中的至少两种不同波长的光的光学信号。光谱光学传感器单元可以是全光谱传感器单元,即,其能够确定两个波长之间的全光谱或更宽范围的光谱,或者是离散光谱传感器单元,即,其被配置为获得特定数量的不同的离散的波长(例如,两个或三个)的光学信号。优选地,第一光学传感器单元和第二光学传感器单元中的至少一个包括多个发光部件,例如,不同波长的LED。然而,当然可以预期光谱光学传感器单元的其他示例。

[0029] 在一个实施例中,第一光学传感器单元和第二光学传感器单元都形成光谱光学传感器单元,用于分别提供第一和第二光谱。光学感测装置还包括脉搏氧饱和度确定单元,用于确定静脉血的氧饱和度。脉搏氧饱和度确定单元被配置为基于第一和第二光谱(或都第一光谱相对于第二光谱的差异,或者反之)的差异(或者换句话说,整合减法)来确定血氧饱和度。

[0030] 静脉血的血压显著低于例如动脉血的血压。由于第一光学传感器单元和第二光学传感器单元中的一个从接触表面比另一个更远地突起,因此对于更突起的光学传感器单元施加在皮肤上的压力更高。由此,静脉血液被推离具有较长突起长度的光学传感器单元。因此,预期只有具有较小突起的光学传感器单元提供指示静脉血的光学信号。因此,通过将所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元的两个光谱相减,直接获得静脉血的光谱,可以确定其血氧饱和度。例如,血氧饱和度可以通过比较光谱的两种不同成分的吸收来确定,如本领域中已知的。

[0031] 在一个实施例中,第一光学传感器单元和第二光学传感器单元被配置为沿着生物的动脉提供。所述光学感测装置还包括血压确定单元,用于基于第一光学信号和第二光学信号的脉冲形状的差异(或者换句话说,整合减法)或者来自第一光学信号相比于第二光学信号(或者相反地)的差异来确定生物的血压。

[0032] 出自所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元中的具有较长突起深度的传感器单元将较高的压力施加到皮肤上并因此施加到生物的动脉上。由此,形成局部箍,其阻挡下面的血管的至少一部分。由于设置有光学感测装置的动脉被压缩,因此第一光学传感器单元和第二光学传感器单元之间的光学信号的脉冲的幅度和形状将不同。第一光学信号和第二光学信号的脉冲形状的差异以有利的方式指示血压和硬度。

[0033] 在另一个方面中,提供了一种用于与生物的皮肤相接触地感测生物的属性光学感测方法。该方法包括将光学感测装置的接触表面与生物的皮肤接触,并使用第一光学传感器单元提供第一光学信号,使用第二光学传感器单元提供第二光学信号,其中,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元布置在接触表面上彼此相距一距离,其中,所述第一光学传感器单元与所述第二光学传感器单元具有从所述接触表面起不同的突起长度。

[0034] 在另一个方面中,提供了一种计算机程序。所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当计算机程序在光学感测装置上运行时,使根据权利要求1所述的光学感测装置执行根据权利要求14所述的光学感测方法的至少一部分。

[0035] 应当理解,根据权利要求1所述的光学感测装置,根据权利要求14所述的光学感测方法和根据权利要求15的计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例,特别是如从属权利要求中所限定的。

[0036] 应该理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求或以上实施例与各自的独立权利要求的任何组合。

[0037] 本发明的这些和其他方面将根据下文描述的实施例变得显而易见,并且将参考下文描述的实施例得到阐述。

## 附图说明

[0038] 在以下附图中：

[0039] 图1示意性和示例性地示出了根据现有技术的光学心脏监测器，

[0040] 图2示意性和示例性地示出了光学心脏监测器的信号，

[0041] 图3示意性和示例性地示出了在休息和运动时段期间图2的信号，

[0042] 图4示意性和示例性地示出了根据本发明的光学感测装置的第一示例，

[0043] 图5示意性和示例性地示出了图4的光学感测装置的信号，

[0044] 图6示意性和示例性地示出了根据本发明的光学感测装置的第二示例，

[0045] 图7示意性和示例性地示出了根据本发明的光学感测装置的第三示例，并且

[0046] 图8示意性且示例性地示出了光学感测方法的实施例的流程图。

## 具体实施方式

[0047] 图4示意性和示例性地示出了根据本发明实施例的光学感测装置10。光学感测装置10包括壳体2，壳体2具有与生物的皮肤5接触的接触表面20。此外，第一光学传感器单元30和第二光学传感器单元40被提供在光学感测装置10的与皮肤5接触的接触表面20侧。

