



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111194181 A

(43)申请公布日 2020.05.22

(21)申请号 201980004911.2

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

(22)申请日 2019.07.04

代理人 刘灿强 张川绪

(30)优先权数据

10-2018-0078921 2018.07.06 KR

10-2019-0076285 2019.06.26 KR

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2019/008215 2019.07.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02020/009496 KO 2020.01.09

(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 黄贞恩 高秉勳 崔昌穆 朴商纶

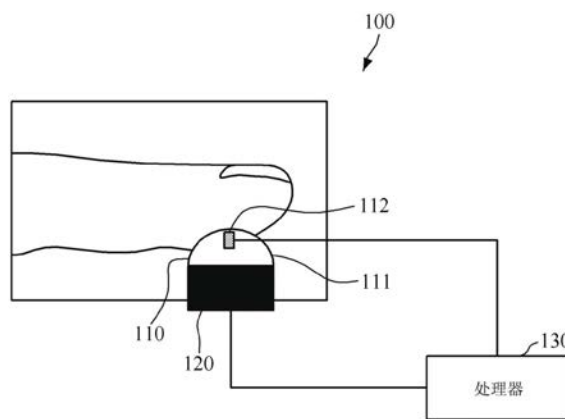
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

用于测量生物信息的设备和方法

(57)摘要

根据一个方面的用于测量生物信息的设备可包括:脉搏波传感器,被配置为具有朝向感兴趣对象的接触表面凸出并与感兴趣对象接触的圆形接触表面,并且从与接触表面接触的对象测量一个或多个脉搏波信号;力传感器,被设置在脉搏波传感器的下面或侧面上并且被配置为测量对象的接触力;和处理器,被配置为基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。



1. 一种用于测量生物信息的设备,包括:

脉搏波传感器,被配置为具有朝向感兴趣对象的接触表面凸出并与感兴趣对象接触的圆形接触表面,并且从与接触表面接触的对象测量一个或多个脉搏波信号;

力传感器,被设置在脉搏波传感器的下面或侧面上并且被配置为测量对象的接触力;  
和

处理器,被配置为基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,脉搏波传感器包括:外壳,具有弯曲的接触表面;和脉搏波测量器,被安装在外壳中并且被配置为从与接触表面接触的对象测量所述一个或多个脉搏波信号。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳被形成为半圆柱形、半椭球形、或半球形。

4. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳被形成为具有比手指的尺寸小的尺寸。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,外壳被形成为具有比多个用户的平均手指尺寸小的尺寸。

6. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳具有不小于2mm且不大于10mm的第一曲率半径 $R_1$ 和不小于 $0.5 \times R_1$ 且不大于 $4 \times R_1$ 的第二曲率半径 $R_2$ 。

7. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳被形成为具有大于0且等于或小于16mm的长度的半圆柱形或半椭球形。

8. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳具有 $1.6\mu\text{m}$ 或更小的表面粗糙度。

9. 根据权利要求2所述的设备,其中,外壳具有0.5GPa或更大的刚度。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中,脉搏波信号是光电容积描记(PPG)信号。

11. 根据权利要求2所述的设备,其中,脉搏波测量器包括:一个或多个光源,被配置为向感兴趣对象发射光;和光电探测器,被配置为接收从对象返回的光,并且测量所述一个或多个脉搏波信号。

12. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器被配置为使用所述一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形,并且通过分析示波波形的变化来估计生物信息。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,处理器被配置为从所述一个或多个脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号,并且使用选择的一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中,处理器被配置为基于每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个来选择一个或多个脉搏波信号。

15. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器被配置为在脉搏波信号的测量期间基于测量的接触力来生成和提供接触压力引导信息。

16. 根据权利要求1所述的设备,其中,生物信息是血压。

17. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备不包括测量与感兴趣对象的接触面积的接触面积传感器。

18. 一种测量生物信息的方法,包括:

从与脉搏波传感器的接触表面接触的感兴趣对象测量一个或多个脉搏波信号,脉搏波

传感器的接触表面是朝向感兴趣对象的接触表面凸出的曲表面；

测量脉搏波传感器与对象之间的接触力；和

基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中，脉搏波信号是光电容积描记 (PPG) 信号。

20. 根据权利要求18所述的方法，其中，测量所述一个或多个脉搏波信号的步骤包括：向对象发射光；和通过接收从对象返回的光来测量所述一个或多个脉搏波信号。

21. 根据权利要求18所述的方法，其中，估计生物信息的步骤包括：使用所述一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形；和通过分析示波波形的变化来估计生物信息。

22. 根据权利要求21所述的方法，其中，获取示波波形的步骤包括：从所述一个或多个脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号；和使用选择的一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形。

23. 根据权利要求22所述的方法，其中，选择一个或多个脉搏波信号的步骤包括：基于每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个来选择一个或多个脉搏波信号。

24. 根据权利要求18所述的方法，还包括：在脉搏波信号的测量期间基于测量的接触力来生成和提供接触压力引导信息。

25. 根据权利要求18所述的方法，其中，生物信息是血压。

## 用于测量生物信息的设备和方法

### 技术领域

[0001] 下面的描述涉及用于测量生物信息的设备和方法。

### 背景技术

[0002] 基于加压袖带的方法用于一般血压测量。基于加压袖带的方法是不连续的测量方法,其中,袖带用于将血管收紧至最大血压,并松开以测量血压。基于加压袖带的方法由于加压泵等的配置而不容易应用于便携式装置。

[0003] 最近,已经研究了在不使用袖带的情况下,采用非加压无袖带方法的用于测量血压的血压测量设备。例如,存在基于脉搏传导时间(PTT)的血压测量设备和基于脉搏波分析(PWA)的血压测量设备。PTT方法的不便之处在于为了精确测量必须对每一个人执行校正。此外,由于为了测量脉搏波速度必须在两个或更多个位置处测量生物信号,因此难以构造紧凑的装置。另一方面,PWA方法仅通过分析脉搏波形来估计血压,因此它易受噪声的影响,并在精确的血压测量中具有限制。

### 发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 下面的描述涉及用于测量生物信息的设备和方法。

[0006] 技术方案

[0007] 在一个总体方面,一种用于测量生物信息的设备包括:脉搏波传感器,被配置为具有朝向感兴趣对象的接触表面凸出并与感兴趣对象接触的弯曲的接触表面,并且从与接触表面接触的对象测量一个或多个脉搏波信号;力传感器,被设置在脉搏波传感器的下面或侧面上并且被配置为测量对象的接触力;和处理器,被配置为基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。

[0008] 脉搏波传感器可包括:外壳,具有弯曲的接触表面;和脉搏波测量器,被安装在外壳中并且被配置为从与接触表面接触的对象测量所述一个或多个脉搏波信号。

[0009] 外壳可被形成为半圆柱形、半椭球形、或半球形。

[0010] 外壳可被形成为具有比手指的尺寸小的尺寸。

[0011] 外壳可被形成为具有比多个用户的平均手指尺寸小的尺寸。

[0012] 外壳可具有不小于2mm且不大于10mm的第一曲率半径 $R_1$ 和不小于 $0.5 \times R_1$ 且不大于 $4 \times R_1$ 的第二曲率半径 $R_2$ 。

[0013] 外壳可具有 $1.6\mu\text{m}$ 或更小的表面粗糙度。

[0014] 外壳可具有0.5GPa或更大的刚度。

[0015] 外壳可被形成为具有大于0且等于或小于16mm的长度的半圆柱形或半椭球形。

[0016] 脉搏波信号可以是光电容积描记(PPG)信号。

[0017] 脉搏波测量器可包括:一个或多个光源,被配置为向感兴趣对象发射光;和光电探测器,被配置为接收从对象返回的光,并且测量所述一个或多个脉搏波信号。

[0018] 处理器可使用所述一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形,并且通过分析示波波形的变化来估计生物信息。

[0019] 处理器可从所述一个或多个脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号,并且使用选择的一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形。

[0020] 处理器可基于每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个来选择一个或多个脉搏波信号。

[0021] 处理器可在多个脉搏波信号的测量期间基于测量的接触力来生成和提供接触压力引导信息。

[0022] 生物信息可以是血压。

[0023] 用于测量生物信息的设备可不包括测量与感兴趣对象的接触面积的接触面积传感器。

[0024] 在另一总体方面,一种测量生物信息的方法包括:从与脉搏波传感器的接触表面接触的感兴趣对象测量一个或多个脉搏波信号,所述脉搏波传感器的接触表面是朝向感兴趣对象的接触表面凸出的曲表面;测量脉搏波传感器与对象之间的接触力;和基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。

[0025] 脉搏波信号可以是PPG信号。

[0026] 测量所述一个或多个脉搏波信号的步骤可包括:向对象发射光;和通过接收从对象返回的光来测量所述一个或多个脉搏波信号。

[0027] 估计生物信息的步骤可包括:使用所述一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形;和通过分析示波波形的变化来估计生物信息。

[0028] 获取示波波形的步骤可包括:从所述一个或多个脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号;和使用选择的一个或多个脉搏波信号和接触力来获取示波波形。

[0029] 选择一个或多个脉搏波信号的步骤可包括:基于每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个来选择一个或多个脉搏波信号。

[0030] 所述方法可还包括:在多个脉搏波信号的测量期间基于测量的接触力来生成和提供接触压力引导信息。

[0031] 生物信息可以是血压。

[0032] 有益效果

[0033] 通过将脉搏波传感器的接触表面形成为弯曲的表面,可以更精确地测量脉搏波信号,从而提高估计生物信息的准确度。

## 附图说明

[0034] 图1是示出根据本公开的一个实施例的用于测量生物信息的设备的示图。

[0035] 图2是示出外壳的结构的一个示例的示图。

[0036] 图3是示出外壳的结构的一例的示图。

[0037] 图4是示出外壳的结构的一例的示图。

[0038] 图5是用于描述外壳的尺寸的示图。

[0039] 图6a是用于描述当脉搏波传感器形成为半球形时接触压力与接触力之间的关系

的示图。

[0040] 图6b是用于描述当脉搏波传感器形成为半圆柱形时接触压力与接触力之间的关系关系的示图。

[0041] 图7a示出显示示波波形的示例的曲线图。

[0042] 图7b示出显示示波波形的脉搏波信号和接触力的示例的曲线图。

[0043] 图7c示出关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和舒张压值的数据被绘制为XY坐标的曲线图。

[0044] 图7d是关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和收缩压值的数据被绘制为XY坐标的曲线图。

[0045] 图8a是示出脉搏波测量器的一个示例的示图。

[0046] 图8b是示出脉搏波测量器的另一示例的示图。

[0047] 图8c是示出脉搏波测量器的又一示例的示图。

[0048] 图9a是示出当脉搏波传感器形成为半圆柱形时光源和光电探测器的布置的示例的示图。

[0049] 图9b是示出当脉搏波传感器形成为半椭球形时光源和光电探测器的布置的示例的示图。

[0050] 图9c是示出当脉搏波传感器形成为半球形时光源和光电探测器的布置的示例的示图。

[0051] 图10是示出根据本公开的另一实施例的用于测量生物信息的设备的示图。

[0052] 图11是示出应用了用于测量生物信息的设备的示例的示图。

[0053] 图12是示出应用了用于测量生物信息的设备的另一示例的示图。

[0054] 图13是示出应用了用于测量生物信息的设备的又一示例的示图。

[0055] 图14是示出应用了用于测量生物信息的设备的又一示例的示图。

[0056] 图15是示出应用了用于测量生物信息的设备的又一示例的示图。

[0057] 图16是示出应用了用于测量生物信息的设备的另一示例的示图。

[0058] 图17是示出应用了用于测量生物信息的设备的另一示例的示图。

[0059] 图18是示出根据本公开的一个实施例的测量生物信息的方法的流程图。

[0060] 贯穿附图和具体实施方式,除非另有描述,否则相同的附图参考标号将被理解为表示相同的元件、特征和结构。为了清楚、说明和方便,这些元件的相对尺寸和描述可被夸大。

