



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109480805 A

(43)申请公布日 2019.03.19

(21)申请号 201810982329.0

(22)申请日 2018.08.27

(30)优先权数据

10-2017-0116938 2017.09.13 KR

10-2018-0059568 2018.05.25 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 朴商纶 姜在珉 权用柱 金渊皓

卢承佑

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

公司 11286

代理人 王兆庚 姜长星

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

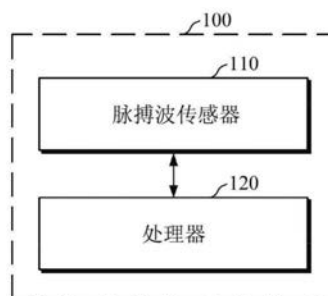
权利要求书2页 说明书14页 附图12页

(54)发明名称

生物信息测量设备和生物信息测量方法

(57)摘要

提供一种生物信息测量设备和生物信息测量方法。一种用于以无创的方式测量生物信息的设备,包括:脉搏波传感器,被配置为从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号;接触压力传感器,被配置为在测量所述多个脉搏波信号的同时测量对象的接触压力;处理器,被配置为基于接触压力和具有不同波长的所述多个脉搏波信号来获得示波波形,并基于示波波形获得生物信息。



1. 一种生物信息测量设备,包括:
脉搏波传感器,被配置为从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号;
接触压力传感器,被配置为在所述多个脉搏波信号被测量的同时测量对象的接触压力;
处理器,被配置为基于接触压力和具有不同波长的所述多个脉搏波信号来获得示波波形,并基于示波波形获得生物信息。
2. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,脉搏波传感器包括:
第一脉搏波传感器,包括第一光源和第一检测器,其中,第一光源被配置为将第一波长的光发射到对象上,第一检测器被配置为响应于第一波长的光从对象返回而测量第一脉搏波信号;
第二脉搏波传感器,包括第二光源和第二检测器,其中,第二光源被配置为将第二波长的光发射到对象上,第二检测器被配置为响应于第二波长的光从对象返回而测量第二脉搏波信号,其中,第二波长与第一波长不同。
3. 根据权利要求2所述的生物信息测量设备,其中,第一波长比第二波长长,
处理器还被配置为:基于通过从第一脉搏波信号减去第二脉搏波信号获得的差信号,来获得示波波形。
4. 根据权利要求3所述的生物信息测量设备,其中,处理器还被配置为:对所述多个脉搏波信号进行归一化,并通过使用归一化的所述多个脉搏波信号来获得示波波形。
5. 根据权利要求2所述的生物信息测量设备,其中,第一波长比第二波长长;
处理器还被配置为:基于通过从第一脉搏波信号的微分信号减去第二脉搏波信号的微分信号获得的差信号,获得示波波形。
6. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,处理器还被配置为:基于接触压力从所述多个脉搏波信号排除发生噪声的部分。
7. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,处理器还被配置为:在所述多个脉搏波信号被测量的同时向用户提供接触压力引导信息。
8. 根据权利要求7所述的生物信息测量设备,还包括:输出接口,被配置为向用户提供测量的多个脉搏波信号、测量的接触压力、接触压力引导信息和生物信息的测量结果中的至少一个。
9. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,生物信息包括血压、血管年龄、动脉硬化、主动脉压力波形、血管顺应性、压力指数和疲劳度中的至少一个。
10. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,还包括:通信接口,被配置为将所述多个脉搏波信号和生物信息中的至少一个发送到外部装置。
11. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,脉搏波传感器包括:多个光源,被配置为将不同波长的光发射到对象上;检测器,被配置为从被发射到对象然后从对象返回的不同波长的光测量所述多个脉搏波信号。
12. 根据权利要求11所述的生物信息测量设备,其中,处理器包括:传感器控制器,被配置为基于所述多个光源的驱动条件顺序地接通所述多个光源。
13. 根据权利要求12所述的生物信息测量设备,还包括:存储装置,被配置为存储包括所述多个光源的驱动顺序、光发射时间、电流强度、脉冲持续时间和驱动时间中的至少一个

的驱动条件。

14. 根据权利要求1所述的生物信息测量设备,其中,脉搏波传感器包括:光源,被配置为将光发射到对象上;多个检测器,被配置为从被发射到对象然后从对象返回的光测量所述多个脉搏波信号。

15. 根据权利要求14所述的生物信息测量设备,其中,所述多个脉搏波信号具有不同的波长,

所述多个检测器中的至少一个包括:滤色器,被配置为使预定波长带通过,以测量不同波长的所述多个脉搏波信号。

16. 根据权利要求14所述的生物信息测量设备,其中,所述多个检测器布置在距光源不同的距离处。

17. 根据权利要求16所述的生物信息测量设备,其中:

光源还被配置为:将第一波长的第一光和第二波长的第二光发射到对象上;

第一波长比第二波长长;

所述多个检测器包括第一检测器和第二检测器,并且第一检测器与光源之间的距离比第二检测器与光源之间的距离长;

处理器还被配置为:基于通过从由第一检测器测量的第一信号减去由第二检测器测量的第二信号获得的差信号,来获得示波波形。

18. 一种生物信息测量方法,包括:

从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号;

在测量所述多个脉搏波信号的同时测量对象的接触压力;

基于接触压力和所述多个脉搏波信号获得示波波形;

基于示波波形获得生物信息。

19. 根据权利要求18所述的生物信息测量方法,其中,测量多个脉搏波信号的步骤包括:

将第一波长的光发射到对象上,并响应于第一波长的光从对象返回而测量第一脉搏波信号;

将第二波长的光发射到对象上,并响应于第二波长的光从对象返回而测量第二脉搏波信号,其中,第二波长比第一波长短,

其中,获得示波波形的步骤包括:基于通过从第一脉搏波信号减去第二脉搏波信号获得的差信号来获得示波波形。

20. 根据权利要求18所述的生物信息测量方法,其中,获得示波波形的步骤包括:对所述多个脉搏波信号进行归一化。

21. 根据权利要求19所述的生物信息测量方法,其中,获得示波波形的步骤包括:基于接触压力从所述多个脉搏波信号排除发生噪声的部分。

22. 根据权利要求19所述的生物信息测量方法,还包括:在测量所述多个脉搏波信号的同时向用户提供接触压力引导信息。

23. 根据权利要求22所述的生物信息测量方法,还包括:向用户提供所述多个脉搏波信号、接触压力、接触压力引导信息和生物信息的测量结果中的至少一个。

生物信息测量设备和生物信息测量方法

[0001] 本申请要求于2017年9月13日提交到韩国知识产权局的第10-2017-0116938号韩国专利申请的优先权以及于2018年5月25日提交到韩国知识产权局的第10-2018-0059568号韩国专利申请的优先权,所述韩国专利申请的全部公开通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 与示例性实施例一致的设备和方法涉及生物信息测量,更具体地讲,涉及在不使用袖带的情况下从生物信息测量提取心血管特性。

背景技术

[0003] 作为在不使用压力袖带的情况下以无创的方式提取心血管特性的一般方法,脉搏波分析(PWA)方法和脉搏波速度(PWV)方法可被使用。

[0004] PWA方法是一种通过分析来自身体的周围部位(例如,指尖、桡动脉等)的光电容积图信号或者体表压力信号的形状来提取心血管特性的方法。从左心室射出的血液在大分支的区域(诸如,肾动脉和髂动脉)处引起反射,这影响在身体的周围部位测量的脉搏波或身体压力波的形状。因此,通过分析该形状,可估计动脉硬化、血管年龄、主动脉压波形等。

[0005] PWV方法是一种通过测量脉搏波传输时间来提取心血管特性(诸如,动脉硬化或血压)的方法。在该方法中,通过测量身体的周围部位的心电图(ECG)和PPG信号来测量ECG的R-峰值(例如,左心室收缩间隔)与PPG信号的峰值之间的延迟(例如,脉搏传输时间(PTT)),并且通过将手臂的近似长度除以PPT来计算血液从心脏到达身体的周围部位的速度。

发明内容

[0006] 根据示例性实施例的方面,提供一种生物信息测量设备,包括:脉搏波传感器,被配置为从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号;接触压力传感器,被配置为在所述多个脉搏波信号被测量的同时测量对象的接触压力;处理器,被配置为基于接触压力和具有不同波长的所述多个脉搏波信号来获得示波波形,并基于示波波形获得生物信息。

[0007] 脉搏波传感器可包括:第一脉搏波传感器,包括第一光源和第一检测器,其中,第一光源被配置为将第一波长的光发射到对象上,第一检测器被配置为响应于第一波长的光从对象返回而测量第一脉搏波信号;第二脉搏波传感器,包括第二光源和第二检测器,其中,第二光源被配置为将第二波长的光发射到对象上,第二检测器被配置为响应于第二波长的光从对象返回而测量第二脉搏波信号,其中,第二波长与第一波长不同。

[0008] 第一波长可以比第二波长长;并且处理器还可被配置为:基于通过从第一脉搏波信号减去第二脉搏波信号获得的差信号,来获得示波波形。

[0009] 处理器还可被配置为:对所述多个脉搏波信号进行归一化,并通过使用归一化的所述多个脉搏波信号来获得示波波形。

[0010] 第一波长可以比第二波长长;并且处理器还可被配置为:基于通过从第一脉搏波信号的微分信号减去第二脉搏波信号的微分信号获得的差信号,来获得示波波形。

[0011] 处理器还可被配置为:基于接触压力从所述多个脉搏波信号排除发生噪声的部分。

[0012] 处理器还可被配置为:在所述多个脉搏波信号被测量的同时向用户提供接触压力引导信息。

[0013] 所述生物信息测量设备还可包括:输出接口,被配置为向用户提供测量的多个脉搏波信号、测量的接触压力、接触压力引导信息和生物信息的测量结果中的至少一个。

[0014] 生物信息可包括血压、血管年龄、动脉硬化、主动脉压力波形、血管顺应性、压力指数和疲劳度中的至少一个。

[0015] 所述生物信息测量设备还可包括:通信接口,被配置为将所述多个脉搏波信号和生物信息中的至少一个发送到外部装置。

[0016] 脉搏波传感器可包括:多个光源,被配置为将不同波长的光发射到对象上;检测器,被配置为从被发射到对象然后从对象返回的不同波长的光测量所述多个脉搏波信号。

[0017] 处理器可包括:传感器控制器,被配置为基于所述多个光源的驱动条件顺序地接通所述多个光源。

[0018] 所述生物信息测量设备还可包括:存储装置,被配置为存储包括所述多个光源的驱动顺序和驱动时间中的至少一个的驱动条件。

[0019] 脉搏波传感器可包括:光源,被配置为将光发射到对象上;多个检测器,被配置为从被发射到对象然后从对象返回的光测量所述多个脉搏波信号。

[0020] 所述多个脉搏波信号可具有不同的波长,所述多个检测器中的至少一个可包括:滤色器,被配置为使预定波长带通过,以测量不同波长的所述多个脉搏波信号。

[0021] 所述多个检测器可布置在距光源不同的距离处。

[0022] 光源还可被配置为:将第一波长的第一光和第二波长的第二光发射到对象上;第一波长可以比第二波长长;所述多个检测器可包括第一检测器和第二检测器,并且第一检测器与光源之间的距离比第二检测器与光源之间的距离长;处理器还可被配置为:基于通过从由第一检测器测量的第一信号减去由第二检测器测量的第二信号获得的差信号,来获得示波波形。