[0048] 在该示例中，第一光学传感器单元30和第二光学传感器单元40各自包括发光部件32和42。由发光部件32、42发射的光33、43在皮肤5内被散射并离开皮肤5，以分别进入第一光学传感器单元30和第二光学传感器单元40的光探测部件34、44。当在皮肤内被散射时，光33、33或多或少地被吸收，这取决于在相应的传感器单元下面的皮肤5体积中存在多少血液7。进入相应光探测部件34、44的光的量是皮肤中血液量的指示。由于生物的心脏的搏动，皮肤中的血液量变化并且相应的光探测部件34、44的信号相应地改变。

[0049] 在该示例中，第一光学传感器单元30比第二光学传感器单元40从接触表面20突起一突起长度50。在该示例中，第一光学传感器单元30因此突起到皮肤5中更远并且将提供指示具有更高幅值的搏动的心脏的信号。在该示例中，突起长度50通过直接提供从接触表面20突起的第一光学传感器单元30来实现。在其他示例中，附加于或替代于提供从接触表面20突起的第一光学传感器单元30，透镜可以在至少一个传感器单元的顶部上被附接到接触表面20以获得期望的突起。

[0050] 在下文中， $s_1(t)$  将被称为由光探测部件34获得的信号，并且 $s_2(t)$  将被称为光探测部件44的信号。任选地，可以预先(或上溯)添加由处理装置生成的补偿(或偏移)信号，以便补偿第一光学传感器30与第二光学传感器40之间的确定或识别的技术差异：这些技术差异可能是由于这两个传感器30和40的操作差异造成的(由于两个传感器的初始默认值或制造过程的差异，在由两个传感器使用的编码中，检测由两个传感器中的一个更多地遇到的漂移，同步的默认)并且在那种情况下，可以通过该补偿来应用后验的传感器的重新校准。这些技术差异可以进一步或替代地由两个传感器30和40的配置的差异产生，诸如，例如它们各自的发光部件32-42和光接收部件34-44之间的不同距离——导致针对两个传感器30和40的不同的光学长度。

[0051] 脉冲 $p(t)$ ，其指示传感器下方的血液量并且可以用于确定生物的属性，例如心率、血氧浓度或血压，假设被包含在两个传感器信号 $s_1(t)$ 和 $s_2(t)$ 中，分别具有不同的幅度。此外，运动伪迹，被指示为 $m(t)$ ，假设针对两个光学传感器单元30、40的形状和幅度都相同。

[0052] 例如,由光探测部件34、44确定的信号 $s_1$ 和 $s_2$ 然后可以写为如下:

$$[0053] \quad s_1(t) = a_1 * p(t) + m(t);$$

$$[0054] \quad s_2(t) = a_2 * p(t) + m(t)。$$

[0055]  $a_1$ 和 $a_2$ 取决于所述突起的因子。 $a_1$ 和 $a_2$ 或者 $a_1$ 与 $a_2$ 之间的差可以被估计和脉冲 $p(t)$ 可如下地确定:

$$[0056] \quad p(t) = \frac{s_1(t) - s_2(t)}{a_1 - a_2}。$$

[0057] 在该示例中,光学感测装置10包括属性确定单元60,用于根据信号 $s_1$ 和 $s_2$ 来确定生物的属性,例如,根据上面提供的公式。属性确定单元60可以包括处理单元,例如CPU,并且可以设置在壳体2内或远离壳体2,例如在包括智能电话(未示出)、服务器(未示出)等的远程设备处。在后一示例中,优选地,信号 $s_1$ 和 $s_2$ 通过本领域已知的任何合适的有线或无线连接而被转移到属性确定单元60。

[0058] 在该示例中,发光部件32和/或42包括发光二极管(LED),其发射例如绿光。光探测部件34和/或44在该示例中包括被配置为接收散射光的光电二极管(PD)。然而,也可以使用本领域技术人员已知的发光部件32、42和/或光探测部件42、44的其他示例。

[0059] 在该示例中,发光部件与光探测部件之间的距离在第一光学传感器单元30和第二光学传感器单元40之间是相同的。在其他示例中,发光部件和对应的光探测部件之间的距离也可以不同。