## 具体实施方式

[0061] 在下面的描述中,即使在不同的附图中,相同的附图参考标号用于相同的元件。提供描述中定义的事物(诸如,详细的构造和元件),以帮助全面理解示例性实施例。然而,清楚的是,在没有那些具体定义的事物的情况下,示例性实施例可被实践。

[0062] 应当注意,在一些替代实施中,框中指出的功能/动作可不按照流程图中指出的顺序发生。例如,取决于所涉及的功能/动作,实际上可基本上同时执行连续示出的两个框,或者有时可以以相反的顺序执行这些框。

[0063] 如在此所用,除非上下文另外清楚地指示,否则单数形式也意在包括复数形式。还

将理解的是,术语“包含”或“包括”在用在说明书中时,说明存在叙述的特征、数量、步骤、操作、元件、组件或它们的组合,但不排除存在或添加一个或多个其他特征、数量、步骤、操作、元件、组件或它们的组合。

[0064] 还将理解,下面的描述中的元件或组件根据它们各自的主要功能来区分。换句话说,根据细分的功能,可将两个或更多个元件形成为一个元件,或可将一个元件分为两个或更多个元件。此外,下面的描述中的每个元件可执行另一元件的部分或全部功能以及其主要功能,并且每个元件的主要功能中的一些可排他地由其他元件执行。每个元件可以以硬件组件、软件组件和/或它们的组合的形式实现。

[0065] 图1是示出根据本公开的一个实施例的用于测量生物信息的设备的示图。图2至图4是示出外壳的结构示例的示图。图5是用于描述外壳的尺寸的示图,图6a和图6b是用于描述根据脉搏波传感器的结构的接触压力与接触力之间的关系的示图。图7a示出显示示波(oscillometric)波形的示例的曲线图,图7b示出显示示波波形的脉搏波信号和接触力的示例的曲线图,图7c示出关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和舒张压值的数据被绘制为XY坐标的曲线图,图7d是关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和收缩压值的数据被绘制为XY坐标的曲线图。图1中示出的用于测量生物信息的设备100可被安装在电子装置、电子装置的附件(例如,电子装置的保护壳等)、手写笔等中。在这种情况下,电子装置可包括移动电话、智能电话、平板终端、笔记本电脑、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航装置、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等,并且可穿戴装置可包括各种类型的可穿戴装置(诸如,手表型、腕带型、腰带型、项链型、踝带型、大腿带型、前臂带型等)。然而,电子装置不限于以上示例,并且可穿戴装置也不限于以上示例。

[0066] 参照图1,设备100可包括脉搏波传感器110、力传感器120和处理器130。

[0067] 脉搏波传感器110可具有与感兴趣对象接触的圆形接触表面,并且从与接触表面接触的对象测量一个或多个脉搏波信号。在此,脉搏波信号可是光电容积描记(PPG)信号。当脉搏波传感器110测量多个脉搏波信号时,多个脉搏波信号可使用不同波长的光来测量。在此,感兴趣对象可以是可与脉搏波传感器110接触的人体的区域,并且可从所述区域容易地测量脉搏波信号。例如,对象可是身体的外周部分(诸如,手指、脚趾等),或者是邻近于桡动脉的腕部表面的区域,该区域是毛细血管血或静脉血经过的腕部的上部区域。在下文中,为了便于描述,手指将被描述为感兴趣对象的示例。

[0068] 手指的弹性受接触对象的刚度和结构的影响。例如,与具有平坦表面的接触对象相比,当施加相同的力时,具有弯曲表面的接触对象使手指的更深的层变形。因此,根据一个实施例的脉搏波传感器110具有与手指接触的弯曲的接触表面,从而与施加到平坦的接触表面相比,可使用更小的力在手指上施加相同的压力。

[0069] 脉搏波传感器110可包括外壳111和脉搏波测量器112。

[0070] 外壳111可具有朝向手指的接触表面凸出的弯曲的接触表面,考虑到手指的弹性和解剖结构,该弯曲的接触表面与手指接触。根据一个实施例,外壳111可形成为如图2中所示的半圆柱形、如图3中所示的半椭球形或如图4中所示的半球形。在这种情况下,外壳111可形成为如图5中所示的具有比手指小的尺寸,使得手指与外壳111之间的接触面积能够是恒定的。例如,通过考虑用户的年龄和性别、将要使用的手指类型(例如,拇指、食指、中指、无名指或小指)等,外壳111可形成为具有比多个用户的手指的平均尺寸小的尺寸。例

如,考虑到手指的最大宽度/厚度和/或脉搏波传感器110的尺寸,外壳111可形成为具有不小于2mm(毫米)且不大于10mm的第一曲率半径 $R_1$ 和不小于 $0.5 \times R_1$ 且不大于 $4 \times R_1$ 的第二曲率半径 $R_2$ 。此外,当外壳111形成为半圆柱形和/或半椭球形时,考虑到手指的宽度,外壳111的长度 $L$ 可大于0mm且等于或小于16mm。然而,这仅是示例,并且外壳111的长度不限于此。

[0071] 外壳的结构使得:使用比施加到平坦表面的结构更小的力,压力能够好地传递到手指中,因此当使用示波技术测量血压时,容易地达到最大脉搏压是可能的。此外,通过允许用于测量生物信息的设备100精确地定位在靠近将从其获得生物信息的目标(例如,血管等)的位置的上述外壳结构,设备100可容易地获取手指内部的信息(例如,皮肤下面的血管和血液)。

[0072] 当手指与对象接触时,由于手指骨骼的解剖结构以及手指皮肤的粘附特性和弹性,手指的力生成摩擦力。由于摩擦力根据与手指接触的表面的形状和材料而变化,所以即使预定压力被施加到手指时,由于与接触对象的摩擦力的损失被生成,使得外部施加到手指的压力也可能不完全传递到手指内部。因此,需要适当地选择外壳111的材料和/或结构,使得摩擦力的影响能够被最小化。

[0073] 当接触对象的刚度低于或类似于手指的刚度时,当手指向接触对象施加力时,接触对象与手指一起变形,因此导致接触对象变形的力可能失去并可能不传递到手指。因此,外壳111的刚度应比手指的刚度大得多,使得外壳111不因施加的力而变形。此外,外壳111可由比橡胶或聚乙烯更坚固的材料形成。例如,外壳111可由具有0.5Gpa(吉帕)或更大的刚度的材料(例如,碳纤维、高强度塑料、金属等)形成。

[0074] 因为具有高表面粗糙度的接触对象在与手指接触时具有大的接触摩擦和粘附力,所以外壳111可由具有小于预定水平的粗糙度的光滑表面的材料形成。例如,外壳111可由具有 $1.6\mu\text{m}$ (微米)或更小的表面粗糙度的材料形成。

[0075] 脉搏波测量器112可被安装在外壳111中并且从与外壳111的曲表面接触的手指测量一个或多个脉搏波信号。当脉搏波测量器112测量多个脉搏波信号时,可使用不同波长的光来测量多个脉搏波信号。根据一个实施例,脉搏波测量器112可包括被配置为向与外壳111的曲表面接触的感兴趣对象发射光的一个或多个光源和被配置为接收从感兴趣对象返回的光的光电探测器。

[0076] 力传感器120可测量感兴趣对象与脉搏波传感器110之间的接触力。力传感器120可布置在脉搏波传感器110的下面或侧面,但不限于此。根据一个实施例,力传感器120可测量由于感兴趣对象与脉搏波传感器110之间的接触而施加到力传感器120上的力。根据一个实施例,力传感器120可包括电阻式力传感器、超声波力传感器、测压元件传感器、电容式力传感器、热电式力传感器、应变计力传感器、电化学力传感器、光学力传感器、磁力传感器等。

[0077] 图6a和图6b是用于描述根据脉搏波传感器的结构的接触压力与接触力之间的关系的关系的示图。更具体地,图6a是用于描述当脉搏波传感器形成为半球形时接触压力与接触力之间的关系的关系的示图,图6b是用于描述当脉搏波传感器形成为半圆柱形时接触压力与接触力之间的关系的关系的示图。

[0078] 参照图6a,当具有半径 $R_1$ 的球体与具有半径 $R_2$ 的球体接触时,接触区域可呈现为具有半径 $a$ 的圆。在这种情况下,接触区域的半径 $a$ 可被表示为等式1,并且出现在接触区域的

中心的最大接触压力 $P_{max}$ 可被表示为等式2。

[0079] [等式1]

$$[0080] \quad a = \sqrt[3]{\frac{3F\left[\frac{1-v_1^2}{E_1} + \frac{1-v_2^2}{E_2}\right]}{4\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}}$$

[0081] [等式2]

$$[0082] \quad P_{max} = \frac{3F}{2\pi a^2}$$

[0083] 这里,  $E_1$ 和 $E_2$ 可分别表示具有半径 $R_1$ 的球体的弹性模量和具有半径 $R_2$ 的球体的弹性模量,  $v_1$ 和 $v_2$ 可分别表示具有半径 $R_1$ 的球体的泊松比和具有半径 $R_2$ 的球体的泊松比, 并且 $F$ 可表示外部施加到具有半径 $R_1$ 的球体的力。

[0084] 如等式2中所示, 当具有半径 $R_1$ 的球体与具有半径 $R_2$ 的球体接触时, 两个对象的最大接触压力 $P_{max}$ 可由接触面积 $2\pi a^2$ 和外部施加到具有半径 $R_1$ 的球体上的力 $F$ 确定。因此, 当外壳111被实现为具有比手的指尺寸小的尺寸时, 具有与手指的尺寸无关的固定的接触面积 $2\pi a^2$ 是可能的, 并且在不需要单独的接触面积传感器的情况下, 只使用力传感器120来计算感兴趣对象与外壳111之间的接触压力是可能的。

[0085] 参照图6b, 当具有半径 $R_1$ 的圆柱体与具有半径 $R_2$ 的半圆柱体接触时, 接触区域可呈现为具有宽度 $2b$ 且长度 $L$ 的矩形。在这种情况下, 接触区域的半宽 $b$ 可被表示为等式3, 并且出现在接触区域的中心线的最大接触压力 $P_{max}$ 可被表示为等式4。

[0086] [等式3]

$$[0087] \quad b = \sqrt{\frac{4F\left[\frac{1-v_1^2}{E_1} + \frac{1-v_2^2}{E_2}\right]}{\pi L\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}}$$

[0088] [等式4]

$$[0089] \quad P_{max} = \frac{2F}{\pi 2bL}$$

[0090] 这里,  $E_1$ 和 $E_2$ 可分别表示具有半径 $R_1$ 的圆柱体的弹性模量和具有半径 $R_2$ 的半圆柱体的弹性模量,  $v_1$ 和 $v_2$ 可分别表示具有半径 $R_1$ 的圆柱体的泊松比和具有半径 $R_2$ 的半圆柱体的泊松比,  $F$ 可表示外部施加到具有半径 $R_1$ 的圆柱体的力, 并且 $L$ 可表示接触长度。