[0023] 根据另一示例性实施例的方面,提供一种生物信息测量方法,包括:从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号;在测量所述多个脉搏波信号的同时测量对象的接触压力;基于接触压力和所述多个脉搏波信号获得示波波形;基于示波波形获得生物信息。

[0024] 测量多个脉搏波信号的步骤包括:将第一波长的光发射到对象上,并响应于第一波长的光从对象返回来而测量第一脉搏波信号;将第二波长的光发射到对象上,并响应于第二波长的光从对象返回而测量第二脉搏波信号,其中,第二波长比第一波长短。此外,获得示波波形的步骤可包括:基于通过从第一脉搏波信号减去第二脉搏波信号获得的差信号来获得示波波形。

[0025] 获得示波波形的步骤可包括:对所述多个脉搏波信号进行归一化。

[0026] 获得示波波形的步骤可包括:基于接触压力从所述多个脉搏波信号排除发生噪声的部分。

[0027] 所述生物信息测量方法还可包括:在测量所述多个脉搏波信号的同时向用户提供接触压力引导信息。

[0028] 所述生物信息测量方法还可包括：向用户提供所述多个脉搏波信号、接触压力、接触压力引导信息和生物信息的测量结果中的至少一个。

附图说明

[0029] 通过参照附图描述特定示例性实施例，上面和/或其他方面将更清楚，其中：

[0030] 图1是示出根据示例性实施例的生物信息测量设备的框图；

[0031] 图2A、图2B和图2C是示出根据示例性实施例的图1的生物信息测量设备的脉搏波传感器的框图；

[0032] 图3是示出根据示例性实施例的图1的生物信息测量设备的处理器的框图；

[0033] 图4A和图4B是解释生物信息的一般测量的示例的示意图；

[0034] 图5A和图5B是解释根据波长的距体表的穿透深度的示意图；

[0035] 图6A、图6B、图6C和图6D是示出根据示例性实施例的生物信息测量的示意图；

[0036] 图7A和图7B是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量的示意图；

[0037] 图8是示出根据示例性实施例的生物信息测量方法的流程图；

[0038] 图9是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量设备的框图；

[0039] 图10是示出根据示例性实施例的图9的生物信息测量设备的处理器的框图；

[0040] 图11是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量方法的流程图；

[0041] 图12是示出根据示例性实施例的生物信息测量设备的框图；

[0042] 图13A和图13B是示出根据示例性实施例的可穿戴装置的示意图。

具体实施方式

[0043] 下面参照附图更加详细地描述示例性实施例。

[0044] 在下面的具体实施方式中，即使在不同的附图中，相同的附图参考标号也用于相同的元件。提供在具体实施方式中定义的事物（诸如，详细的结构和元件）来帮助对示例性实施例的全面理解。然而，应清楚，可在没有那些具体定义的事物的情况下实践示例性实施例。此外，由于公知的功能或结构会以不必要的细节使具体实施方式模糊，因此不对它们进行详细地描述。

[0045] 将理解，虽然术语第一、第二等在此可用于描述各种元件，但是这些元件不应被这些术语限制。这些术语仅用于将一个元件与另一元件区分开。除非另外明确地叙述，否则对单数的任何引用可包括复数。此外，除非明确地相反描述，否则诸如“包含”或“包括”的术语将被理解为暗示包括叙述的元件，但不排除任何其他元件。此外，诸如“部”或“模块”等的术语应被理解为执行至少一个功能并且可被实现为硬件、软件或它们的组合的单元。

[0046] 诸如“…中的至少一个”的表述在一列元件之后时，修饰整列元件而不是修饰该列中的单独的元件。例如，表述“a、b和c中的至少一个”应被理解为仅包括a、仅包括b、仅包括c、包括a和b二者、包括a和c二者、包括b和c二者或者包括a、b和c的全部。

[0047] 图1是示出根据示例性实施例的生物信息测量设备的框图。生物信息测量设备100可被嵌入在终端（诸如，智能电话、平板PC、台式计算机和/或膝上型计算机）中，或者可被制造为独立的硬件装置。当被制造为独立的硬件装置时，生物信息测量设备100可以以可穿戴装置的形式被提供，其中，可穿戴装置在被用户携带时可穿戴在对象OBJ上，以允许容易地

测量生物信息。例如,生物信息测量设备100可被实现为腕表型可穿戴装置、手镯型可穿戴装置、腕带型可穿戴装置、环型可穿戴装置、眼镜型可穿戴装置或者发带型可穿戴装置。然而,生物信息测量设备100不限于此,并且可根据各种目的以各种方式进行修改,包括医疗机构中的用于测量和分析生物信息的固定型装置。

[0048] 参照图1,生物信息测量设备100包括脉搏波传感器110和处理器120。

[0049] 脉搏波传感器110可从对象测量多个血管容积图 (PPG) 信号(在下文中,称为“脉搏波信号”)。在这种情况下,脉搏波信号被测量的对象可以是可与脉搏波传感器110进行接触的身体部位或者可与脉搏波传感器110邻近的身体部位,并且可以是基于血管容积图 (PPG) 信号容易测量脉搏波的身体部位。例如,对象可以是腕部上与桡动脉邻近的区域或者静脉或毛细血管通过的腕部的上部。在在桡动脉通过的腕部的皮肤表面上测量脉搏波的情况下,测量可相对较少地被可引起测量的误差的外部因素(诸如,腕部中的皮肤组织的厚度)所影响。然而,对象不限于此,并且对象可以是具有高密度血管的周围身体部分(诸如,手指、脚趾等)。

[0050] 处理器120可通过使用由脉搏波传感器110测量的多个脉搏波信号来获得示波波形。具体地讲,多个脉搏波信号可具有彼此不同的波长。然而,脉搏波信号不限于此,示波波形可通过使用具有相同波长的脉搏波信号来获得,这将在后面进行描述。

[0051] 处理器120可基于获得的示波波形测量生物信息。生物信息可包括血压、血管年龄、动脉硬度、主动脉压波形、血管顺应性、压力指数和/或疲劳程度,但不限于此。为了便于解释,将通过使用血压作为示例来进行下面的描述。

[0052] 例如,一旦测量到多个脉搏波信号,处理器120可通过从与多个脉搏波信号之中的相对长的波长的脉搏波信号相关的第一信号减去与多个脉搏波信号之中的短波长的脉搏波信号相关的第二信号来获得差信号,并且可基于获得的差信号来获得示波波形。在这种情况下,第一信号可以是测量的长波长的脉搏波信号,或者可以通过根据预定的微分阶数对长波长的脉搏波信号进行微分而获得的微分信号。同理,第二信号可以是测量的短波长的脉搏波信号,或者可以通过根据预定义的微分阶数对短波长的脉搏波信号进行微分而获得的微分信号。术语“短波长”和“长波长”可指示相对波长。例如,当脉搏波传感器110向对象发射具有635nm-700nm的波长范围的第一光和具有520nm-560nm的波长范围的第二光时,635nm-700nm的波长范围和520nm-560nm的波长范围可分别被称为长波长和短波长。脉搏波传感器110可在第一光和第二光从对象被反射、偏转或散射时接收第一光和第二光,并可从采集的第一光和第二光分别提取第一信号和第二信号。

[0053] 此外,当获得示波波形时,处理器120可从获得的示波波形提取特征点,并可通过将提取的特征点应用到血压测量模型来测量血压。例如,处理器120可提取在示波波形的最大峰值点处的脉搏波值作为用于计算平均动脉压 (MAP) 的特征点。此外,处理器120可提取在最大峰值点的左侧和右侧的点处并且具有最大峰值点处的脉搏波值的0.5至0.7倍的脉搏波值,作为用于计算收缩压 (SBP) 和舒张压 (DBP) 的特征点。

[0054] 在这种情况下,血压测量模型可被预定义为如由下面的等式1表示的线性函数方程。

[0055] [等式1]

[0056] $y=ax+b$

[0057] 在此, y 表示将被获得的血压 (诸如, DBP、SBP 和/或 MAP), x 表示提取的特征点。此外, a 和 b 表示通过预处理而预先计算的常数值, 并且可根据生物信息的类型 (诸如, DBP、SBP 和/或 MAP) 而被不同地定义。

[0058] 图 2A 至图 2C 是示出根据示例性实施例的图 1 的生物信息测量设备的脉搏波传感器的框图。参照图 1 至图 2C, 将在下面描述从对象测量具有两个或更多个波长的多个脉搏波信号的脉搏波传感器 110 的配置的各种示例。

[0059] 参照图 2A, 根据示例性实施例的脉搏波传感器 210 可被形成为用于测量具有不同波长的多个脉搏波信号的脉搏波传感器的阵列。如在图 2A 中所示, 脉搏波传感器 210 包括第一脉搏波传感器 211 和第二脉搏波传感器 212。然而, 这仅是示例性的以便于解释, 并且包括在脉搏波传感器阵列中的脉搏波传感器的数量不被具体限制。

[0060] 第一脉搏波传感器 211 包括将第一波长的光发射到对象上的第一光源 211a。此外, 第一脉搏波传感器 211 包括第一检测器 211b, 其中, 第一检测器 211b 在具有第一波长的光在被第一光源 211a 发射到对象上之后从对象散射或反射时测量第一脉搏波信号。

[0061] 第二脉搏波传感器 212 包括将第二波长的光发射到对象上的第二光源 212a。此外, 第二脉搏波传感器 212 包括第二检测器 212b, 其中, 第二检测器 212b 在具有第二波长的光在被第二光源 212a 发射到对象上之后从对象散射或反射时测量第二脉搏波信号。

[0062] 在这种情况下, 第一光源 211a 和第二光源 212a 可包括发光二极管 (LED)、激光二极管和荧光体中的至少一个, 但不限于此。第一检测器 211b 和第二检测器 212b 可包括光电二极管。

[0063] 参照图 2B, 根据另一示例性实施例的脉搏波传感器 220 包括光源部 221 和检测器 222, 其中, 光源部 221 包括第一光源 221a 和第二光源 221b。虽然图 2B 示出包括两个光源 221a 和 221b 的光源部 221, 但是这仅是示例性的以便于解释, 并且光源的数量不被具体限制于此。

[0064] 第一光源 221a 将第一波长的光发射到对象上, 第二光源 221b 将第二波长的光发射到对象上。在这种情况下, 第一波长和第二波长可彼此不同。

[0065] 检测器 222 可响应于不同波长的光从对象返回而测量多个脉搏波信号。

[0066] 例如, 第一光源 221a 和第二光源 221b 可在处理器 120 的控制下通过时分被驱动, 以将光顺序地发射到对象上。在这种情况下, 可预先设置光源的驱动条件, 其中, 光源的驱动条件包括第一光源 221a 和第二光源 221b 的光发射时间、驱动顺序、驱动时间、电流强度和/或脉冲持续时间。处理器 120 可通过参考光源的驱动条件来控制光源 221a 和光源 221b 中的每个的驱动。

[0067] 检测器 222 可顺序地检测在被第一光源 221a 和第二光源 221b 顺序地发射到对象之后从对象发出的第一波长的光和第二波长的光, 并且可测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

[0068] 参照图 2C, 根据另一示例性实施例的脉搏波传感器 230 包括单个光源 231 和检测器部 232。检测器部 232 包括第一检测器 232a 和第二检测器 232b。虽然图 2C 示出包括两个检测器 232a 和 232b 的检测器部 232, 但是这仅是示例性的以便于解释, 并且检测器的数量不被具体限制于此。