[0060] 由光学感测装置10测量的传感器信号在图5中的特定时间示例性地示出。图5示出了显示了随时间的信号序列510、520、530和540的曲线图500。在该示例中,序列510表示信号 $s_2$ ,即,由第二光学传感器单元40测量的信号。序列520表示信号 $s_1$ ,即,突起到皮肤中的第一光学传感器单元30的信号。在图5中可见的测量时段期间,用550和570指示的具有运动的两个时段,围绕用560指示的没有运动的时段。可以看出,单独采用序列510和520都难以指示脉冲,特别是在运动550和570的时段。

[0061] 序列530表示信号510与520的线性组合,并且示出了改进的相继的脉冲序列。显然,可以从序列530比仅从任何基础信号510和520更可靠地确定生物的属性,例如心率。序列540示出了心电图(ECG)信号作为参考。

[0062] 图6示出了根据本发明的光学感测装置10的另一实施例。在该示例中,与图4所示的实施例相比,第一光学传感器单元630和第二光学传感器单元640具有光谱能力,例如用于确定作为生物的属性动脉血氧饱和度( $SpO_2$ )。因此,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元630、640中的每个都包括多个发光部件,在该示例中用632、634、636、642、644和646表示。各个发光部件的数量当然是示例性的,并且在其他示例中可以使用其他数量的发光部件。优选地,所述第一光学传感器单元和所述第二光学传感器单元中的每个包括三种不同颜色的LED,例如绿色、蓝色和红色。在其他示例中,优选的是,第一第二光学传感器单元中的每个都包括红色LED和红外LED。两个光学传感器单元都包括光电二极管638、648作为光探测部件的示例。第一光学传感器单元630比第二光学传感器单元640从接触表面20突起约突起长度50更远并且进入皮肤5。由此,具有比动脉血低的压力的静脉血9被第一光学传感器单元630推开。以这种方式,通过将第一光学传感器单元630和第二光学传感器单元640的光谱相减,可以直接测量指示血液中氧合血红蛋白量的静脉血液的光谱。

这在图6中通过示例性光迁移路径633和643示出,其中,光633不通过静脉血9,静脉血9靠近皮肤5的表面积聚,而相反地,光643则通过静脉血9。为此,在图6的示例中,光学感测装置10包括脉冲氧饱和度确定单元70,其被布置用于从所确定的光谱中确定血液中的氧合血红蛋白的量,如本领域中已知的。脉搏氧饱和度确定单元70可以与属性确定单元60组合和/或作为单独的单元提供,其中,脉搏氧合确定单元70同样可以设置在壳体内或远离壳体。

[0063] 图7示意性且示例性地示出了如图4所示的信号发光部件配置中的光学感测装置10的另一示例。然而,显然该示例也可以与图6中示出的频谱示例组合。在该示例中,光学感测装置10设置在大动脉6的上方。在设置有从接触面20突起一突起长度50的第一光学传感器单元30的区域中,动脉6示出了直径减小的区域8,对应于动脉6的压缩。优选地,血液流动的量 and 方式可以由突起长度50和组织的局部几何形状给出。 $p_1(t)$  指示由第一光探测部件34接收的光,并且 $p_2(t)$  指示由第二光探测部件44接收的信号。两者都在特定时间段内 $t$ 示意性地示出。可以确定 $p_1(t)$  与 $p_2(t)$  之间形状和幅度上都是不同的,其中,该差异允许获得关于光学感测装置10的区域处的血压和硬度的信息,其可以表示为取决于血压和硬度的函数:

[0064]  $p_1(t) - p_2(t) = f(\text{血压}, \text{硬度})$ 。

[0065] 然后,功能依赖性允许通过血压确定单元80来基于所接收的信号 $p_1(t)$  和 $p_2(t)$  来确定血压和刚度。血压确定单元80可以与属性确定单元60和血氧测定单元70中的至少一个组合和/或作为单独的单元提供,其中,血压确定单元80同样可以设置在壳体内或远离壳体。

[0066] 图8示意性和示例性地示出了用于与生物的皮肤相接触地感测生物的属性光学感测方法1000。光学感测方法1000包括提供与生物的皮肤5接触的感测装置的接触表面20的步骤1010,其中,例如,可以使用根据本公开的任何示例所述的光学感测装置10。