[0091] 如等式4中所示, 当具有半径 $R_1$ 的圆柱体与具有半径 $R_2$ 的半圆柱体接触时, 两个对象的最大接触压力 $P_{max}$ 可由接触面积 $\pi bL$ 和外部施加到具有半径 $R_1$ 的圆柱体的力 $F$ 确定。因此, 当外壳111被实现为具有比感兴趣对象(例如, 手指)的尺寸小的尺寸时, 具有与感兴趣对象(例如, 手指)的尺寸无关的固定的接触面积 $\pi bL$ 是可能的, 并且在不需要单独的接触面积传感器的情况下, 只使用力传感器120来计算感兴趣对象与外壳111之间的接触压力是可能的。

[0092] 处理器130可控制用于测量生物信息的设备100的整体操作。

[0093] 处理器130可控制脉搏波传感器110测量用于测量生物信息需要的一个或多个脉搏波信号。当从用户接收到测量生物信息的请求时,处理器130可生成脉搏波传感器控制信号以控制脉搏波传感器110。用于驱动脉搏波传感器的条件可预先存储在存储装置中。当接收到测量生物信息的请求时,处理器130可通过参照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110。在这种情况下,传感器驱动条件可包括每个光源的发射时间、驱动顺序、电流强度、脉冲持续时间等。

[0094] 处理器130可生成用于引导用户在脉搏波信号的测量期间增大或减小施加到脉搏波传感器110的压力的接触压力引导信息,并且将接触压力引导信息提供给用户。处理器130可通过可视化地显示接触压力引导信息或使用非可视化的方法(诸如,声音或振动),来提供接触压力引导信息。如上所述,可从通过力传感器120测量的值来计算接触压力。

[0095] 可在通过脉搏波传感器110开始脉搏波信号测量之前、之后或同时提供接触压力引导信息。接触压力引导信息可在脉搏波传感器110从感兴趣对象测量脉搏波信号的同时连续地提供给用户。可基于用户特性(诸如,用户的年龄、性别、健康状态,对象的接触区域等)针对每个用户预先设置接触压力引导信息。接触压力引导信息可以是用户在脉搏波传感器110中将要增大或减小的压力值,但不限于此,并且可包括用于引导由感兴趣对象施加到脉搏波传感器110的压力的变化的用户的动作信息。

[0096] 当接收到测量生物信息的请求时,处理器130可生成用于控制力传感器120测量接触力的控制信号。

[0097] 处理器130可连续地从力传感器120接收接触力测量值,基于接收的接触力测量值来计算接触压力值,并且使用计算的接触压力值来生成和提供接触压力引导信息。例如,处理器130可基于在特定情况下获得的接触压力值与在特定情况下由用户施加到脉搏波传感器110的接触压力值之间的差,来提供接触压力引导信息。

[0098] 处理器130可使用通过脉搏波传感器110获取的一个或多个脉搏波信号和通过力传感器120获取的接触力,来获取示波波形。在这种情况下,如图7a中所示,示波波形可表示根据接触压力的变化的脉搏波信号的变化。

[0099] 根据一个实施例,处理器130可根据预定标准从自脉搏波传感器110获取的脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号,并且使用选择的脉搏波信号和基于从力传感器120获取的接触力计算的接触压力的组合来获取示波波形。在这种情况下,预定标准可包括每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个。然而,实施例不限于此,并且可从获取的脉搏波信号之中选择和使用利用预定波长的光测量的脉搏波信号。例如,处理器130可选择具有最大幅度值与最小幅度值之间的最大差的一个脉搏波信号,并且使用选择的脉搏波信号和接触压力来获取示波波形。

[0100] 处理器130可通过分析根据接触压力的变化的示波波形的变化,来估计生物信息。在这种情况下,生物信息可包括但不限于血压、血糖水平、胆固醇水平、血管年龄、动脉僵硬、主动脉压力波形、压力指数、疲劳水平等。然而,为了便于描述,在下文中,血压将被描述为生物信息的示例。

[0101] 血压可包括舒张压(DBP)、收缩压(SBP)和平均动脉压(MAP),施加到手指的接触压力可充当施加到血管的外部压力。当接触压力小于MAP时,组织的弹性恢复力沿压缩血管的

方向起作用,因此示波波形的幅度变得更小。当接触压力等于MAP时,组织的弹性恢复力变为零,因此不影响血管,从而使示波波形的幅度最大化。此外,当接触压力大于MAP时,组织的弹性恢复力沿扩张血管的方向起作用,因此示波波形的幅度变得更小。因此,处理器130可根据接触压力分析示波波形的变化,并且使用在示波波形的幅度最大的点处的接触压力来估计MAP。此外,处理器130可使用在幅度对应于相对于示波波形的最大幅度的第一比例(例如,0.7)的点处的接触压力来估计DBP,并且可使用在幅度对应于相对于示波波形的最大幅度的第二比例(例如,0.6)的点处的接触压力来估计SBP。在这种情况下,可通过实验预先定义:MAP与当示波波形的幅度最大时的接触压力之间的相互关系、SBP与在幅度是相对于最大幅度的第一比例的点处的接触压力之间的相互关系和DBP与在幅度是相对于最大幅度的第二比例的点处的接触压力之间的相互关系。

[0102] 为了测量血压,用户可使他的/她的手指与用于测量生物信息的设备100的外壳111接触,然后逐渐增大施加到外壳111的力。在这种情况下,设备100的脉搏波传感器110可输出如图7b的上部中所示的示波波形中的脉搏波信号,并且力传感器120可输出如图7b的下部中所示的随时间增大的接触力信号。

[0103] 当使用用于测量生物信息的具有上述结构的设备100时,在用户首次使他的/她的手指与外壳111接触并增大力的初始阶段,可发生手指与传感器之间的接触面积的变化。然而,在获取对估计血压有意义地脉搏波信息的时间段期间,接触面积的变化可忽略或为零。因此,当通过用于测量生物信息的设备100测量血压时,可认为用户的手指与外壳111之间的接触面积是固定的。例如,在图7b的上部中示出的脉搏波信号中,在从用户第一次使他的/她的手指与外壳111接触的时间点 $t_0$ 到接触力有所增大的时间点 $t_a$ 的间隔期间,手指与外壳111之间的接触面积可能增大。然而,在时间点 $t_a$ 之后的间隔中,接触面积很少改变,并且血压估计所需的脉搏波信号可包括在该间隔中。

[0104] 因此,处理器130不计算接触压力值,而使用将从力传感器120获取的接触力值作为输入参数的血压估计函数来估计用户的血压。血压估计函数可存储在处理器130的内部或外部存储器中,并且可存在彼此独立的DBP估计函数和SBP估计函数。可预先从对多个感兴趣对象的实验中获得血压估计函数。

[0105] 在下文中,将详细描述获取血压估计函数的方法。

[0106] 可使用用于估计生物信息的设备从多个感兴趣对象获取示波波形中的脉搏波信号和接触力信号,所述设备具有参照图1至图5描述的结构。从每个感兴趣对象获取的脉搏波信号和接触力信号可具有与图7b中示出的那些类似的形式。此外,可使用单独的血压测量装置(诸如,袖带血压计)来测量感兴趣对象的DBP和SBP。在这种情况下,可在与使用用于测量生物信息的设备测量脉搏波信号和接触力信号时间的感兴趣对象的实际血压没有显著差异的时间点,测量感兴趣对象的血压。例如,可在使用用于测量生物信息的设备测量感兴趣对象的脉搏波信号和接触力信号期间测量感兴趣对象的血压。可选地,可紧接在使用用于测量生物信息的设备测量感兴趣对象的脉搏波信号和接触力信号的之前或之后,测量感兴趣对象的血压。

[0107] 可使用通过上述过程获取的脉搏波信号、接触力信号和血压值来导出血压估计函数。例如,假设获取了图7b的上部中所示的示波波形中的脉搏波信号。可在曲线图的关于脉搏波信号的幅度最大的时间点 $t_r$ 的左侧中示出的多个脉搏波之中,选择具有与相对于最大

幅度 $A_{\max}$ 的第一比例对应的幅度的脉搏波出现的时间点 $t_1$ 。可在选择的时间点 $t_1$ 处获取通过力传感器获取的接触力值 $f_1$ 。可将获取的接触力值 $f_1$ 与测量的相应的感兴趣对象的DBP值进行映射和存储。可针对多个对象执行上述过程,从而可获取多个接触力值和对应于各个接触力值的DBP值。

[0108] 图7c示出关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和DBP值的数据被绘制为XY坐标的曲线图。可通过对该数据集710的回归分析获取DBP候选函数720。更具体地,可通过回归分析导出接触力与DBP之间的关系,在该回归分析中,数据集710的接触力值作为自变量,DBP值作为因变量,并且该关系可用作DBP候选函数720。在这种情况下,可使用除回归分析之外的其他数学技术。当DBP候选函数720用作DBP估计函数时,用于获取数据集710的第一比例可用作用于获取作为输入参数的接触力值的条件。

[0109] 当在图7b中改变第一比例时,接触力值 $f_1$ 可被改变。如果通过将第一比例设置为 $X_1$ 来获取图7c中的数据集710,则可通过将第一比例调整为 $X_2$ 、 $X_3$ 等来获取由改变的接触力值和相应的DBP值组成的其他数据集。可导出针对多个数据集中的每个数据集的DBP候选函数,并且每个DBP候选函数可输出当数据集的接触力值作为输入时预期的DBP值。可计算通过每个DBP候选函数获取的DBP值与数据集中包括的实际DBP值之间的平均误差,并且可选择和使用具有最小平均误差的DBP候选函数作为DBP估计函数。

[0110] 最终决定的DBP估计函数和与DBP估计函数对应的第一比例可被存储在用于测量生物信息的设备100的处理器130的内部或外部存储器中,并且当处理器130计算用户的DBP时可被使用。

[0111] 通过上述过程获取的DBP估计函数的示例可被表示为等式5。

[0112] [等式5]

$$BP_{DBP}(f_n) = af_n + b$$

[0114] 即使当使用等式5估计DBP时,用户也可使他的/她的手指与用于测量生物信息的设备100接触,然后逐渐增大按压力。相应地获取的示波波形中的脉搏波信号和接触力信号具有与图7b中示出的那些类似的形式。如果获取了图7b中所示的信号,则时间点 $t_1$ 处的接触力值 $f_1$ 可对应于等式5中的 $f_n$ ,在时间点 $t_1$ ,具有与相对于最大幅度 $A_{\max}$ 的第一比例对应的幅度 $A_1$ 的脉搏波出现在曲线图的关于脉搏波信号的幅度最大的时间点 $t_r$ 的左侧中示出的多个脉搏波之中。在等式5中, $a$ 和 $b$ 是常数,并且可根据将被使用的传感器的特性或感兴趣对象的群体的特性来确定。

[0115] 与上述DBP估计函数类似的方式,可获取SBP估计函数。参照图7b,从一个感兴趣对象的示波波形中的测量的脉搏波信号,可在曲线图的关于脉搏波信号的幅度最大的时间点 $t_r$ 的右侧中示出的脉搏波之中,选择具有与相对于最大幅度 $A_{\max}$ 的第二比例对应的幅度的脉搏波出现的时间点 $t_2$ 。可获取在选择的时间点 $t_2$ 处的通过力传感器获取的接触力值 $f_2$ 。可将获取的接触力值 $f_2$ 与先前测量的相应的感兴趣对象的SBP值进行映射和存储。可针对多个感兴趣对象中的每个执行上述过程,从而可获取多个接触力值和对应于每个接触力值的SBP值。