[0069] 单个光源 231 可将单个波长的光发射到对象上。在这种情况下, 单个光源 231 可发

射包括可见光的宽波长范围内的光。

[0070] 检测器部232可响应于具有单个波长的光从对象发出而测量多个脉搏波信号。为此,检测器部232可具有多个不同的响应特性。

[0071] 例如,第一检测器232a和第二检测器232b可包括具有不同测量范围的光电二极管,以响应从对象发出的不同波长的光。可选地,滤色器可被设置在第一检测器232a和第二检测器232b中的任何一个的前表面,或者不同的滤色器可被设置在两个检测器的前表面,使得第一检测器232a和第二检测器232b可响应从对象发出的不同波长的光。

[0072] 第一检测器232a和第二检测器232b可布置在距单个光源231不同的距离,并且布置在距单个光源231相对短距离的一个检测器可检测具有短波长的光,布置在距单个光源231相对长距离的另一检测器可检测具有长波长的光。可选地,布置在距单个光源231不同距离的第一检测器232a和第二检测器232b可检测相同波长的光。在这种情况下,根据检测器距单个光源231的距离,可确定由每个检测器检测到的光到身体内的穿透深度。

[0073] 参照图2A至图2C,在上面描述了用于测量不同波长的脉搏波信号的脉搏波传感器的示例性实施例。脉搏波传感器不限于此,并且通过根据脉搏波的源深度对信号进行微分来获得脉搏波信号的各种实施例也是可以的。

[0074] 图3是示出根据示例性实施例的图1的生物信息测量设备的处理器的框图。

[0075] 参照图3,处理器120包括传感器控制器310、波形获取器320和生物信息测量器330。

[0076] 传感器控制器310控制脉搏波传感器110测量多个脉搏波信号以获得生物信息。传感器控制器310可从用户接收测量生物信息的请求。当接收到测量生物信息的请求时,传感器控制器310可通过生成用于控制脉搏波传感器110的控制信号来控制脉搏波传感器110。用于控制脉搏波传感器的传感器驱动条件可被预存储在存储装置中。此外,传感器驱动条件可针对每个脉搏波传感器进行定义。当接收到测量生物信息的请求时,传感器控制器310可通过参考存储在存储装置中的传感器驱动条件来控制脉搏波传感器。具体地讲,传感器驱动条件可包括每个光源的光发射时间、驱动顺序、电流强度和/或脉冲持续时间。

[0077] 当从脉搏波传感器110接收到多个脉搏波信号时,波形获取器320可通过使用接收到的多个脉搏波信号来获得示波波形。例如,波形获取器320可基于与多个脉搏波信号之中的长波长的脉搏波信号相关的第一信号和与多个脉搏波信号之中的短波长的脉搏波信号相关的第二信号来获得示波波形。在这种情况下,第一信号或第二信号可以是测量的长波长的脉搏波信号或短波长的脉搏波信号,可以是每个脉搏波信号的微分信号,或者可以是各种其他修改的信号。

[0078] 例如,一旦测量到多个脉搏波信号,波形获取器320可基于通过从长波长的脉搏波信号减去短波长的脉搏波信号获得的差信号来获得示波波形。在这种情况下,波形获取器320可对测量的多个脉搏波信号进行归一化,并可通过使用归一化的脉搏波信号来获得示波波形。

[0079] 在另一示例中,一旦测量到多个脉搏波信号,波形获取器320可对多个脉搏波信号进行微分以获得每个微分信号,并可从长波长的微分信号减去短波长的微分信号,以基于相减后的微分信号来获得示波波形。在这种情况下,包括一阶、二阶……n阶等的微分的阶数不被具体限制,并且可根据生物信息的类型或各种其他标准而被预先定义。

[0080] 生物信息测量器330可通过使用由波形获取器320获得的示波波形来测量生物信息。例如,一旦获得示波波形,生物信息测量器330可从示波波形提取特征点,并可通过将提取的特征点应用到由前述等式1表示的血压测量模型来测量血压。例如,生物信息测量器330可提取示波波形的最大峰值点处的脉搏波值作为用于计算平均动脉压(MAP)的特征点,并可提取在最大峰值点的左侧和右侧的点处并具有最大峰值点处的脉搏波值的0.5至0.7倍的脉搏波值作为用于计算收缩压(SBP)和舒张压(DBP)的特征点。

[0081] 图4A和图4B是解释生物信息的一般测量的示例的示图。

[0082] 参照图4A,无袖带血压测量设备通常通过使用光电容积图(PPG)信号来测量血压。在这种情况下,脉搏波传感器以各种压力水平与体表进行接触,并且脉搏波传感器可通过测量每个接触压力水平下的脉搏波信号并通过获得局部血管的平均动脉压(MAP)来估计血压。在这种情况下,通过脉搏波传感器从体表测量的光电容积图(PPG)信号可被视为在距体表较大深度生成的动脉脉搏波信号与在距体表相对浅的深度生成的毛细血管脉搏波信号的组合。这里,毛细血管脉搏波信号可在使用示波法估计血压时充当噪声。

[0083] 参照图4B,在曲线图的底部的脉搏波信号表示动脉脉搏波信号S1;在曲线图的中央的脉搏波信号表示毛细血管脉搏波信号S2;在曲线图的上部的脉搏波信号表示周围脉搏波信号S3。当周围脉搏波信号S3由动脉脉搏波信号S1与毛细血管脉搏波信号S2的组合来表示时,可以看出,与血压相关联最大幅值点从动脉脉搏波信号S1的箭头点移动到周围脉搏波信号S3的箭头点。这表示当使用示波法测量血压时准确性可降低。也就是说,体表测量值包括添加到动脉血压值的错误值,从而导致与准确的血压值的差异。

[0084] 图5A和图5B是解释根据波长的距体表的穿透深度的示图。

[0085] 参照图5A和图5B,距皮肤表面的穿透深度根据从光源发射到皮肤上的光的波长而不同。具有长波长 λ_2 和 λ_3 的脉搏波信号(例如,红外(IR)脉搏波信号)可包括动脉脉搏波信号和毛细血管脉搏波信号二者。此外,具有短波长 λ_1 的脉搏波信号(例如,绿色脉搏波信号)可仅包括毛细血管脉搏波信号。在示例性实施例中,可通过使用具有长波长 λ_2 和 λ_3 的脉搏波信号和具有短波长 λ_1 的脉搏波信号来复原动脉脉搏波信号,从而提高使用示波法估计血压的准确性。

[0086] 图6A至图6D是示出根据示例性实施例的生物信息测量的示图。参照图1至图6D,将在下面描述生物信息测量设备100测量生物信息的示例。

[0087] 图6A示出生物信息测量设备100从对象获得具有不同波长的两个脉搏波信号PPG_{Green}和PPG_{IR}的示例。在这种情况下,具有相对短的波长的脉搏波信号PPG_{Green}包括毛细血管脉搏波信号,具有相对长的波长的脉搏波信号PPG_{IR}包括彼此重叠的毛细血管脉搏波信号和动脉脉搏波信号。例如,如以上参照图2A至图2C所述,生物信息测量设备100可包括用于获得不同波长的脉搏波信号的各种脉搏波传感器。

[0088] 图6B示出生物信息测量设备100对具有不同波长的获得的两个脉搏波信号PPG_{Green}和PPG_{IR}分别进行微分以获得二阶微分信号SDPPG_{Green}和SDPPG_{IR}的示例。在这种情况下,生物信息测量设备100可对获得的两个脉搏波信号PPG_{Green}和PPG_{IR}进行归一化,并可从归一化的脉搏波信号获得每个二阶微分信号。可选地,一旦获得二阶微分信号,生物信息测量设备100可对获得的二阶微分信号进行归一化。具有加速度维度的二阶微分信号可以与压力脉搏波相似。

[0089] 图6C示出生物测量设备100从获得的两个微分信号之中的具有相对长的波长的微分信号SDPPG_{IR}减去具有短波长的微分信号SDPPG_{Green}以获得相减后的微分信号的示例。

[0090] 图6D示出生物信息测量设备100通过使用获得的相减后的微分信号和接触压力来获得示波波形的示例。在这种情况下,可在测量脉搏波信号的同时从对象测量接触压力。例如,通过使用相减后的微分信号波形的包络,生物信息测量设备100可通过在每个测量时刻从波形的正值减去负值提取相减后的微分信号的峰-峰点(peak-to-peak point)。此外,生物信息测量设备100可通过基于接触压力值绘制相减后的微分信号波形的峰-峰点来获得示波波形。例如,通过对相减后的微分信号波形的峰-峰点进行拟合来获得示波波形。在另一实施例中,生物信息测量设备100可通过基于接触压力值绘制经由对不同波长的脉搏波信号进行相减后得到的信号波形的峰-峰点来获得示波波形。

[0091] 当获得示波波形时,生物信息测量设备100可通过从获得的示波波形提取特征点来测量血压。例如,生物信息测量设备100可提取示波波形的最大峰值点处的接触压力值或差信号的脉搏波值,作为用于测量平均动脉压(MAP)的特征点。此外,生物信息测量设备100可提取在最大峰值点的左侧和右侧的点处并具有最大峰值点处的值的0.5至0.7倍的值,作为用于测量收缩压(SBP)和舒张压(DBP)的特征点。此外,当提取用于MAP、SBP和DBP的特征点时,生物信息测量设备100可将提取的特征点应用到血压估计等式以测量每个血压。

[0092] 图7A和图7B是解释根据另一示例性实施例的多个波长的测量的示意图。

[0093] 参照图1、图7A和图7B,根据实施例的生物信息测量设备100的脉搏波传感器110包括将相同波长的光发射到对象上的单个光源(LED)以及布置在距光源(LED)不同距离处的两个检测器PD1和PD2。例如,第一检测器PD1可被布置在与光源(LED)相距5mm的位置处,第二检测器PD2可被布置在与光源(LED)相距12mm的位置处。请注意,虽然图7B示出了两个检测器PD1和PD2,但是检测器的数量不限于此,并可以是三个或更多个。

[0094] 一旦光源(LED)将相同波长的光发射到对象上,从对象散射的相同波长的光进入第一检测器PD1和第二检测器PD2,以被第一检测器PD1和第二检测器PD2检测到。在这种情况下,根据第一检测器PD1和第二检测器PD2距光源(LED)的距离,可确定由第一检测器PD1和第二检测器PD2检测的光进入身体的穿透深度。

[0095] 换句话说,即使当光源(LED)发射相同波长的光时,布置在距光源(LED)相对短的距离处的第一检测器PD1也可测量通过相对更靠近身体的表面的位置(例如,毛细血管或身体表面)的毛细血管脉搏波信号或周围脉搏波信号。此外,布置在距光源(LED)相对长的距离处的第二检测器PD2可测量通过身体深处的位置(例如,动脉)的动脉脉搏波信号。

[0096] 生物信息测量设备100可基于与由第一检测器PD1测量的脉搏波信号相关的第一信号和与由第二检测器PD2测量的脉搏波信号相关的第二信号来测量生物信息。例如,如上所述,生物信息测量设备100可通过使用通过从在身体深处的位置测量的第二信号减去在相对更靠近身体的表面的位置测量的第一信号而获得的差信号来获得示波波形,并可基于获得的示波波形来测量生物信息。在这种情况下,第一信号可以是由第一检测器检测的第一脉搏波信号或者第一脉搏波信号的微分信号,第二信号可以是由第二检测器检测的第二脉搏波信号或者第二脉搏波信号的微分信号。然而,信号不限于此,并且各种修改的信号可被使用。