[0067] 接下来,光学感测方法1000包括使用第一光学传感器单元30、630来提供第一光学信号并且使用第二光学传感器单元40、640来提供第二光学信号的步骤1020,其中,所述第一光学传感器单元30、630和所述第二光学传感器单元40、640被布置在所述接触表面20上彼此相距一距离,其中,第一光学传感器单元30、630与第二光学传感器单元40、640相比具有从接触表面20起不同的突起长度。

[0068] 该方法的至少一些步骤可以优选地实现为要在属性确定单元60、脉搏氧饱和度确定单元70和血压确定单元80中的至少一个上执行的计算机程序。

[0069] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0070] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0071] 计算机程序可以存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起被提供或作为其他硬件的部分被提供的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统分布。

[0072] 权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

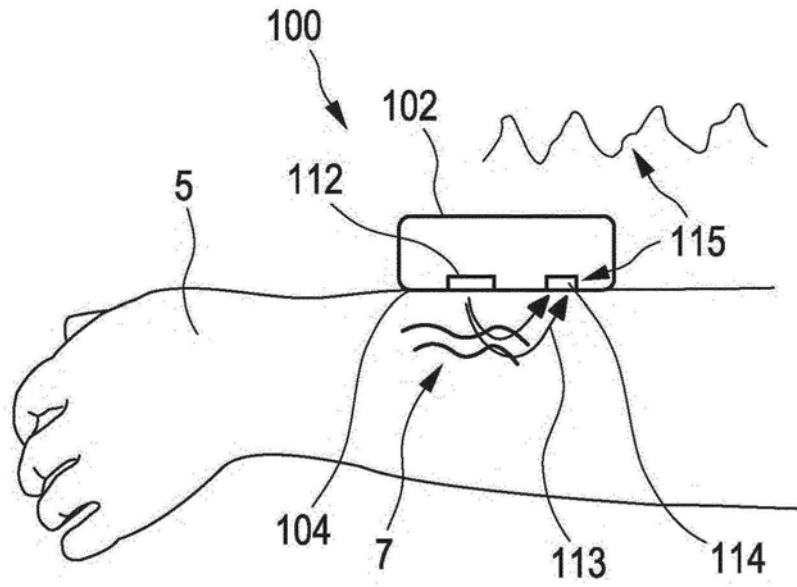


图1

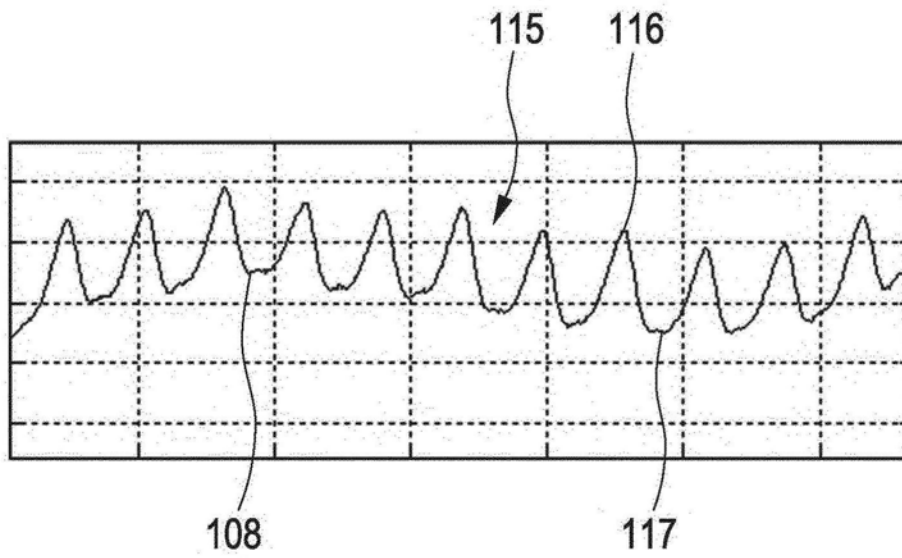


图2

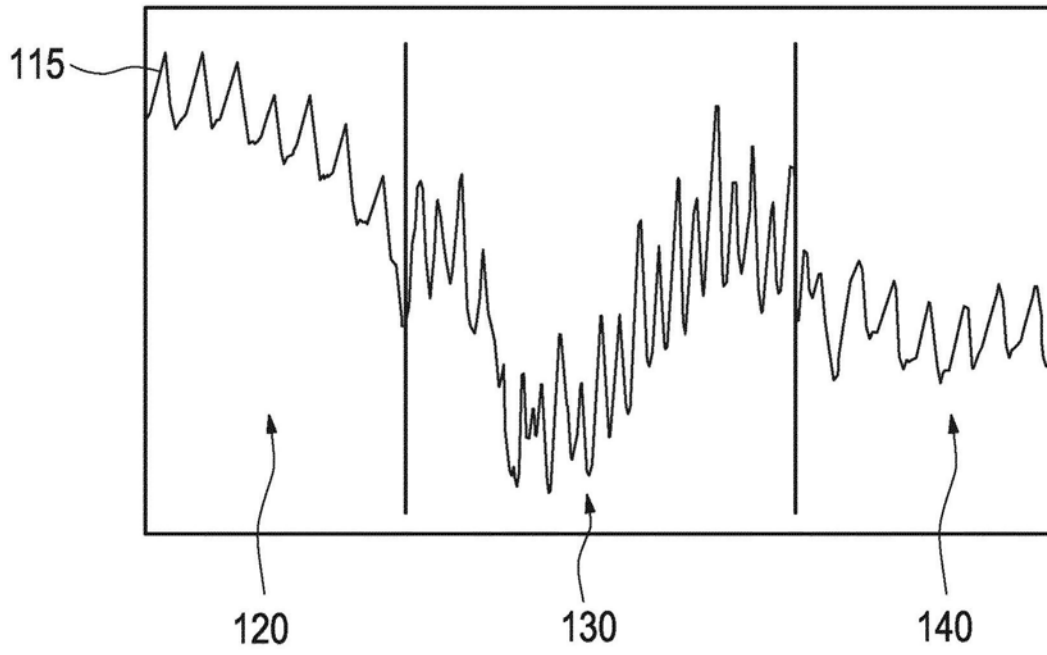


图3

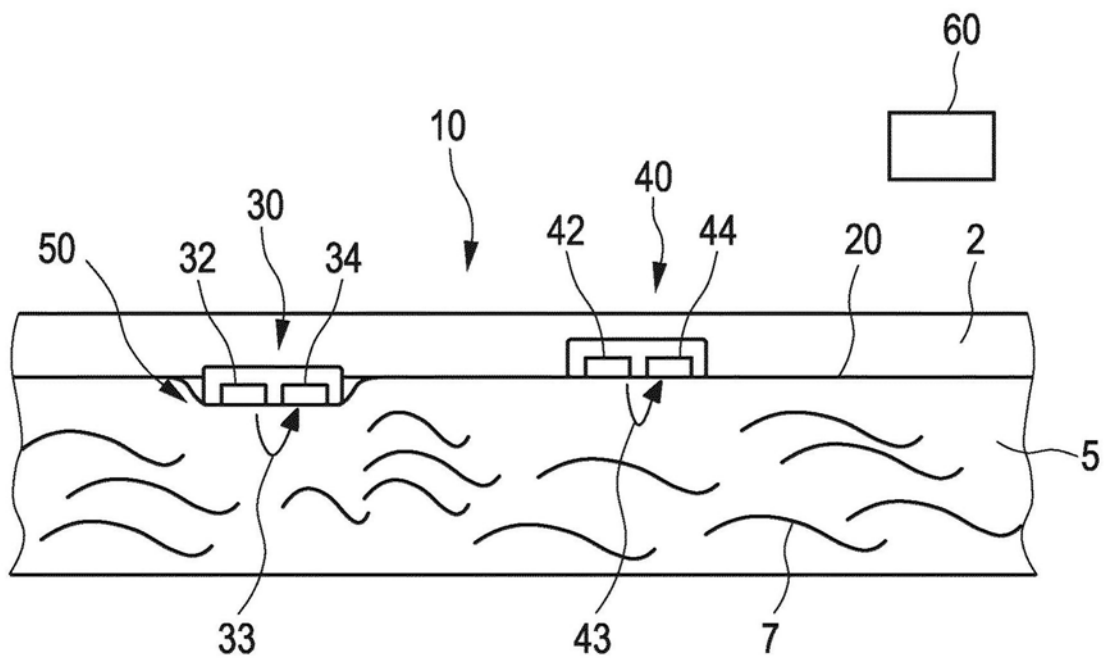


图4

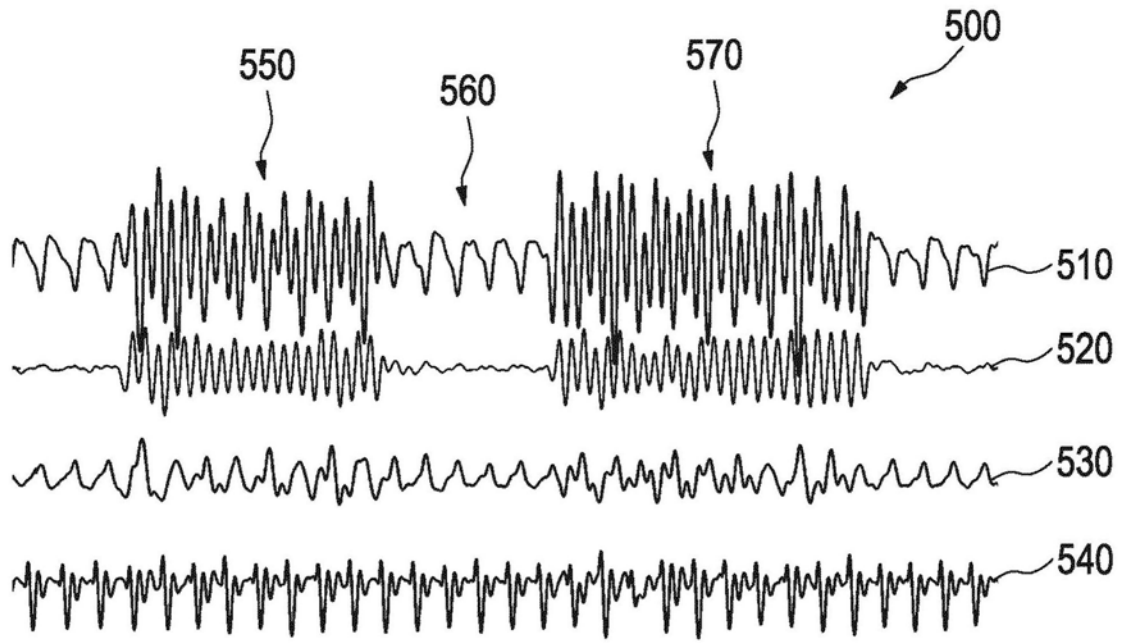


图5

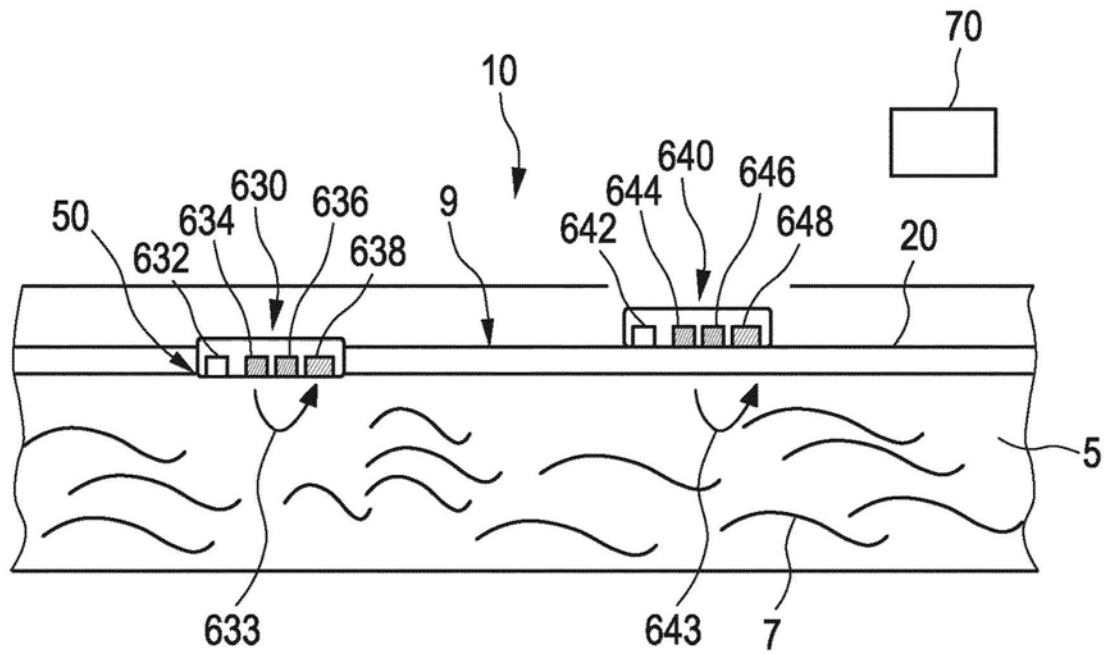