[0116] 图7d是关于从多个感兴趣对象获取的接触力值和SBP值的数据被绘制为XY坐标的曲线图。通过对数据集730的回归分析可获取SBP候选函数740。更具体地,可通过回归分析导出接触力和SBP之间的关系,在该回归分析中,数据集730的接触力值作为自变量,SBP

值作为因变量,并且该关系可用作SBP候选函数740。在这种情况下,可使用除回归分析之外的其他数学技术。当SBP候选函数740用作SBP估计函数时,用于获取数据集730的第二比例可用作用于获取作为输入参数的接触力值的条件。

[0117] 当在图7b中改变第二比例时,接触力值 $f_2$ 可被改变。如果通过将第二比例设置为 $Y_1$ 来获取图7d中的数据集730,则可通过将第二比例调整为 $Y_2$ 、 $Y_3$ 等来获取由改变的接触力值和相应的SBP值组成的其他数据集。可导出针对多个数据集中的每个数据集的SBP候选函数,并且每个SBP候选函数可输出当数据集的接触力值作为输入时预期的SBP值。可计算通过每个SBP候选函数获取的SBP值与数据集中包括的实际SBP值之间的平均误差,并且可选择和使用具有最小平均误差的SBP候选函数作为SBP估计函数。

[0118] 最终决定的SBP估计函数和与SBP估计函数对应的第二比例可被存储在用于测量生物信息的设备100的处理器130的内部或外部存储器中,并且当处理器130计算用户的SBP时可被使用。

[0119] 通过上述过程获取的SBP估计函数的示例可被表示为等式6。

[0120] [等式6]

[0121]  $BP_{SBP}(f_m) = cf_m + d$

[0122] 即使当使用等式6估计SBP时,用户也可使他的/她的手指与用于测量生物信息的设备100接触,然后逐渐增大按压力。相应地获取的示波波形中的脉搏波信号和接触力信号具有与图7b中示出的那些类似形式。如果获取了图7b中所示的信号,则时间点 $t_2$ 处的接触力值 $f_2$ 可对应于等式6中的 $f_m$ ,在时间点 $t_2$ ,具有与相对于最大幅度 $A_{max}$ 的第二比例对应的幅度 $A_2$ 的脉搏波出现在曲线图的关于脉搏波信号的幅度最大的时间点 $t_r$ 的右侧中示出的多个脉搏波之中。在等式6中, $c$ 和 $d$ 是常数,并且可根据将被使用的传感器的特性或感兴趣对象的群体的特性来确定。

[0123] 在前面的描述中,DBP估计函数和SBP估计函数分别被描述为线性函数,然而,这仅是示例。血压估计函数可是多阶函数,或者可以是不同类型的函数。此外,可使用由接触力值和估计的血压值组成的查找表来代替函数。

[0124] 图8a至图8c是示出脉搏波测量器的示例的示图。图8a至图8c可示出图1的脉搏波测量器112的示例。在下文中将参照图8a至图8c描述从感兴趣对象测量多个脉搏波信号的脉搏波测量器的配置的各种实施例。

[0125] 参照图8a,根据一个实施例的脉搏波测量器810可形成为用于测量多个脉搏波信号的脉搏波测量器的阵列。如图8a中所示,脉搏波测量器810可包括第一脉搏波测量器811和第二脉搏波测量器812。然而,构成脉搏波测量器的阵列的脉搏波测量器的数量没有特定限制。

[0126] 第一脉搏波测量器811可包括用于向感兴趣对象发射第一波长的光的第一光源811a。此外,第一脉搏波测量器811可包括用于接收从被第一光源811a照射的对象返回的第一波长的光并且测量第一脉搏波信号的第一光电探测器811b。

[0127] 第二脉搏波测量器812可包括向感兴趣对象发射第二波长的光的第二光源812a。此外,第二脉搏波测量器812可包括接收从被第二光源812a照射的对象返回的第二波长的光并且测量第二脉搏波信号的第二光电探测器812b。在这种情况下,第一波长可不同于第二波长。

[0128] 这里,第一光源811a和第二光源812a可包括发光二极管(LED)、激光二极管和磷光体,但不限于此。此外,第一光电探测器811b和第二光电探测器812b可包括光电二极管、光电晶体管或图像传感器(例如,电荷耦合器件(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)),但不限于此。

[0129] 参照图8b,根据另一实施例的脉搏波测量器820可包括包含多个光源821a和821b的光源单元821和光电探测器822。在图8b中,为了便于描述,在光源单元821中示出了两个光源,但是实施例并不特定限于光源的所述数量。

[0130] 第一光源821a向感兴趣对象发射第一波长的光,并且第二光源821b向对象发射第二波长的光。这里,第一波长可不同于第二波长。

[0131] 例如,第一光源821a和第二光源821b可根据处理器的控制以时分方式被驱动,并且可顺序地或同时地向感兴趣对象发射光。在这种情况下,可预先设置光源驱动条件(诸如,第一光源821a和第二光源821b中的每个的发射时间、驱动顺序、电流强度和脉冲持续时间)。处理器可通过参照光源驱动条件来控制每个光源821a和821b的驱动。

[0132] 光电探测器822可顺序地或同时地检测从被各个第一光源821a和第二光源821b连续地或同时地照射的感兴趣对象返回的第一波长的光和第二波长的光,并且测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

[0133] 参照图8c,根据另一实施例的脉搏波测量器830可包括单光源831和光电探测器单元832。光电探测器单元832可包括第一光电探测器832a和第二光电探测器832b。然而,为了便于描述,图8c示出光电探测器单元832中的两个光电探测器,但是实施例不特定限于光电探测器的所述数量。

[0134] 单光源831可向感兴趣对象发射特定波长的光。在这种情况下,单光源831可被形成成为发射包括可见波长的宽波长范围的光。

[0135] 光电探测器单元832可接收从对象返回的特定波长的光并测量多个脉搏波信号。为此,光电探测器832可被形成成为具有多个不同的响应特性。

[0136] 例如,第一光电探测器832a和第二光电探测器832b可利用具有不同测量范围的光电二极管形成,以响应从感兴趣对象返回的不同波长的光。可选地,第一光电探测器832a和第二光电探测器832b中的一个可具有安装在它的前表面上的滤色器,或者各个第一光电探测器832a和第二光电探测器832b可具有安装在它们的前表面上的不同的滤色器以响应不同波长的光。可选地,第一光电探测器832a和第二光电探测器832b可设置在距单光源831的不同距离处。在这种情况下,设置在距单光源831相对短距离处的光电探测器可检测短波段的光,设置在距单光源831相对远距离处的另一光电探测器可检测长波段的光。

[0137] 上面参照图8a至图8c描述了测量多个脉搏波信号的脉搏波测量器的示例。然而,实施例不限于在此阐述的示例,并且光源和光电探测器的数量和布置可根据脉搏波测量器的应用目的和安装了脉搏波测量器的电子装置的大小和形状而变化。

[0138] 图9a至9c是示出光源和光电探测器的布置的示例的示图。更具体地,图9a是示出当脉搏波传感器被形成成为半圆柱形时光源和光电探测器的布置的示例的示图,图9b是示出当脉搏波传感器被形成成为半椭球形时光源和光电探测器的布置的示例的示图,和图9c是示出当脉搏波传感器被形成成为半球形时光源和光电探测器的布置的示例的示图。图9a至图9c示出两个光源910a和910b以及一个光电探测器920,但是这些仅是为了便于描述而被提供,

并且光源和光电探测器的数量没有特定限制。

[0139] 参照图9a至图9c,脉搏波传感器110可包括两个光源910a和910b以及一个光电探测器920。

[0140] 光电探测器920可被设置在作为接触表面的曲表面的中心,并且两个光源910a和910b可沿着脉搏波传感器110的长度方向或曲表面的切向相对于光电探测器920对称地布置。在这种情况下,两个光源910a和910b可被设置在边缘部分的内部(例如,0.1L至0.9L;L是脉搏波传感器的长度),以降低边缘对压力或力的影响。

[0141] 图10是示出根据本公开的另一实施例的用于测量生物信息的设备的示图。图10的用于测量生物信息的设备1000可被安装在电子装置、电子装置的附件(例如,电子装置的保护壳等)、手写笔等中。在这种情况下,电子装置可包括移动电话、智能电话、平板终端、笔记本电脑、PDA、PMP、导航装置、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等,并且可穿戴装置可包括各种类型的可穿戴装置(诸如,手表型、腕带型、腰带型、项链型、踝带型、大腿带型、前臂带型等)。然而,电子装置不限于以上示例,并且可穿戴装置也不限于以上示例。

[0142] 参照图10,设备1000可包括脉搏波传感器110、力传感器120、处理器130、输入接口1010、存储器1020、通信接口1030和输出接口1040。在这种情况下,脉搏波传感器110、力传感器120和处理器130与参照图1至图9c描述的那些类似,因此将省略对它们的详细的描述。

[0143] 输入接口1010可接收由用户输入的各种操作信号。根据一个实施例,输入接口1010可包括键盘、圆顶开关、触摸板(电阻/电容)、滚轮、轻摇开关、硬件按钮等。特别地,当触摸板具有带显示器的分层结构时,该结构可被称为触摸屏。

[0144] 用于测量生物信息的设备1000的操作的程序或指令可存储在存储器1020中,并且输入到设备1000的数据和从设备1000输出的数据也可存储在存储器1020中。此外,存储器1020可存储通过设备1000处理的数据和设备1000处理数据所需的信息。

[0145] 存储器1020可包括至少一种类型的存储介质(诸如,闪存、硬盘型存储器、多媒体卡微型存储器、卡型存储器(例如,SD存储器或XD存储器)、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、磁盘和光盘)。此外,设备1000可操作提供存储器1020的存储功能的外部存储介质(诸如,网络存储器)。

[0146] 通信接口1030可与外部装置通信。例如,通信接口1030可将通过设备1000处理的数据或设备1000的处理结果数据发送到外部装置,或者可接收测量脉搏波信号和接触力和/或估计生物信息必要或有用的各种数据。

[0147] 这里,外部装置可以是使用通过设备1000处理的数据或设备1000的处理结果数据的医疗设备,或者可以是用于输出结果的打印机或显示装置。此外,外部装置可包括但不限于数字TV、台式计算机、移动电话、智能电话、平板计算机、笔记本电脑、PDA、PMP、导航终端、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等。

[0148] 通信接口1030可使用各种通信技术(诸如,蓝牙、低功耗蓝牙(BLE)、近场通信(NFC)、无线局域网(WLAN)通信、ZigBee通信、红外数据协会(IrDA)通信、Wi-Fi直接(WFD)通信、超宽带(UWB)通信、Ant+通信、Wi-Fi通信、RFID通信、3G通信、4G通信、5G通信等)与外部装置通信。然而,这些仅是示例,并且实施例不限于此。

[0149] 输出接口1040可输出通过设备1000处理的数据、设备1000的处理结果数据等。根

据一个实施例,输出接口1040可以以视觉方式、听觉方式和触觉方式中的至少一种输出通过设备1000处理的数据、设备1000的处理结果数据等。为此,输出接口1040可包括显示器、扬声器、振动器等。