[0097] 图8是示出根据示例性实施例的生物信息测量方法的流程图。

[0098] 图8的生物信息测量方法可以是由图1的生物信息测量设备执行的生物信息测量方法的示例。以上参照图1至图7B描述了生物信息测量方法的各种实施例,从而下面将对其进行简要描述。

[0099] 响应于测量生物信息的请求,生物信息测量设备100在操作810中从对象测量多个脉搏波信号。测量生物信息的请求可从用户接收。然而,测量生物信息的请求不限于此,并可在预定标准被满足时由生物信息测量设备100自动生成。例如,生物信息测量设备100可以以预定间隔或者在生物信息的测量结果需要重新测量生物信息时自动生成用于生物信息测量请求的控制信号。多个脉搏波信号可以是具有不同波长的脉搏波信号。以上描述了用于测量不同波长的脉搏波信号的脉搏波传感器的各种实施例。

[0100] 然后,生物信息测量设备100可在操作820中通过使用测量的多个脉搏波信号来获得示波波形。例如,当测量到多个脉搏波信号时,生物信息测量设备100可通过从测量的多个脉搏波信号之中的相对长的波长的脉搏波信号减去短的波长的脉搏波信号来获得差信号,并可基于获得的差信号来获得示波波形。在这种情况下,生物信息测量设备100可在必要时对测量的多个脉搏波信号进行归一化,并可通过使用归一化的脉搏波信号来获得差信号。可选地,生物信息测量设备100可对测量的多个脉搏波信号进行微分以获得每个微分信号,并可通过使用获得的微分信号来获得差信号。在这种情况下,微分信号可以是二阶微分信号,但不限于此。

[0101] 随后,生物信息测量设备100可在操作830中基于获得的示波波形来测量生物信息。例如,生物信息测量设备100可提取示波波形的最大峰值点作为特征点,并可通过使用提取的特征点来测量生物信息。

[0102] 图9是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量设备的框图。图10是示出根据示例性实施例的图9的生物信息测量设备的处理器的框图。

[0103] 参照图9,生物信息测量设备900包括脉搏波传感器910、处理器920和接触压力传感器930。参照图10,处理器920包括传感器控制器1010、波形获取器1020、生物信息测量器1030和压力引导器1040。

[0104] 一旦接收到测量生物信息的请求,传感器控制器1010可生成用于脉搏波传感器910和接触压力传感器930的控制信号,以从对象分别测量脉搏波信号和接触压力值。

[0105] 压力引导器1040可在脉搏波信号被测量的同时提供用于引导将由用户增大或减小对脉搏波传感器910的压力的接触压力引导信息。压力引导器1040可视觉地显示接触压力引导信息,或者可使用非视觉的方法(诸如,语音和/或振动)来显示信息。

[0106] 接触压力引导信息可在脉搏波传感器910开始测量脉搏波信号的时刻之前和之后,或者在与脉搏波传感器910开始测量脉搏波信号的时刻相同的时刻被提供。接触压力引导信息可在脉搏波传感器910从对象测量脉搏波信号的同时被持续地提供。接触压力引导信息可针对每个用户基于包括用户的年龄、性别、健康状况的用户特性和/或脉搏波传感器910与对象之间的接触部分而被预先确定。接触压力引导信息可以是将由用户增大或减小对脉搏波传感器910的接触压力值,但不限于此,并可包括引起由对象施加给脉搏波传感器910的压力的变化的用户的动作信息。

[0107] 脉搏波传感器910可在用户根据接触压力引导信息改变脉搏波传感器910与对象之间的接触压力的同时从对象测量多个脉搏波信号。在这种情况下,多个脉搏波信号可以

是不同波长的脉搏波信号。以上参照图2A至图2C描述了用于获得不同波长的脉搏波信号的脉搏波传感器910的配置。

[0108] 在脉搏波传感器910测量脉搏波信号的同时,接触压力传感器930可测量脉搏波传感器910与对象之间的接触压力。例如,接触压力传感器930可被设置为单个模块或者多个模块的阵列。此外,接触压力传感器930可包括力传感器和接触面积测量传感器,或者力传感器和电容传感器阵列,但是接触压力传感器930不具体受限于所述传感器中的任何一个。

[0109] 压力引导器1040可从接触压力传感器930连续地接收接触压力测量值,并可基于接收的接触压力测量值向用户提供接触压力引导信息。例如,处理器920可基于在特定时刻测量的接触压力测量值与将由用户施加到脉搏波传感器910的接触压力值之间的差来提供接触压力引导信息。

[0110] 波形获取器1020可接收在预定时间段内测量的多个脉搏波信号和接触压力信号,并且可通过使用接收的多个脉搏波信号和接触压力信号来测量生物信息。如上面详细描述,波形获取器1020可获得多个脉搏波信号之间的差信号,并可通过使用差信号和接触压力信号来获得示波波形。

[0111] 此外,波形获取器1020可基于由接触压力传感器930测量的接触压力来确定测量的脉搏波信号中发生噪声的部分。例如,当与在测量脉搏波信号的同时在特定时刻或区间将由用户施加的接触压力相比时,在由接触压力传感器930测量的接触压力落在预定范围之外的情况下,波形获取器1020可确定发生运动噪声。可选地,波形获取器1020可对测量的脉搏波信号进行分析,并可将脉搏波信号未示出正常图案的异常区间确定为发生运动噪声的部分。此外,在生物信息测量设备900包括加速度传感器的情况下,生物信息测量设备900可将测量脉搏波信号时加速度信号中出现突然改变的时间或区间确定为发生运动噪声的部分。如上所述,波形获取器1020可从脉搏波信号或接触压力信号排除发生运动噪声的部分,并可通过使用信号的除了噪声部分之外的其他部分来获得示波波形。

[0112] 生物信息测量器1030可从获得的示波波形提取特征点,并可通过将提取的特征点应用到生物信息测量模型来测量生物信息。例如,生物信息测量器1030可提取示波波形的最大峰值点处的接触压力值以及在最大峰值点的左侧和右侧的点处并具有最大峰值点处的值的0.5至0.7的接触压力值,作为用于测量血压的特征点。

[0113] 当测量生物信息时,生物信息测量器1030可控制输出模块向用户提供测量的生物信息、测量的多个脉搏波信号和/或测量的接触压力值。在这种情况下,输出模块可包括显示模块、扬声器和/或触觉装置。

[0114] 图11是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量方法的流程图。

[0115] 图11的生物信息测量方法是由图9的生物信息测量设备900执行的生物信息测量方法的示例,其中,上面参照图9和图10详细描述了图9的生物信息测量设备900,从而在下面将对其进行简要描述。

[0116] 当接收到测量生物信息的请求时,生物信息测量设备900可在操作1110向用户提供接触压力引导信息。在这种情况下,接触压力引导信息可包括将由用户增大或减小对脉搏波传感器的压力值和/或用于引起压力的改变的用户的动作信息,并且可使用各种视觉方法或非视觉方法来提供。

[0117] 当脉搏波传感器测量脉搏波时,嵌入在生物信息测量设备900中的接触压力传感

器可在操作1120中测量脉搏波传感器与对象之间的接触压力。基于测量的接触压力值,生物信息测量设备900可在操作1110中在脉搏波传感器测量脉搏波的同时连续地提供接触压力引导信息。

[0118] 脉搏波传感器可在操作1130中在预定时间段内从将被测量生物信息的对象测量多个脉搏波信号。在这种情况下,多个脉搏波信号可以是具有不同波长的信号。

[0119] 操作1110中的接触压力引导信息的提供、操作1120中的接触压力的测量以及操作1130中的脉搏波信号的测量不是按时序的顺序执行,而是可在预定时间段内的相同时间执行。

[0120] 然后,生物信息测量设备900可在操作1140中通过使用测量的多个脉搏波信号来获得示波波形。例如,生物信息测量设备900可通过对多个脉搏波信号执行二阶微分来获得二阶微分信号,并可通过使用获得的二阶微分信号来获得示波波形。生物信息测量设备900可通过从二阶微分信号之中的长波长信号减去短波长信号得到差信号,并可基于测量的接触压力和差信号来获得示波波形。

[0121] 随后,生物信息测量设备900在操作1150中基于获得的示波波形来测量生物信息。在这种情况下,生物信息测量设备900可从示波波形提取特征点,并可通过将提取的特征点应用到生物信息估计模型来测量生物信息。

[0122] 图12是示出根据另一示例性实施例的生物信息测量设备的框图。

[0123] 参照图12,生物信息测量设备1200包括测量器1210、处理器1220、通信接口1230、输出接口1240和存储装置1250。

[0124] 测量器1210可包括用于从对象测量脉搏波信号的脉搏波传感器。此外,测量器1210还可包括用于在脉搏波传感器从对象测量脉搏波信号的同时测量脉搏波传感器与对象之间的接触压力的接触压力传感器。

[0125] 处理器1220可控制生物信息测量设备900的其他部件1210、1230、1240和1250,并可基于其他部件1210、1230、1240和1250的执行结果来处理各种功能。

[0126] 例如,当接收到测量生物信息的请求时,处理器1220可控制测量器1210测量脉搏波信号和/或接触压力信号。此外,一旦脉搏波信号和/或接触压力信号被测量到,处理器1220可基于测量的脉搏波信号和/或接触压力信号来测量生物信息。在这种情况下,测量的脉搏波信号可以是具有不同波长的多个脉搏波信号。处理器1220可基于通过从长波长脉搏波信号减去短波长脉搏波信号获得的差信号和/或基于接触压力信号来获得示波波形,并可基于获得的示波波形来测量生物信息。

[0127] 此外,处理器1220可控制输出接口1240向用户提供测量的脉搏波信号、接触压力信号或生物信息的测量结果。输出接口1240可由处理器1220控制以在显示模块上显示信息,并通过使用扬声器模块和触觉模块的非视觉方法(诸如,语音、振动和/或触觉)来输出信息。

[0128] 此外,处理器1220可将测量的脉搏波信号、接触压力信号或者生物信息的测量结果存储在存储装置1250中。此外,处理器1220可通过参考存储在存储装置1250中的参考信息来测量生物信息。在这种情况下,参考信息可包括生物信息测量模型和/或用户特性信息。处理器1220可将通过通信接口1230从外部装置1260接收的参考信息、由用户输入的参考信息等存储在存储装置1250中。

[0129] 在这种情况下,存储装置1250可包括以下存储介质中的至少一个存储介质:闪存型存储器、硬盘型存储器、多媒体卡微型存储器、卡型存储器(例如,SD存储器、XD存储器等)、随机存取存储器(RAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁存储器、磁盘和/或光盘。

[0130] 此外,处理器1220可控制通信接口1230连接到外部装置1260,并可执行必要功能。在这种情况下,外部装置1260可包括智能电话、平板PC、膝上型计算机、台式计算机和/或袖带式血压测量设备,但是外部装置1260不限于此。

[0131] 例如,当测量到生物信息时,处理器1220可将生物信息的测量结果发送到具有相对优异的计算性能的外部装置,以通过外部装置1260的输出模块向用户提供信息,并可管理各种类型的生物信息的历史。可选地,处理器1220可从袖带式血压测量设备接收袖带压力值,并可将接收的袖带压力值与生物信息的测量结果进行比较,以向用户提供比较的结果。