图6

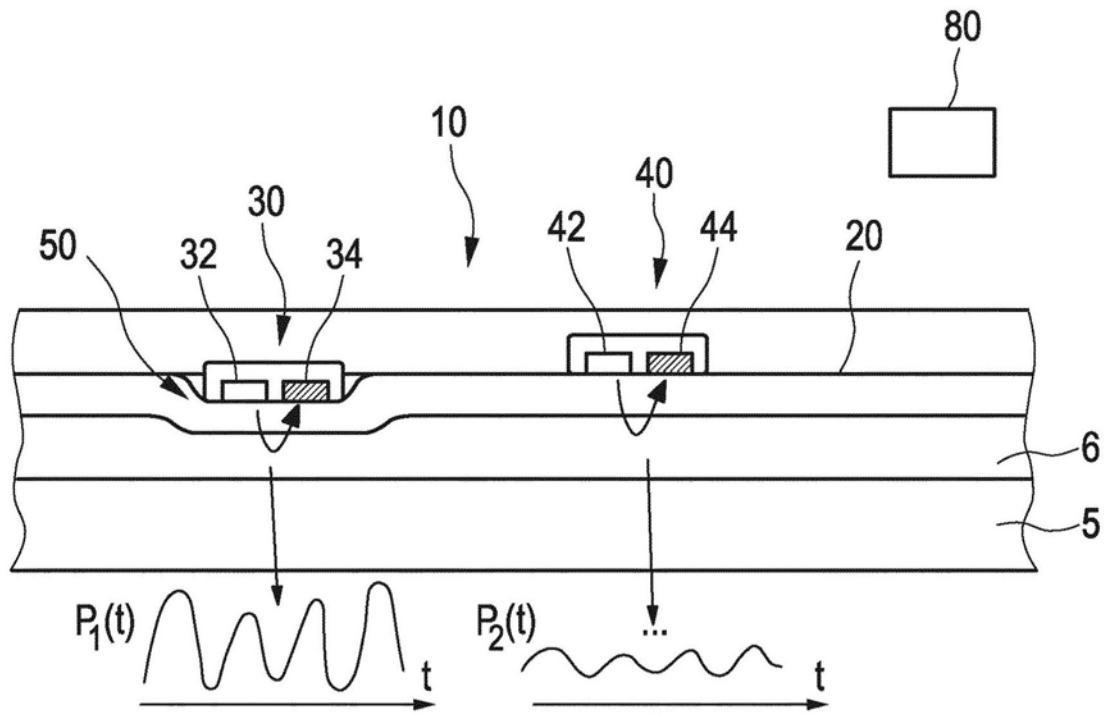


图7

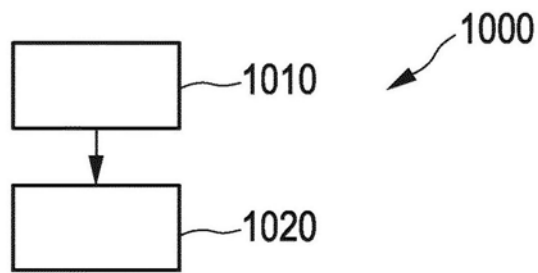


图8

专利名称(译)	光学感测装置和相应的光学感测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110267587A</a>	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201880010701.X	申请日	2018-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	CN普雷苏勒		
发明人	C·N·普雷苏勒		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/14551 A61B5/681 A61B5/6843 A61B5/7214		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017154941 2017-02-07 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供了一种光学感测装置(10)，相应的光学感测方法和相应的计算机程序，其被配置为感测生物的属性。所述光学感测装置(10)包括：接触表面(20)，其被配置为与所述生物的所述皮肤(5)接触；第一光学传感器单元(30；630)，其用于提供第一光学信号；以及第二光学传感器单元(40；640)，其用于提供第二光学信号，其中，所述第一光学传感器单元(30；630)和所述第二光学传感器单元(40；640)被布置在所述接触表面(20)上彼此相距一距离，其中，所述第一光学传感器单元(30；630)与所述第二光学传感器单元(40；640)具有从所述接触表面(20)起的不同的突起长度(50)。所述光学感测装置(10)允许对生物的属性进行更可靠的确定。