[0150] 图11至17是示出用于测量生物信息的设备的实施方式的示意图。

[0151] 用于测量生物信息的设备100或1000可应用于智能电话的边缘(见图11)、智能电话的侧按钮(见图12)、智能电话的主屏幕按钮(见图13)、手写笔上的按钮或框架(见图14)、智能电话的保护壳的边缘(见图15)、操纵杆的按钮或边缘(见图16)和手表型可穿戴装置的边缘或带(见图17)。

[0152] 同时,图11至图17仅是实施例,本公开不限于此。也就是说,设备100或1000可以不受限制地被应用,只要其被应用于电子装置、电子装置的附件(例如,电子装置的保护壳)、手写笔、操纵杆等的曲表面或按钮。

[0153] 图18是示出根据本公开的一个实施例的测量生物信息的方法的流程图。图18中示出的方法可通过图1的用于测量生物信息的设备100和图10的用于测量生物信息的设备1000来执行。

[0154] 参照图18,用于测量生物信息的设备可从与脉搏波传感器的圆形接触表面接触的感兴趣对象测量一个或多个脉搏波信号(1810)。在这种情况下,脉搏波信号可是PPG信号。当用于测量生物信息的设备测量多个脉搏波信号时,可使用不同波长的光来测量多个脉搏波信号。根据一个实施例,该设备可向与该设备的圆形接触表面接触的感兴趣对象发射光,并且接收从对象返回的光以测量一个或多个脉搏波信号。

[0155] 用于测量生物信息的设备可测量对象与脉搏波传感器之间的接触力(1820)。根据一个实施例,用于测量生物信息的设备可测量由于对象与脉搏波传感器之间的接触而施加在设置在脉搏波传感器下面或侧面上的力传感器上的力。

[0156] 该设备可基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计感兴趣对象的生物信息(1830)。该设备可使用脉搏信号和接触力来获取示波波形。例如,该设备可根据预定标准从测量的一个或多个脉搏波信号之中选择一个或多个脉搏波信号,并且使用测量的接触力来计算接触压力。此外,该设备可使用一个或多个选择的脉搏波信号和接触力的组合来获取示波波形。在这种情况下,预定标准可包括每个脉搏波信号的最大幅度值、平均幅度值和每个脉搏波信号的最大幅度值与最小幅度值之间的差中的至少一个。然而,实施例不限于此,并且可从获取的脉搏波信号之中选择使用预定波长的光测量的脉搏波信号。该设备可通过分析根据接触压力的变化的示波波形的变化来估计生物信息。在这种情况下,生物信息可包括但不限于血压、血糖水平、胆固醇水平、血管年龄、动脉僵硬、主动脉压力波形、压力指数、疲劳水平等。

[0157] 血压可包括DBP、SBP和MAP,施加到感兴趣对象的接触压力可充当施加到血管的外部压力。当接触压力小于MAP时,组织的弹性恢复力沿着压缩血管的方向起作用,因此示波波形的幅度变得更小。当接触压力等于MAP时,组织的弹性恢复力变为零,因此不影响血管,使得示波波形的幅度最大。此外,当接触压力大于MAP时,组织的弹性恢复力沿着扩张血管的方向起作用,因此示波波形的幅度变得更小。因此,用于测量生物信息的设备可根据接触压力来分析示波波形的变化,并且使用在示波波形的幅度最大的点处的接触压力来估计MAP。此外,用于测量生物信息的设备可使用在幅度是相对于最大幅度的第一比例(例如,

0.6)的点处的接触压力来估计SBP,并且使用在幅度是相对于最大幅度的第二比例(例如,0.7)的点处的接触压力来估计DBP。

[0158] 例如,用于测量生物信息的设备可使用测量的接触力值和上述如等式5和等式6中所示的血压计算等式来估计血压。

[0159] 同时,测量脉搏波信号的操作1810和测量接触力的操作1820可不按上述顺序执行,并且可在预定的时间长度内同时执行。

[0160] 根据额外的实施例,该设备可在脉搏波信号的测量期间基于计算的接触压力来生成接触压力引导信息,并且将生成的接触压力引导信息提供给用户。

[0161] 当前实施例可被实现为计算机可读记录介质中的计算机可读代码。构成计算机程序的代码和代码段可由本领域有技术的计算机程序员容易地推断。计算机可读记录介质包括存储计算机可读数据的所有类型的记录介质。计算机可读记录介质的示例包括:ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘和光数据存储器等。此外,记录介质可以以载波(诸如,互联网传输)的形式来实现。此外,计算机可读记录介质可分布到网络上的计算机系统,其中,可以以分布式的方式存储和执行计算机可读代码。