[0132] 当从处理器1220接收到控制信号时,通信接口1230可通过使用通信技术来访问通信网络以连接到外部装置1260,并可与外部装置1260发送和接收必要信息。通信技术的示例可包括:蓝牙通信、蓝牙低功耗(BLE)通信、近场通信(NFC)、WLAN(Wi-Fi)通信、Zigbee通信、红外数据协会(IrDA)通信、Wi-Fi直连(WFD)通信、超宽带(UWB)通信、Ant+通信、WIFI通信、射频识别(RFID)通信、Wi-Fi通信以及移动通信。然而,这仅是示例性的,并不意在限制。

[0133] 图13A和图13B是示出根据另一示例性实施例的可穿戴装置的示图。上述生物信息测量设备的各种实施例可被安装在如在此所示的可穿戴在腕部上的智能手表或者智能带型可穿戴装置中。然而,可穿戴装置仅是为了便于解释而使用的示例,并且不应被解释为实施例的应用限于智能手表或智能带型可穿戴装置。

[0134] 参照图13A和图13B,可穿戴装置1300包括主体1310和带(strap)1320。

[0135] 带1320可以是柔性的,并可连接到主体1310的两端以围绕用户的腕部弯曲,或者可以以允许带1320从用户的腕部分离的方式弯曲。可选地,带1320可被形成为不可拆卸的带子。在这种情况下,空气可被注入到带1320中,或者气囊可包括在带1320中,使得带1320可具有根据施加到腕部的压力的改变的弹性,腕部的压力的改变可被传送到主体1310。

[0136] 向可穿戴装置1300供电的电池可被嵌入在主体1310或带1320中。

[0137] 此外,可穿戴装置1300包括测量器1311和处理器1312,其中,测量器1311用于从对象测量生物信号,处理器1312用于基于生物信号获得对象的生物信息。

[0138] 测量器1311可安装在主体1310的底部(即,与对象(例如,用户的腕部)进行接触的部分),并可根据处理器1312的控制信号从对象测量生物信号。测量器1311包括脉搏波传感器1311a和接触压力传感器1311b,其中,脉搏波传感器1311a用于从对象测量脉搏波信号,接触压力传感器1311b用于测量脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力信号。脉搏波传感器1311a可安装在主体1310的底部以暴露于对象,接触压力传感器1311b可在与脉搏波传感器1311a相比距对象相对更远的位置处安装在主体1310中。

[0139] 脉搏波传感器1311a可包括将光发射到对象上的一个或多个光源和用于检测从对象发出的光的一个或多个检测器,并可从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号。在这种情况下,以上参照图2A至图2C描述了用于测量具有不同波长的多个脉搏波信号的脉搏波传感器1311a的各种示例性实施例。

[0140] 接触压力传感器1311b和脉搏波传感器1311a可安装在主体1310中。例如,接触压力传感器1311b和脉搏波传感器1311a可并排布置在主体1310的同一表面上。接触压力传感器1311b可在脉搏波传感器1311a从对象测量脉搏波信号的同时测量脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力。在测量脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力时,接触压力传感器1311b可测量接触压力传感器1311b自身与对象之间的接触压力,并可将接触压力传感器1311b与对象之间的接触压力确定为脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力。接触压力传感器1311b可包括力传感器和区域传感器,以通过使用由这些传感器测量的值来计算接触压力,但是接触压力传感器1311b不限于此。

[0141] 例如,接触压力传感器1311b可测量通过带1320传送到主体1310的对象的接触压力,其中,带1320缠绕在腕部以将主体1310固定到对象。在这种情况下,用户可在脉搏波信号的同时通过经由改变腕部的厚度调节带中的张力来改变对象与脉搏波传感器1311a之间的接触压力,其中,主体1210穿戴在腕部上。

[0142] 在另一示例中,用户可通过在使用手指等触摸显示器1314的同时逐渐增大压力或者通过在用力按压显示器1314的同时逐渐减小压力来改变脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力。在这种情况下,显示器1314可在测量脉搏波信号的同时显示用于改变接触压力的引导信息(诸如,用户的手指的按压强度)。引导信息可包括参考压力的强度、手指的位置和/或实际测量的接触压力值。然而,接触压力的改变不限于此,并且可通过各种方法来改变接触压力。

[0143] 处理器1312可根据用户的请求生成用于控制测量器1311的控制信号。此外,处理器1312可接收测量的脉搏波信号和/或接触压力信号,并可通过使用接收的脉搏波信号和/或接触压力信号来测量生物信息,其中,测量的脉搏波信号和/或接触压力信号由测量器1311测量。例如,处理器1312可响应于接触压力传感器1311b检测到接触压力的逐渐增大或减小而开始测量多个脉搏波信号。处理器1322可在控制显示器1314显示提示用户逐渐增大或减小他/她的施加到接触压力传感器1311b上的压力的图像的同时测量多个脉搏波信号。例如,显示器1314可显示握紧拳头以引起用户增大腕部与可穿戴装置1300之间的接触压力的手部的运动。

[0144] 例如,处理器1312可通过使用测量的多个脉搏波信号和接触压力信号来获得示波波形,并可通过使用示波法来测量血压。例如,处理器1312可通过从多个脉搏波信号之中的长波长脉搏波信号减去短波长脉搏波信号来获得差信号,并可通过使用获得的差信号和接触压力信号来获得示波波形。在这种情况下,处理器1312可通过对多个脉搏波信号进行微分来生成微分信号,并可通过使用生成的微分信号来获得差信号,其中,微分的阶数不被具体限制。当获得示波波形时,处理器1312可从示波波形提取特征点,并可通过将提取的特征点应用到血压估计模型来测量血压。

[0145] 当从用户接收到测量生物信息的请求时,处理器1312可提供接触压力引导信息,使得用户可通过将压力施加到主体来改变脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力。在这种情况下,接触压力引导信息可包括将由用户施加的接触压力值,但不限于此,接触压力引导信息可包括将由用户采取的向主体施加压力的动作。

[0146] 此外,一旦接触压力传感器1311b测量脉搏波传感器1311a与对象之间的接触压力,处理器1312可基于测量的接触压力向用户提供关于接触压力的反馈。在这种情况下,用

户可基于作为反馈提供的接触压力信息以适当的强度施加压力。

[0147] 处理器1312可将估计的生物信息(例如,血压历史信息和用于测量每个血压值的生物信号和/或特征点)存储在存储装置中。此外,处理器1312可生成管理用户的健康所需的额外的信息(诸如,与估计的生物信息相关联的警报或警告信息、健康状态的改变的发展等),并可在存储装置中管理生成的信息。

[0148] 此外,可穿戴装置1300可包括安装在主体1310的操纵器1315和显示器1314。

[0149] 操纵器1315可接收用户的控制命令,并可将接收的控制命令发送到处理器1312。操纵器1315可包括用于输入开启/关闭可穿戴装置1300的命令的电源按钮。

[0150] 显示器1314可由处理器1312控制以向用户提供与检测的生物信息相关联的各种类型的信息。例如,显示器1314可通过使用各种视觉/非视觉的方法向用户显示额外的信息(诸如,检测的血压、警报信息、警告信息等)。

[0151] 此外,主体1310还可在内部空间中包括用于与外部装置(诸如,用户的移动终端)通信的通信接口1313。

[0152] 通信接口1313可由处理器1312控制以与用户的具有相对优异的计算性能的外部装置进行通信,并发送和接收必要信息。例如,通信接口1313可从用户的移动终端接收估计生物信息的请求。此外,通信接口1313可将提取的特征点或特征信息发送到外部装置以请求生物信息的估计。此外,通信接口1313可将生物信息的估计结果发送到外部装置,以通过具有提高的性能的显示器向用户显示该信息,或者出于各种目的(诸如,生物信息历史的管理、疾病研究等)使用该信息。

[0153] 虽然不限于此,但是示例性实施例可被体现为计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质是能够存储可在之后由计算机系统读取的数据的任何数据存储装置。计算机可读记录介质的示例包括:只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光学数据存储装置。计算机可读记录介质还可分布在联网的计算机系统上,使得计算机可读代码以分布的方式被存储并执行。此外,示例性实施例可被编写为在计算机可读传输介质(诸如,载波)上传输并在执行程序的通用数字计算机或专用数字计算机中被接收并实施的计算机程序。此外,应理解,在示例性实施例中,上述设备和装置的一个或多个单元可包括电路、处理器、微处理器等,并可执行存储在计算机可读介质中的计算机程序。

[0154] 前述示例性实施例仅是示例性的并不被解释为限制。本教导可容易地应用到其他类型的设备。此外,示例性实施例的描述意图是说明性的,并不限定权利要求的范围,并且很多替代物、修改和变化对于本领域技术人员将是清楚的。

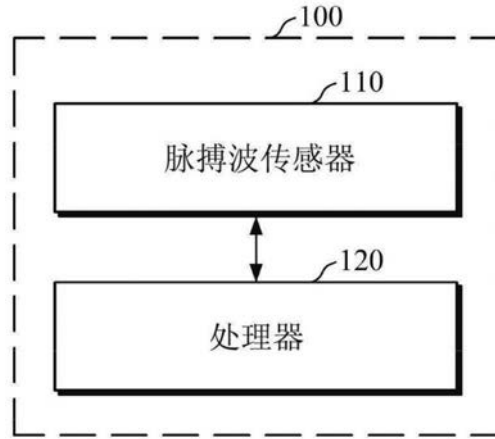


图1

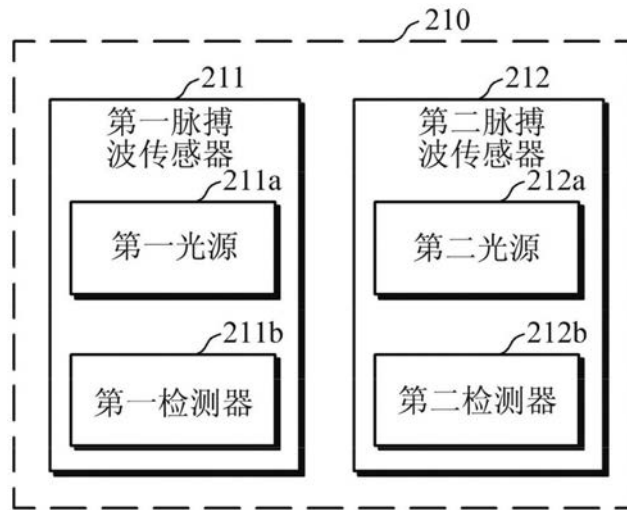


图2A

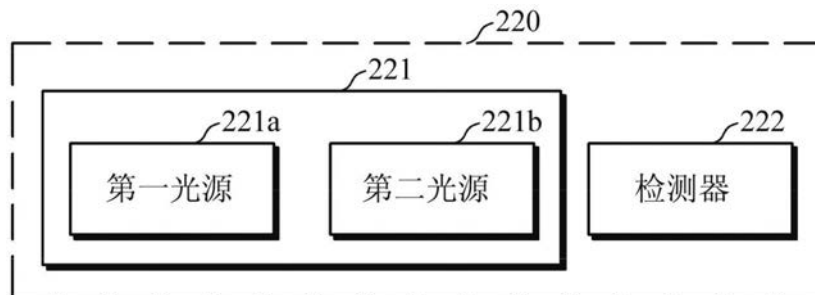


图2B

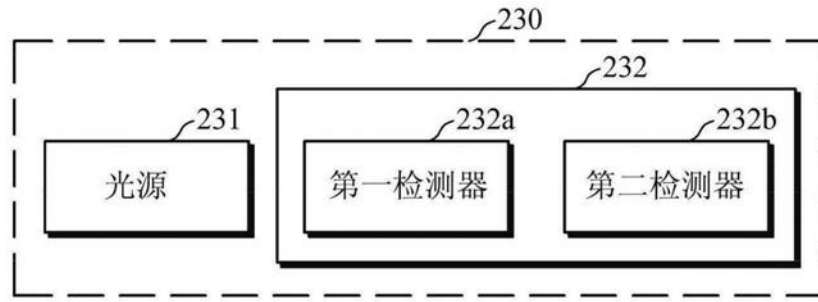


图2C

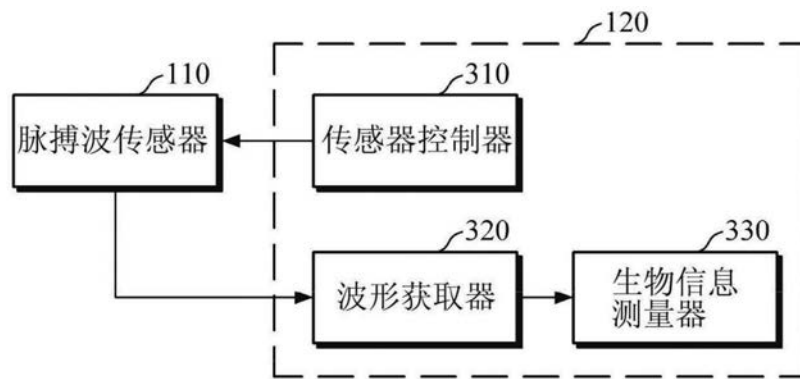


图3

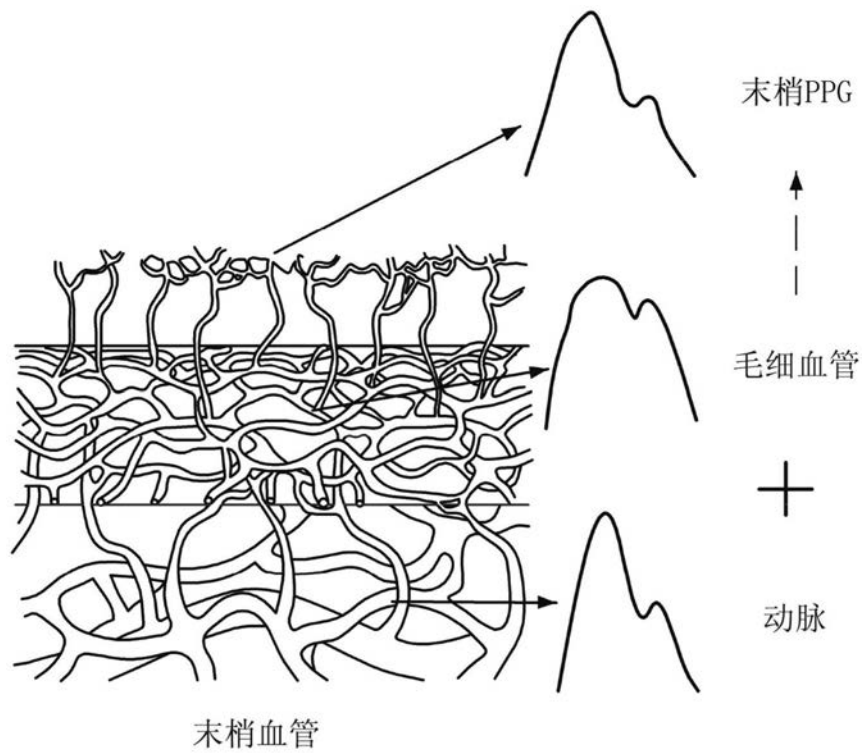


图4A

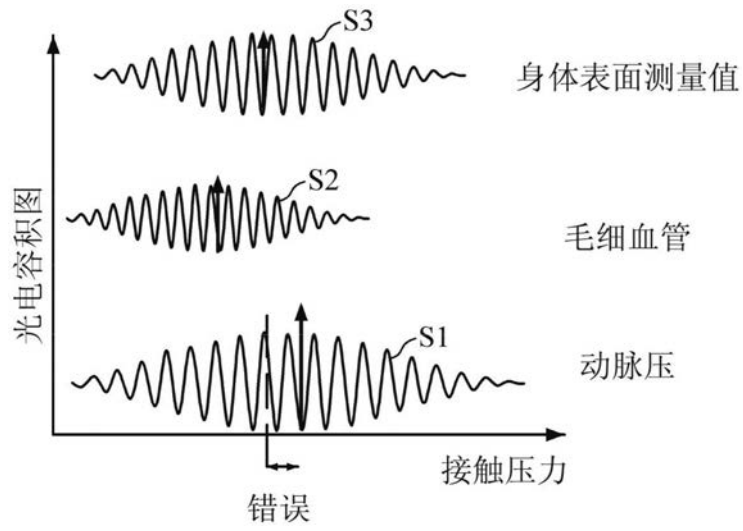


图4B

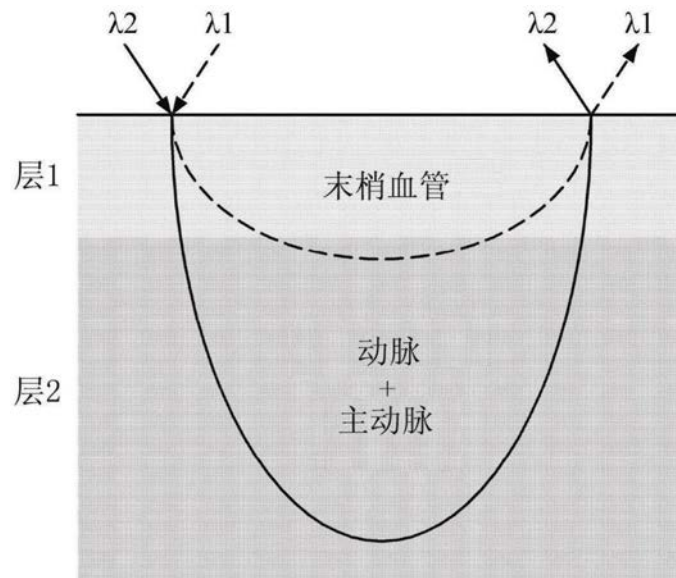


图5A

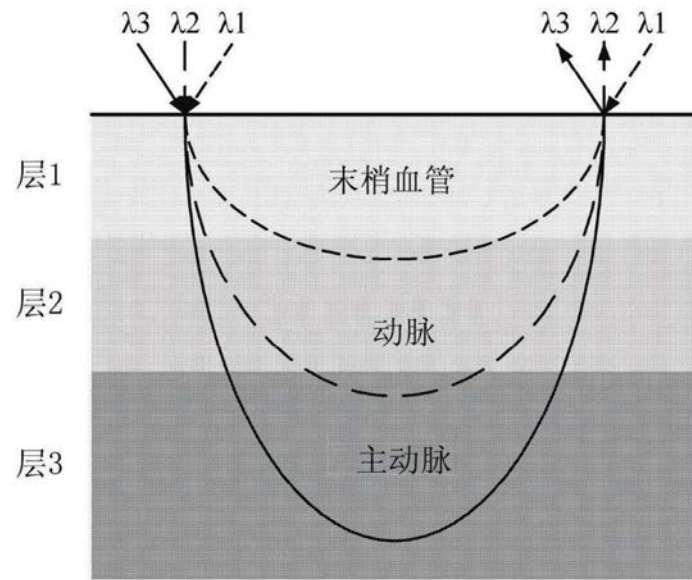


图5B

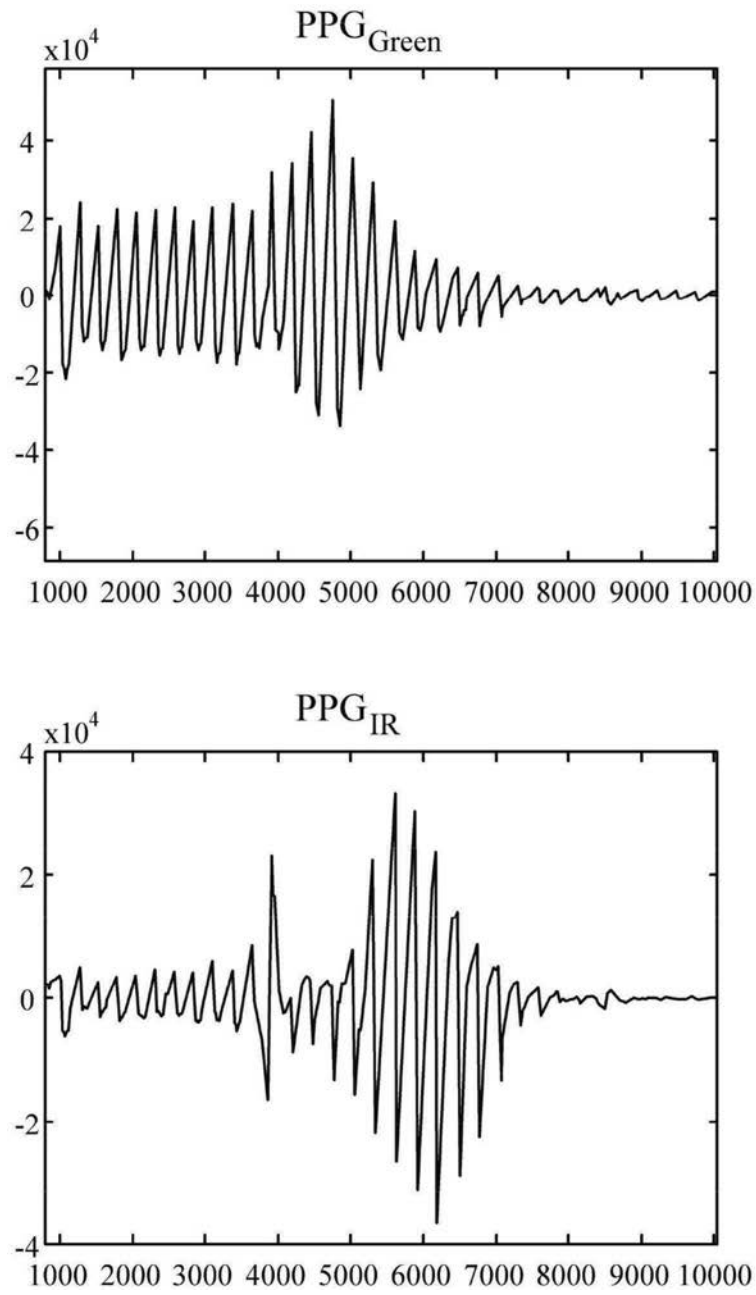


图6A

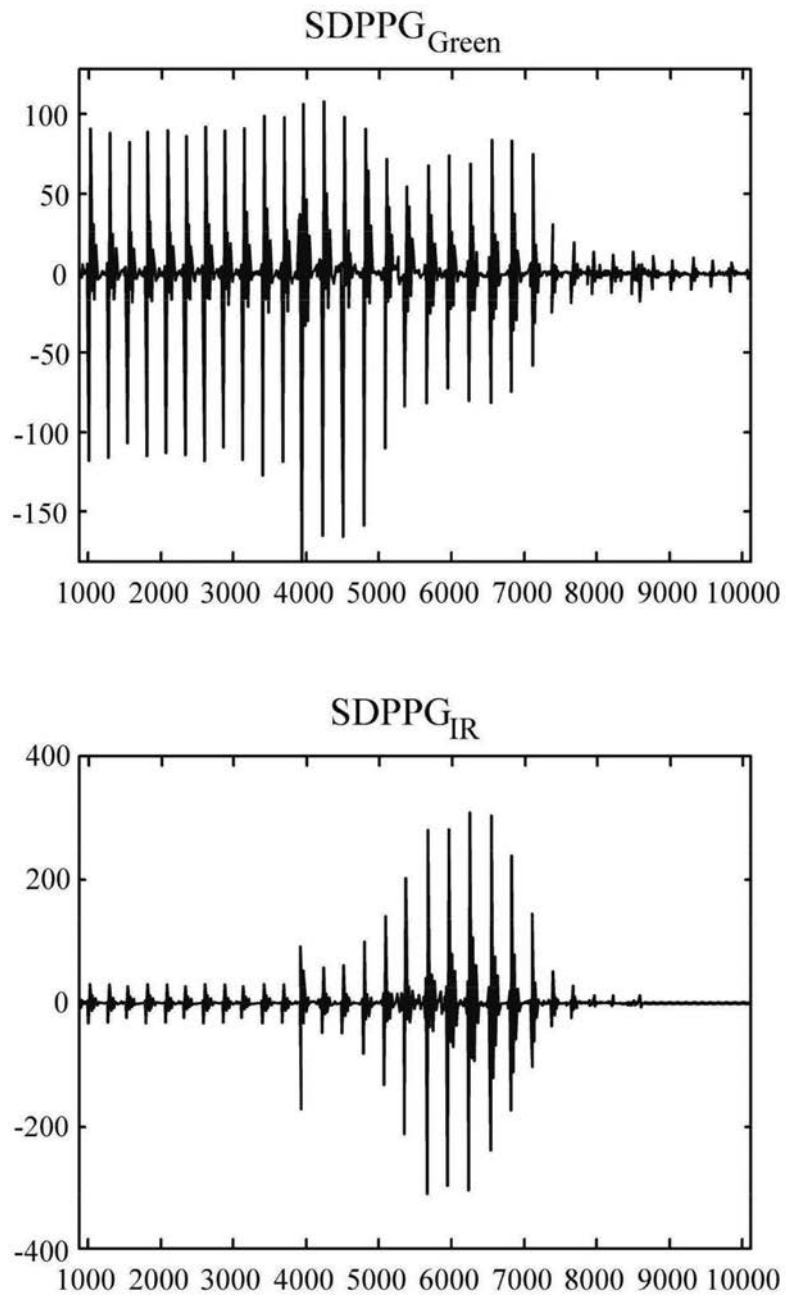


图6B

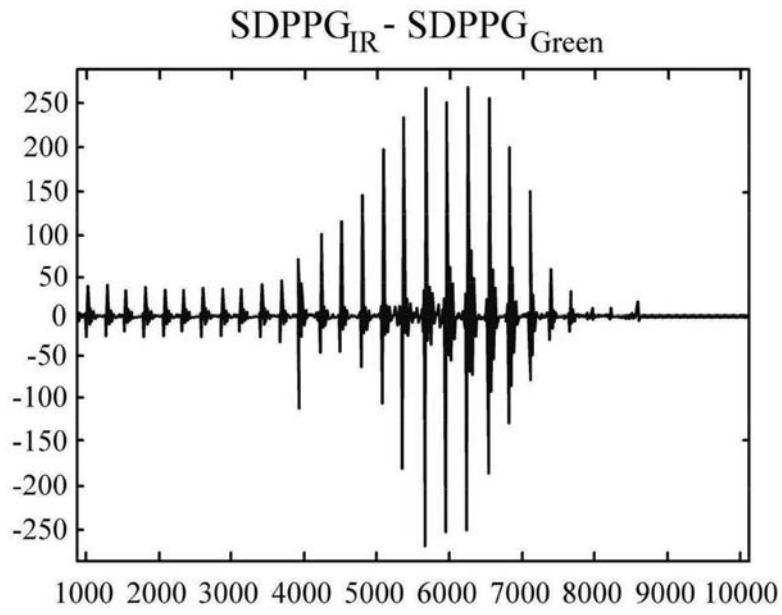


图6C

相减后的二
阶微分信号

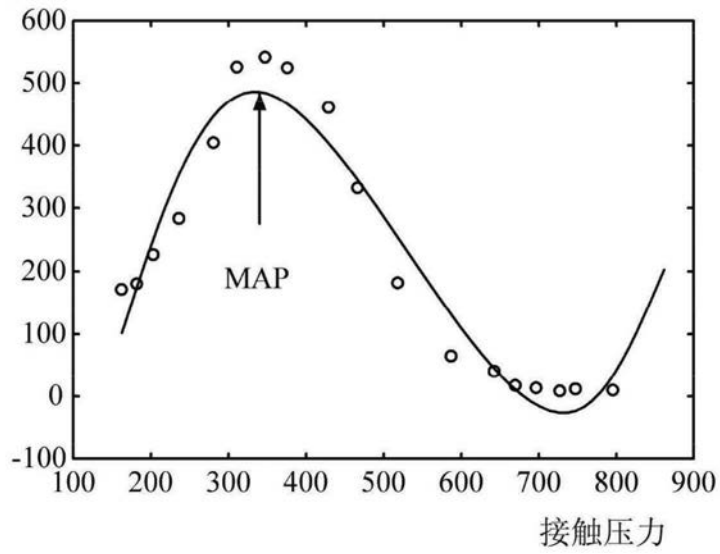