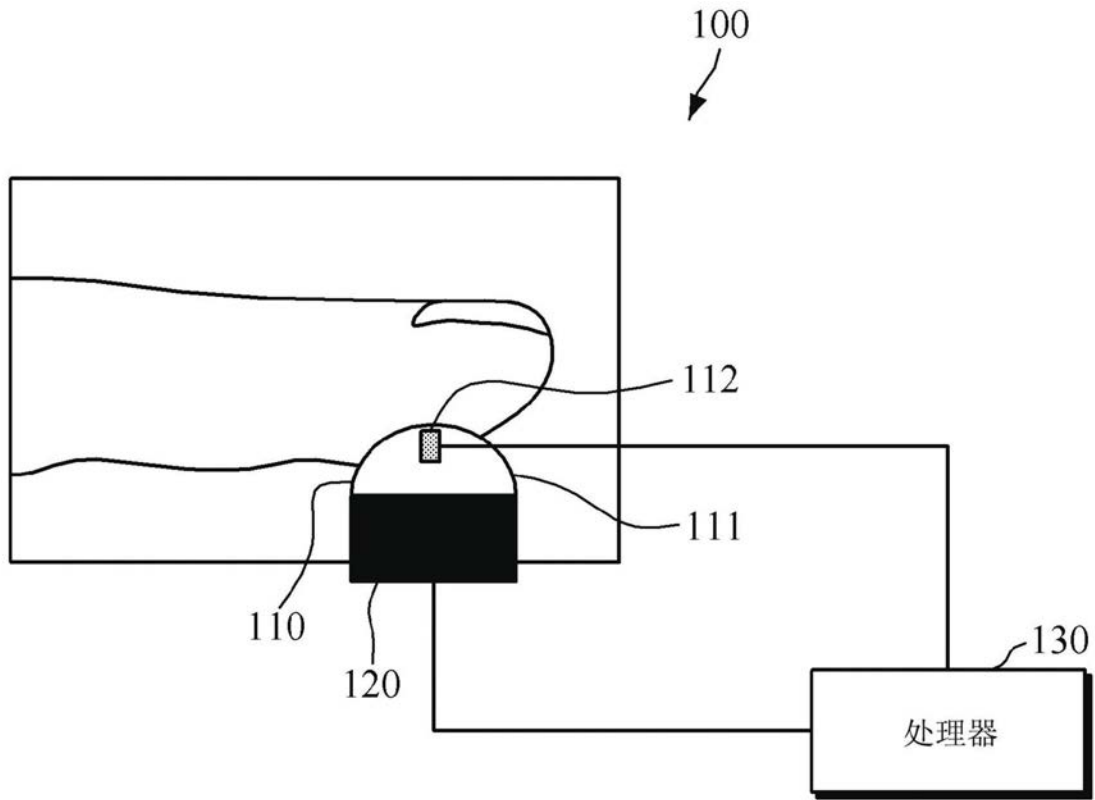


图1

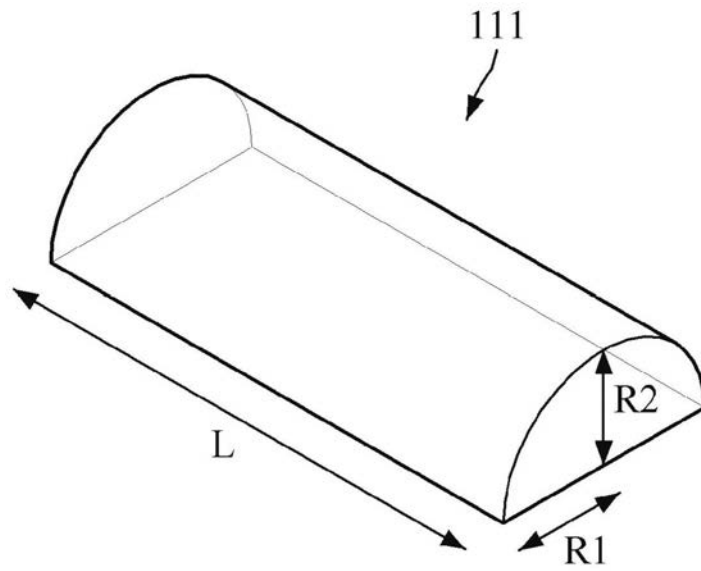


图2

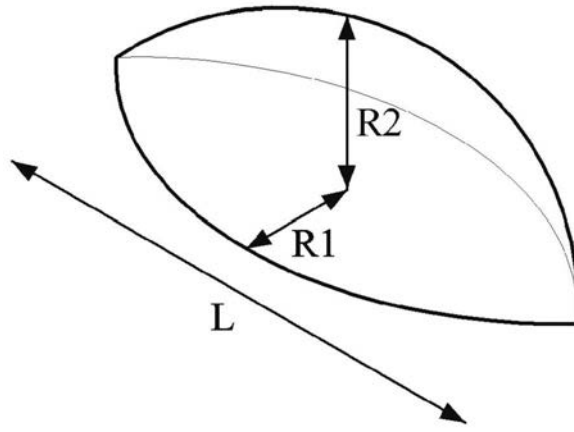


图3

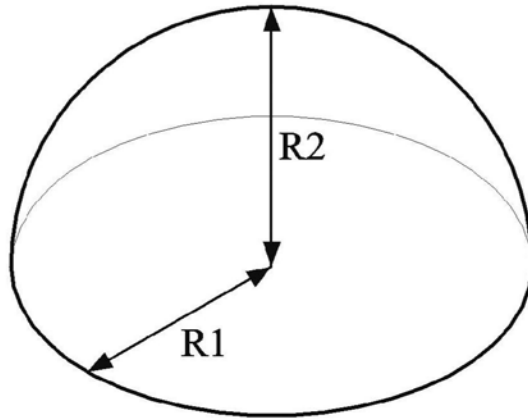


图4

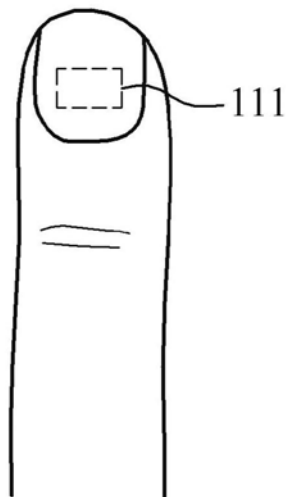


图5

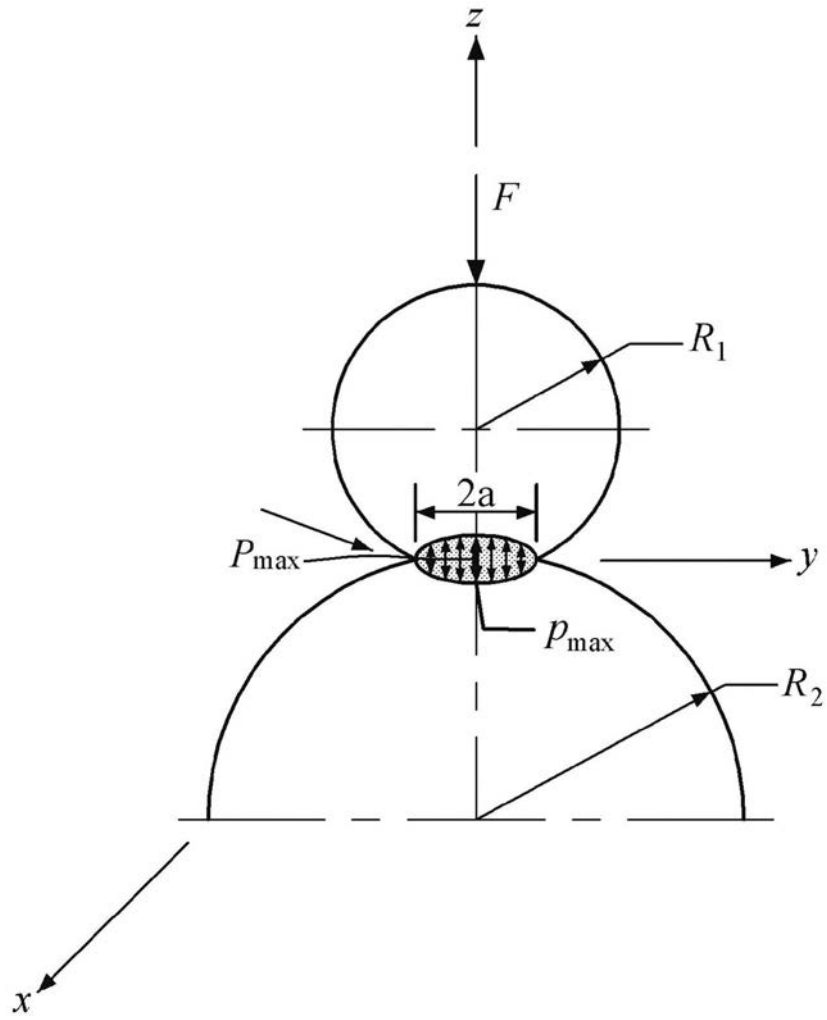


图6a

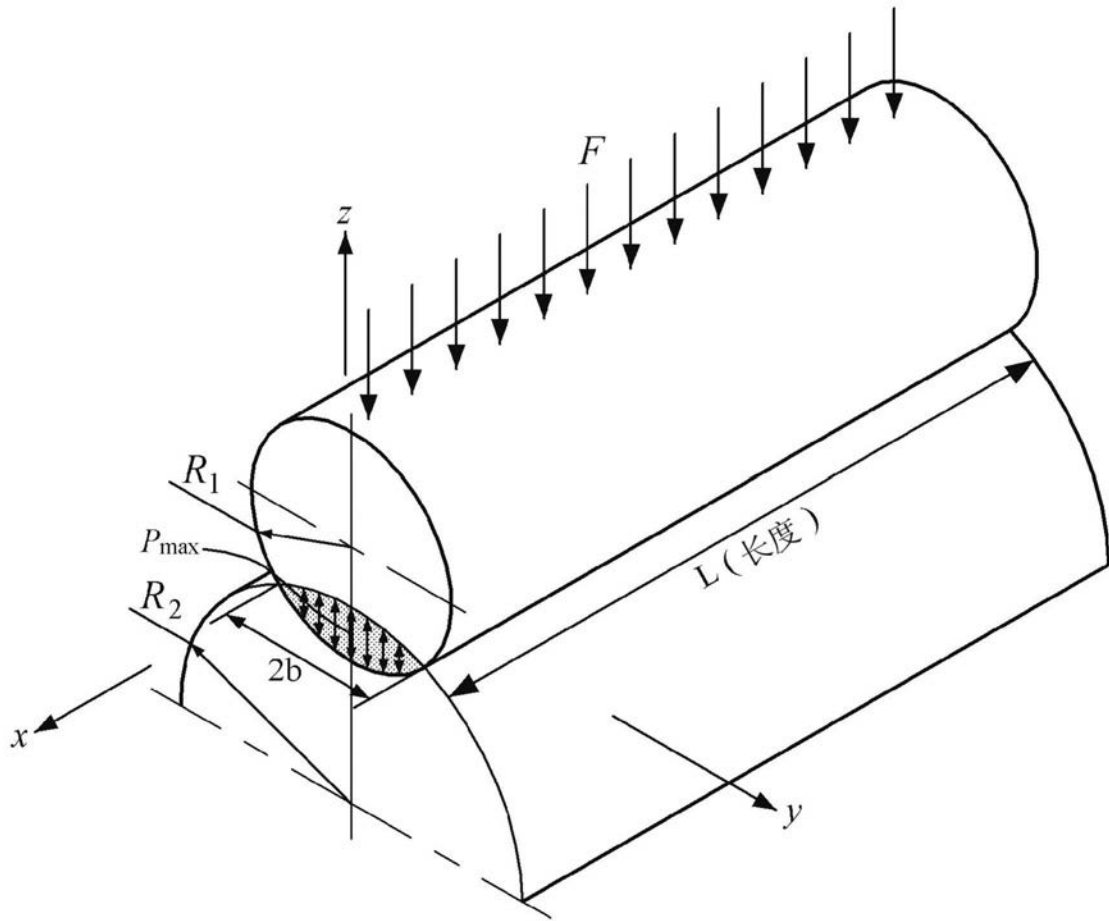


图6b

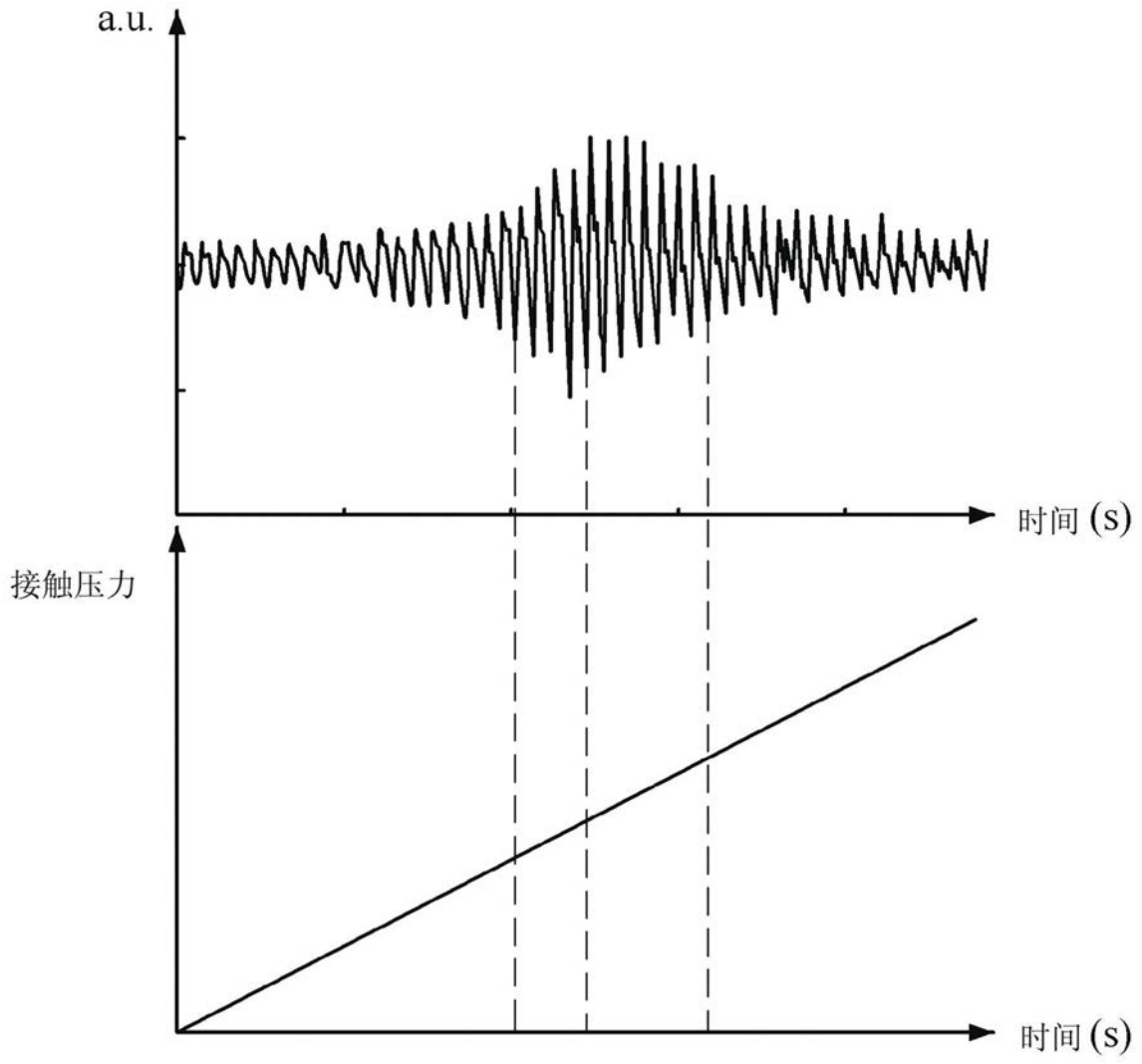


图7a

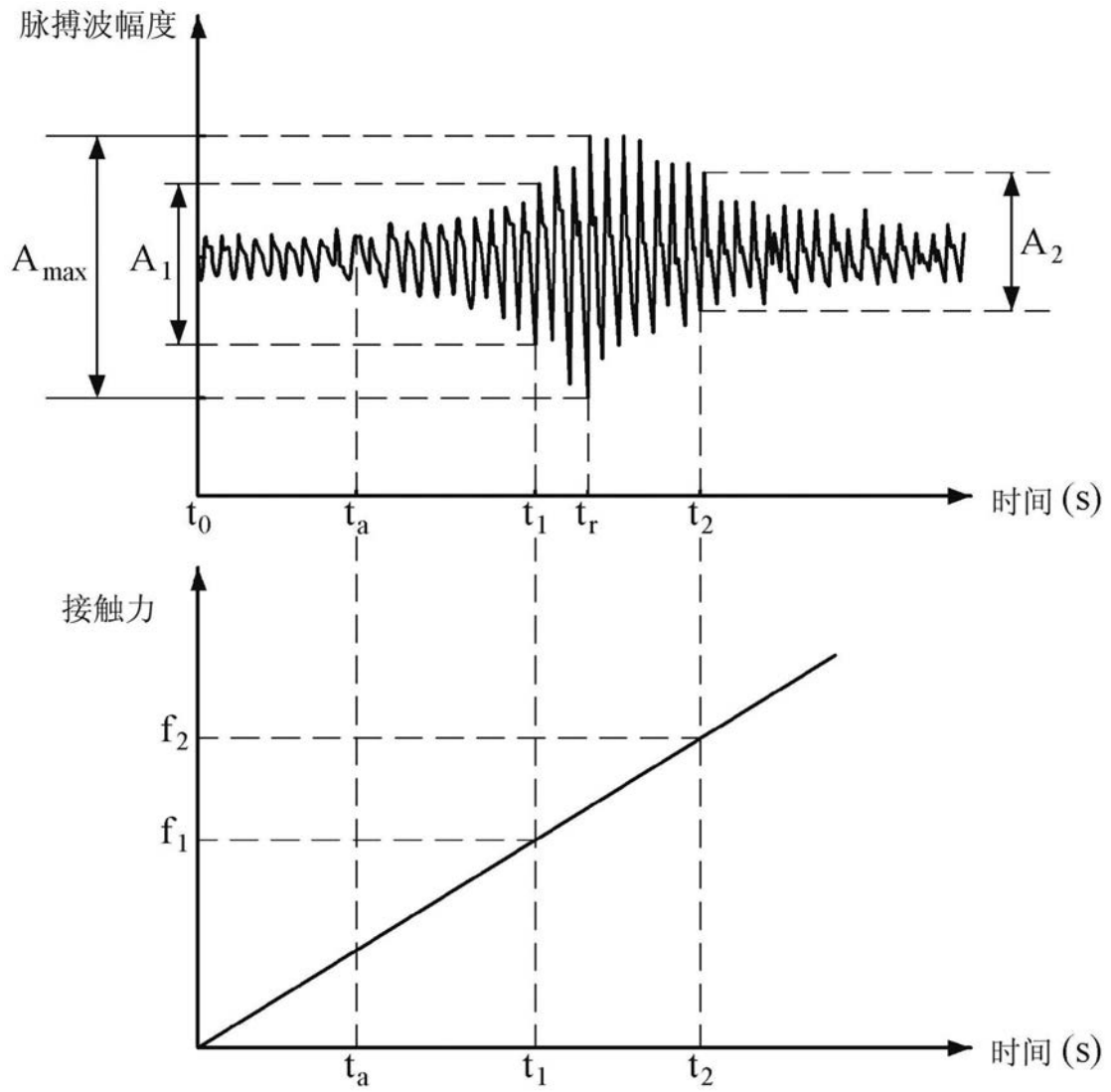


图7b

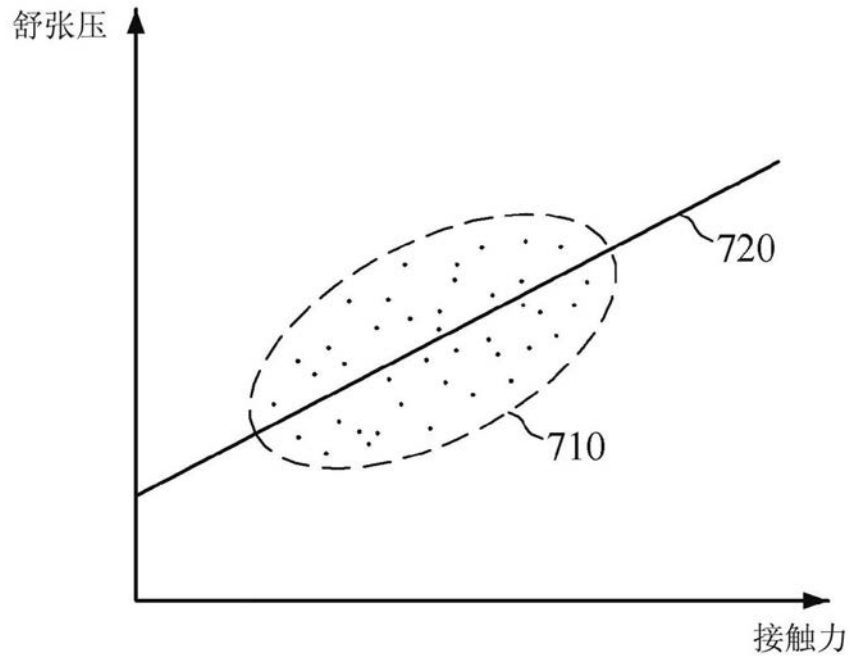


图7c

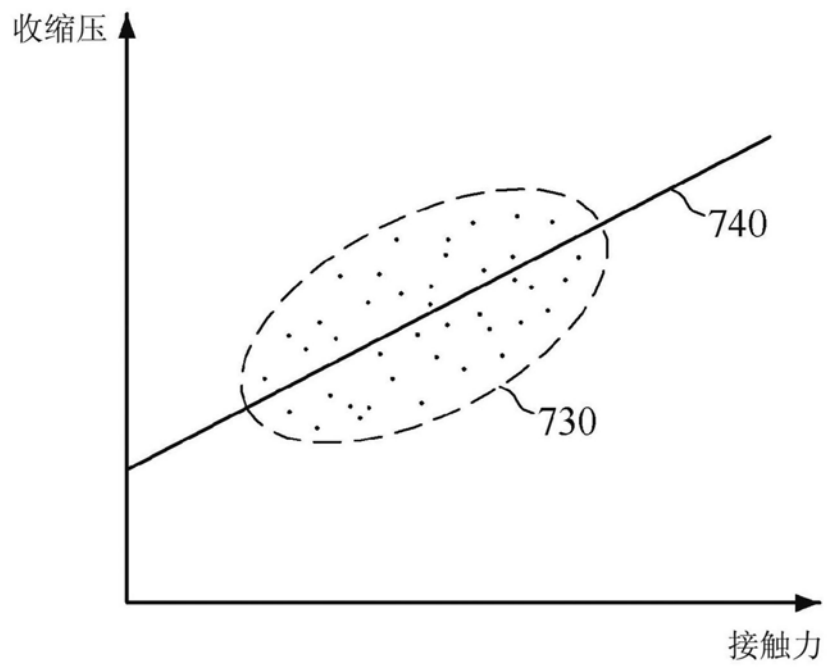


图7d

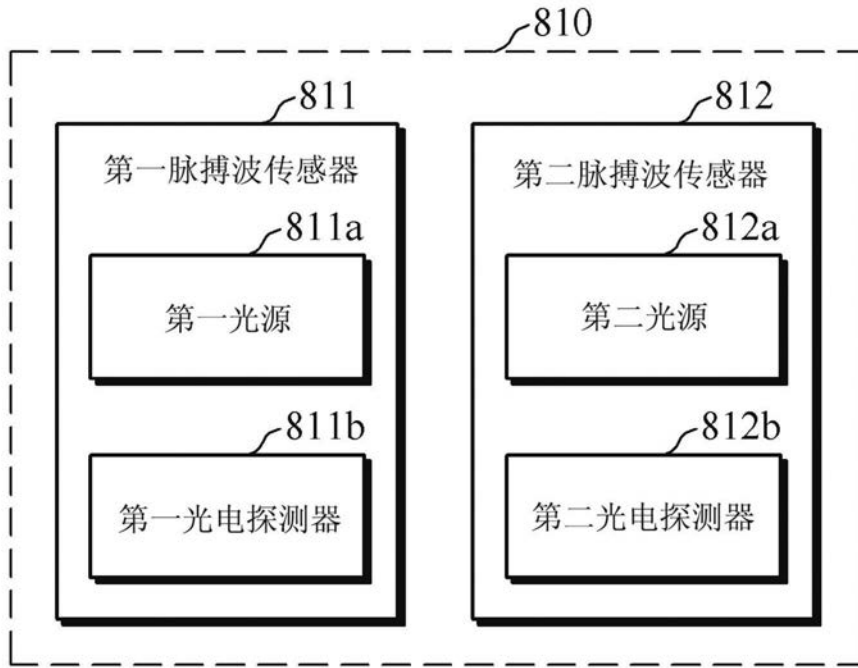


图8a

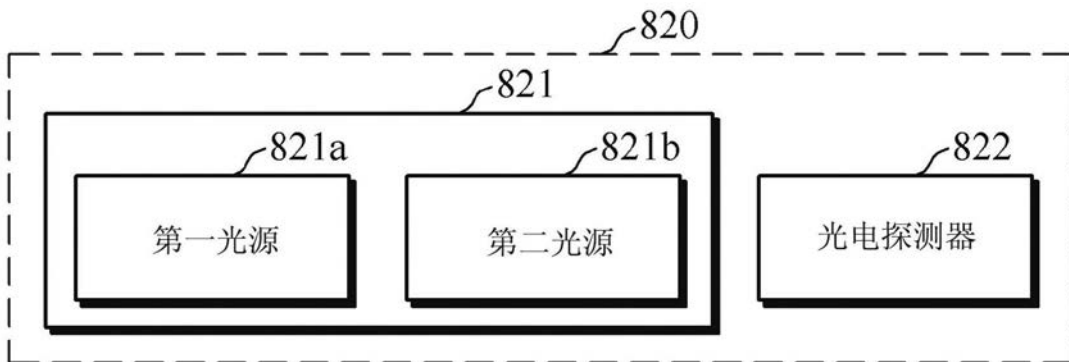