图6D

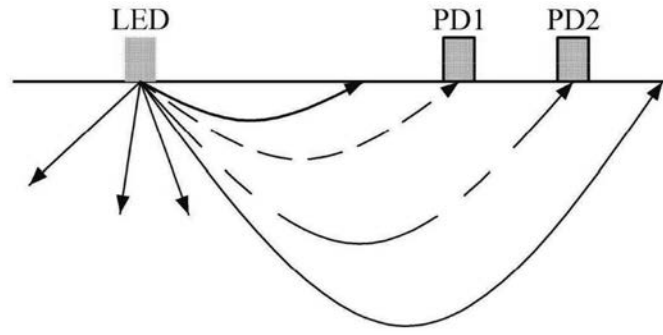


图7A

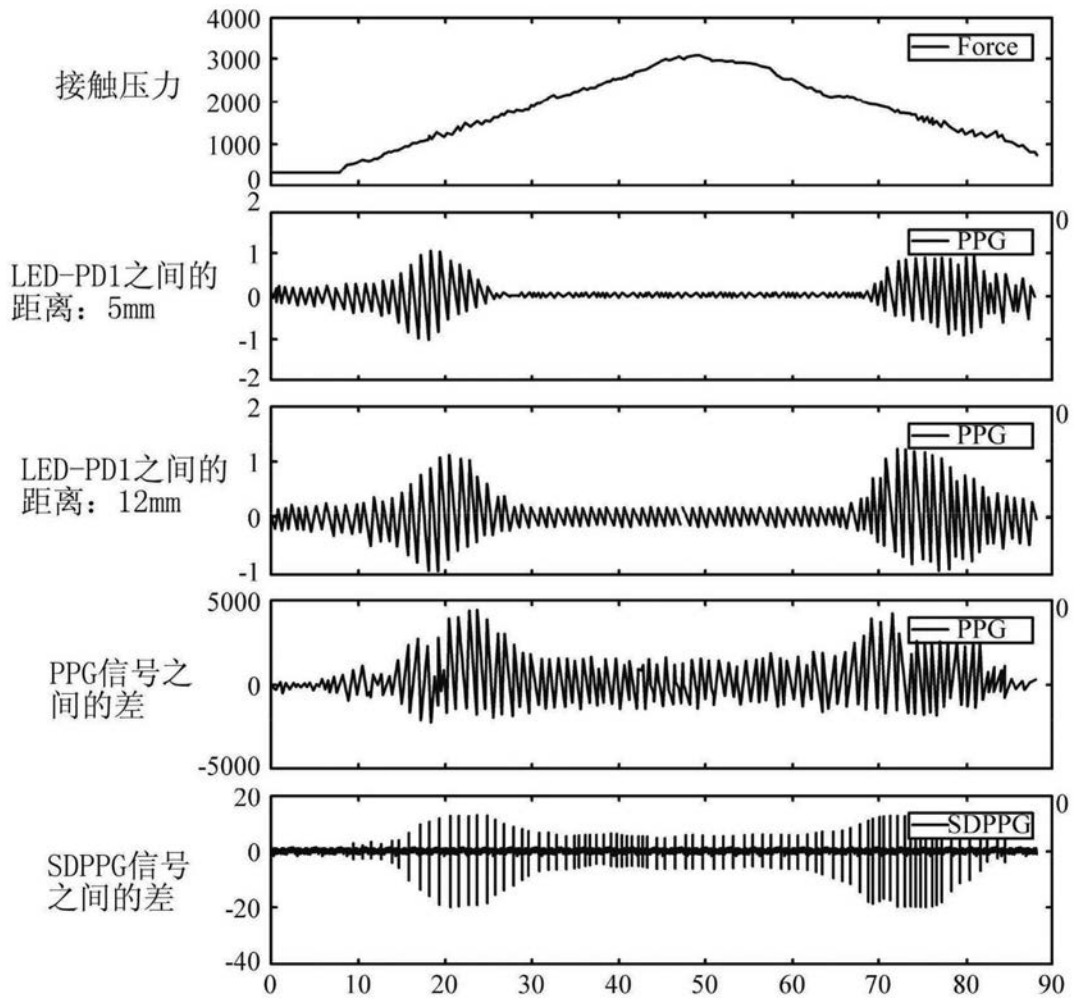


图7B

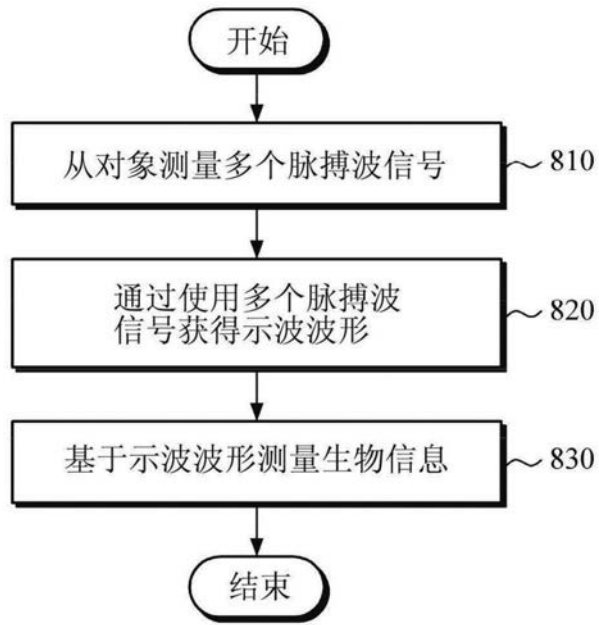


图8

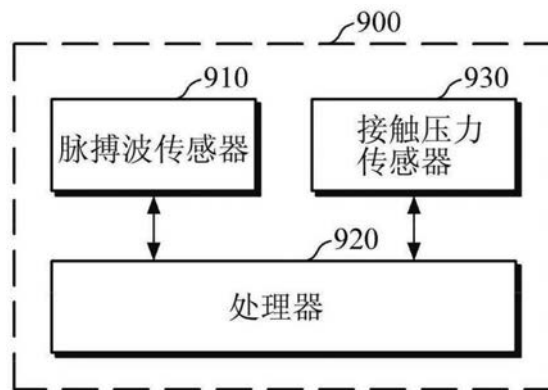


图9

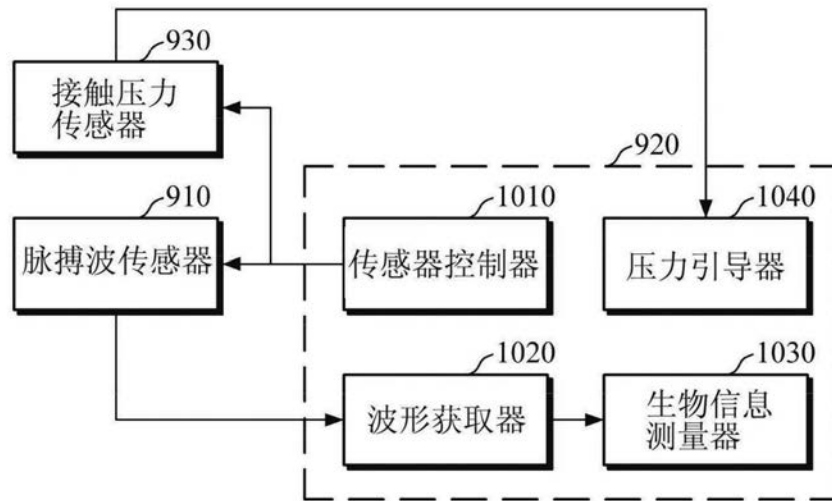


图10

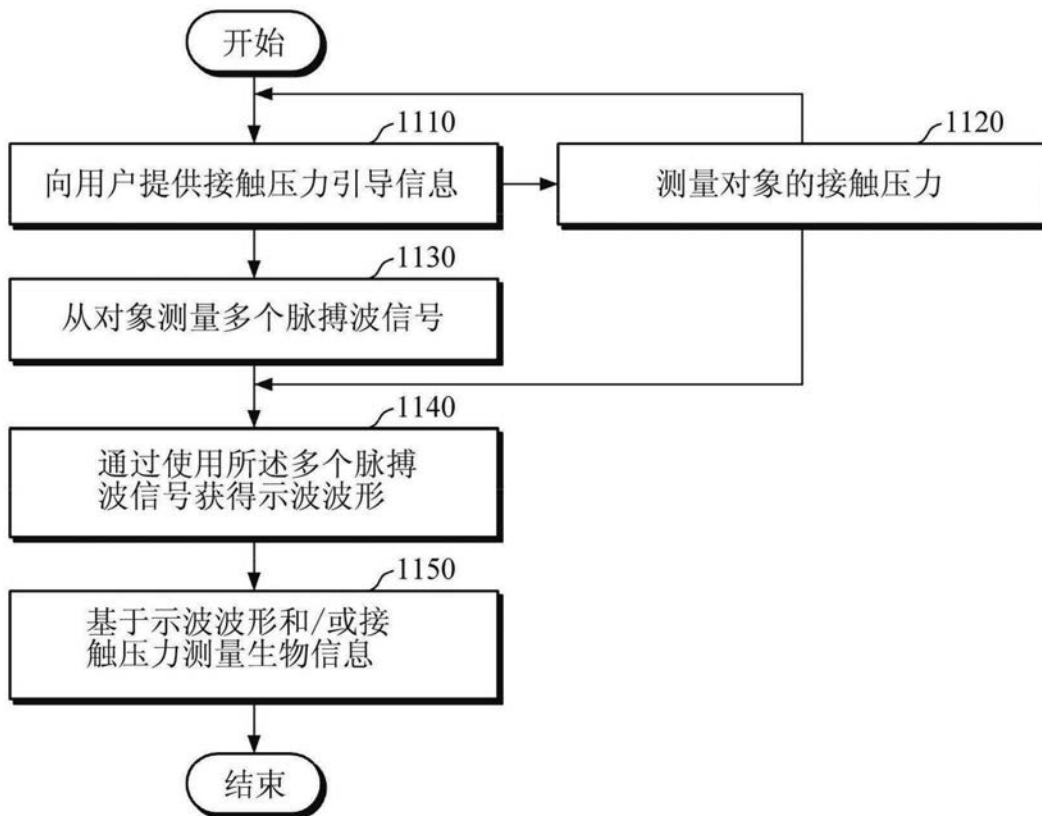


图11

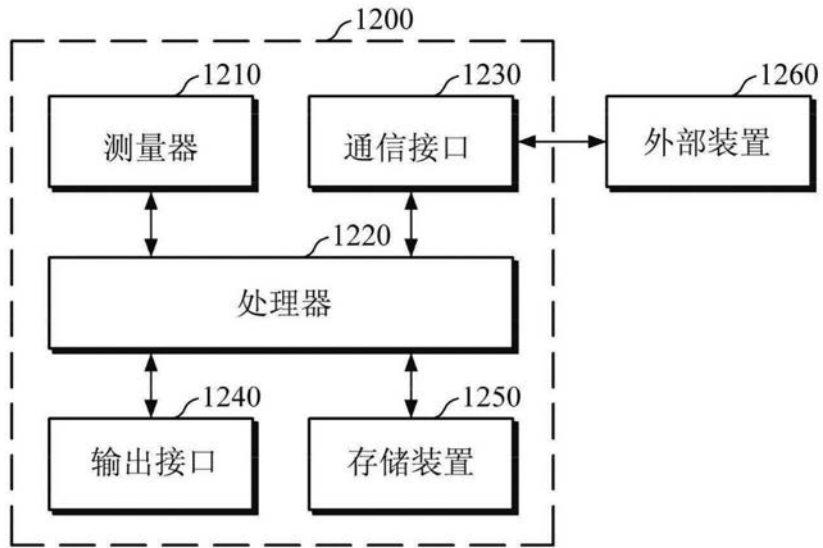


图12

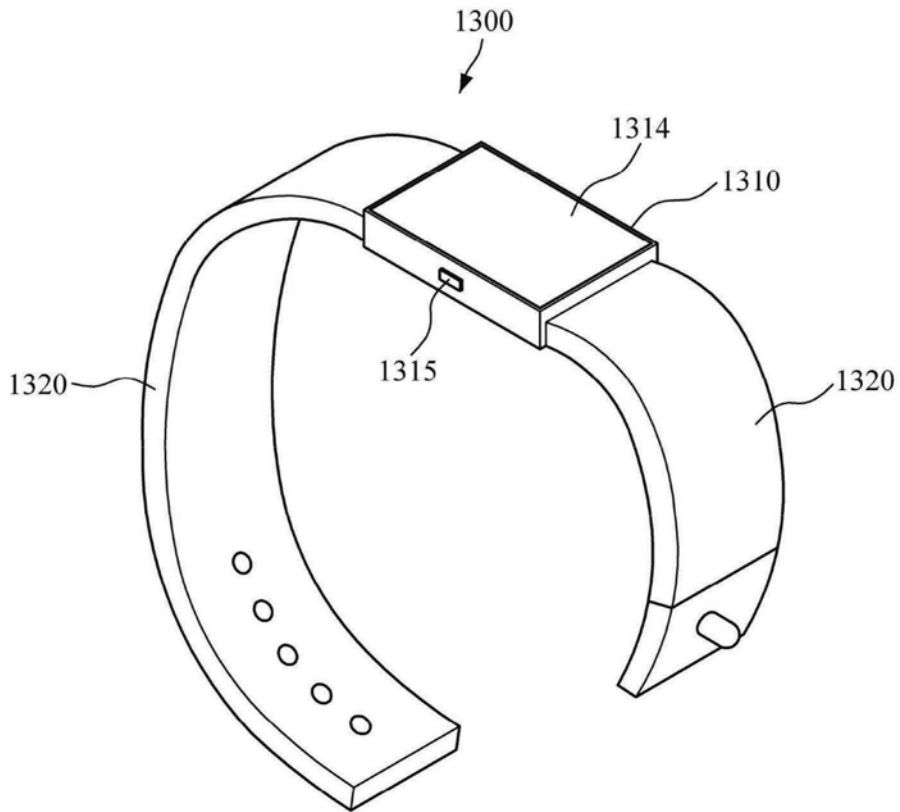


图13A

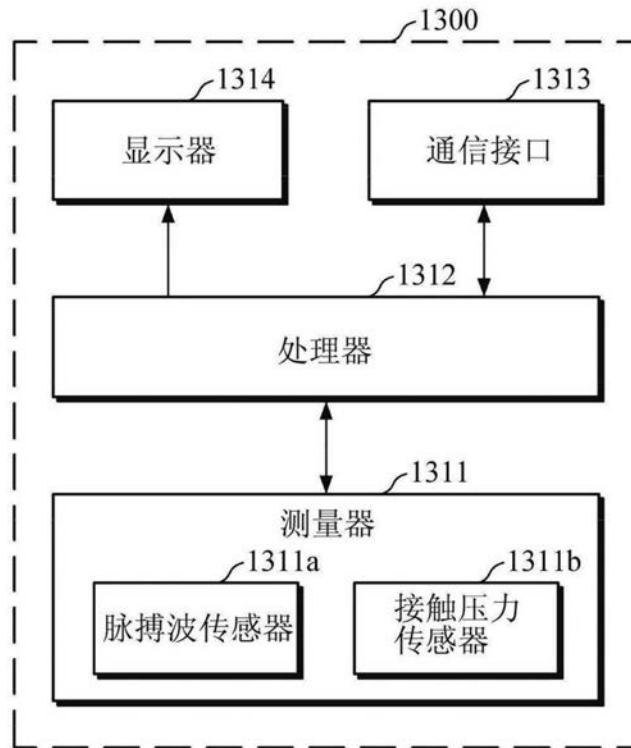


图13B

专利名称(译)	生物信息测量设备和生物信息测量方法		
公开(公告)号	CN109480805A	公开(公告)日	2019-03-19
申请号	CN201810982329.0	申请日	2018-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	朴商纶 姜在珉 权用柱 金渊皓 卢承佑		
发明人	朴商纶 姜在珉 权用柱 金渊皓 卢承佑		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02116 A61B5/02225 A61B5/02241 A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/0456 A61B5/681 A61B5/6814 A61B5/6885 A61B5/7203 A61B5/7278 A61B2562/0247 A61B5/02125 A61B5/02141 A61B5/0225 A61B5/6802 A61B5/6803 A61B5/746		
代理人(译)	姜长星		
优先权	1020180059568 2018-05-25 KR 1020170116938 2017-09-13 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种生物信息测量设备和生物信息测量方法。一种用于以无创的方式测量生物信息的设备，包括：脉搏波传感器，被配置为从对象测量具有不同波长的多个脉搏波信号；接触压力传感器，被配置为在测量所述多个脉搏波信号的同时测量对象的接触压力；处理器，被配置为基于接触压力和具有不同波长的所述多个脉搏波信号来获得示波波形，并基于示波波形获得生物信息。