图8b

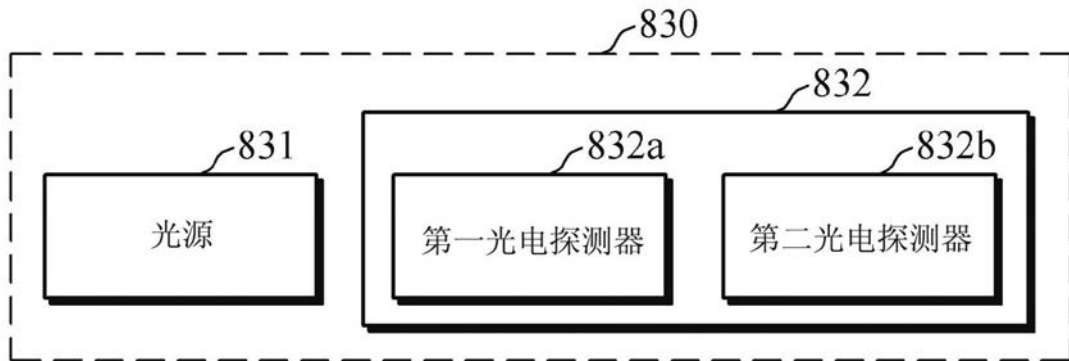


图8c

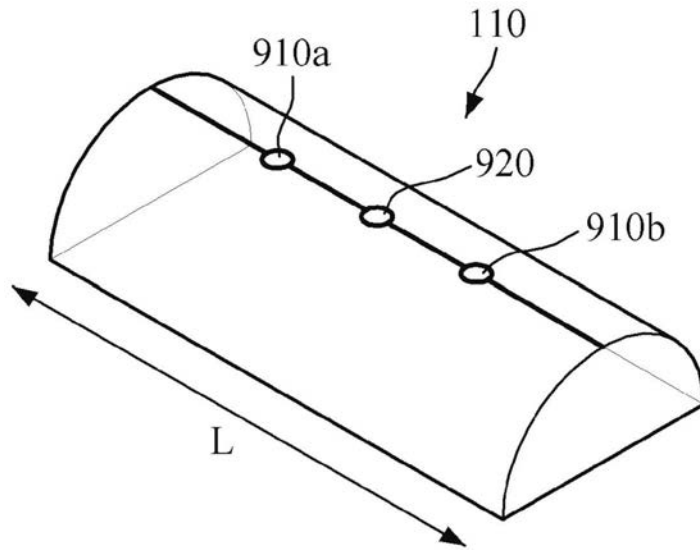


图9a

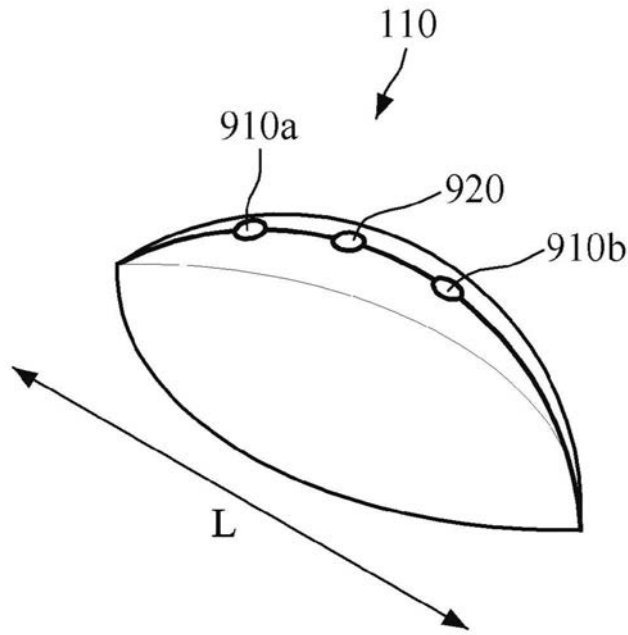


图9b

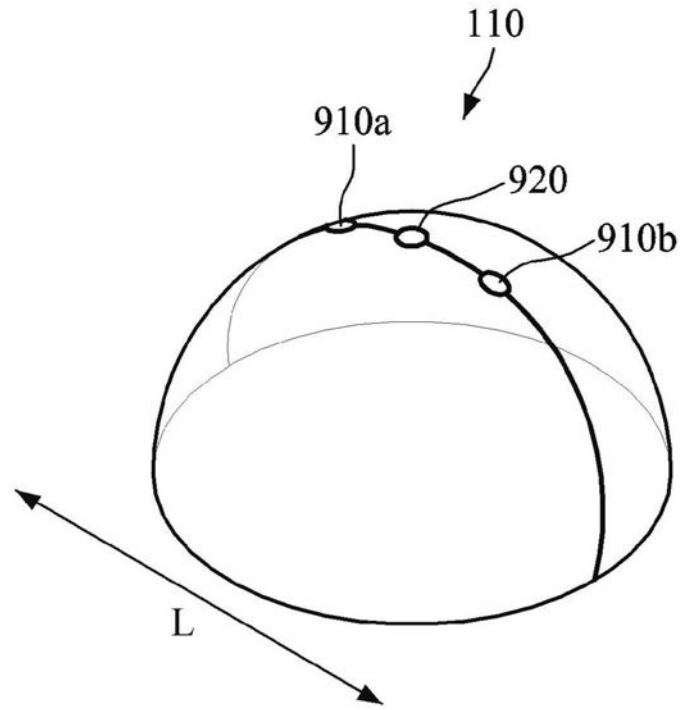


图9c

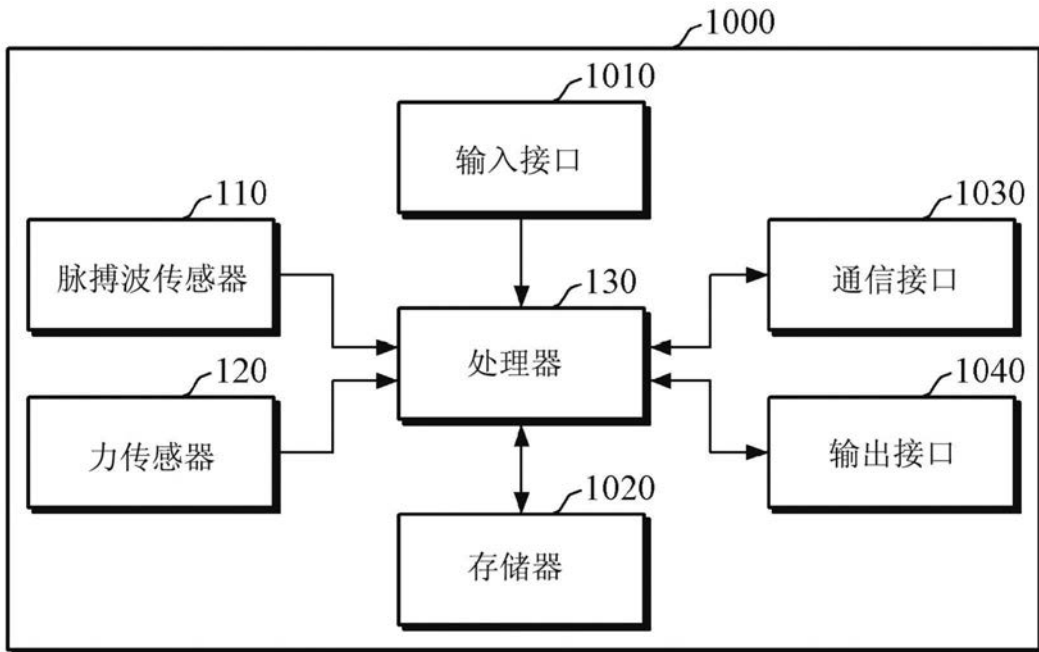


图10

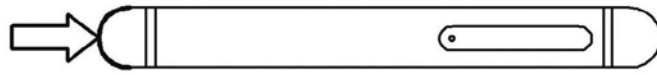


图11

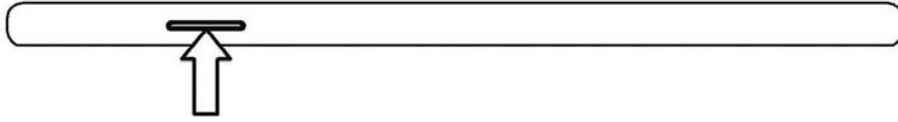


图12

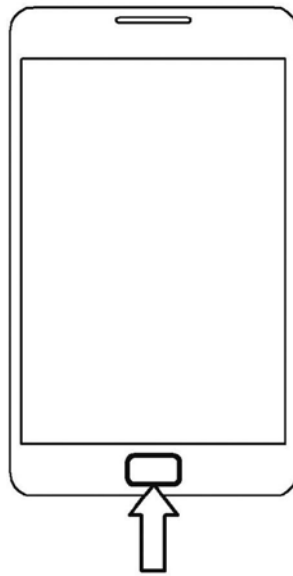


图13



图14

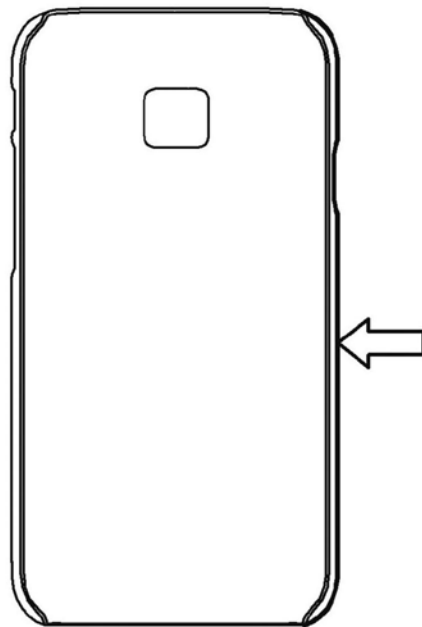


图15

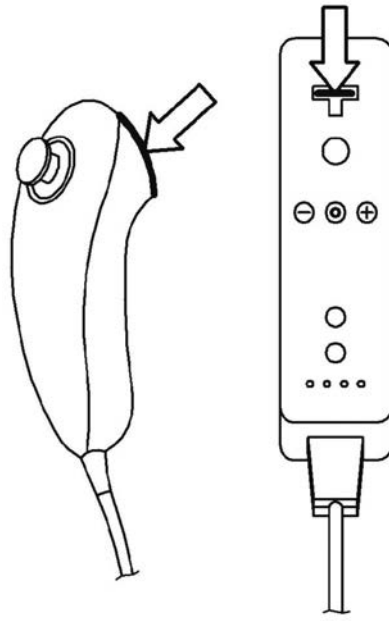


图16

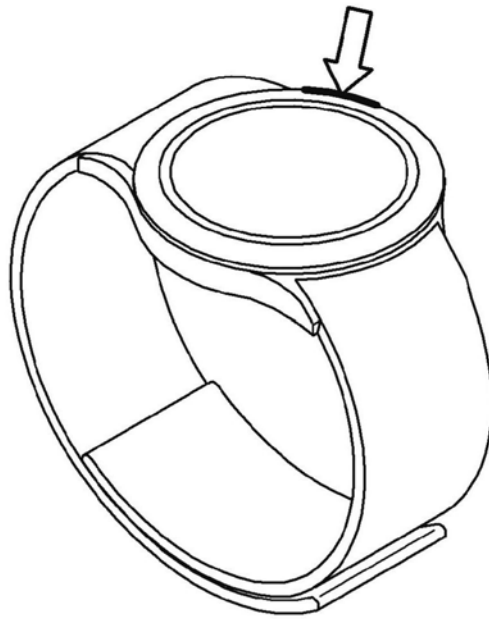


图17

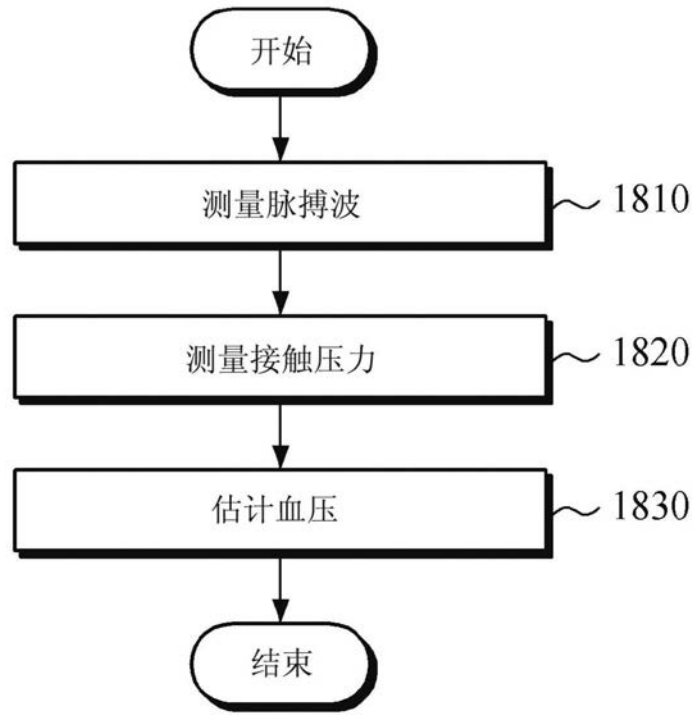


图18

专利名称(译)	用于测量生物信息的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111194181A</a>	公开(公告)日	2020-05-22
申请号	CN201980004911.2	申请日	2019-07-04
[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	高秉勳 崔昌穆 朴商纶		
发明人	黄贞恩 高秉勳 崔昌穆 朴商纶		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/145 A61B5/02		
代理人(译)	刘灿强		
优先权	1020180078921 2018-07-06 KR 1020190076285 2019-06-26 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

根据一个方面的用于测量生物信息的设备可包括：脉搏波传感器，被配置为具有朝向感兴趣对象的接触表面凸出并与感兴趣对象接触的圆形接触表面，并且从与接触表面接触的对象测量一个或多个脉搏波信号；力传感器，被设置在脉搏波传感器的下面或侧面上并且被配置为测量对象的接触力；和处理器，被配置为基于测量的一个或多个脉搏波信号和测量的接触力来估计对象的生物信息。

