



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109674461 A

(43)申请公布日 2019.04.26

(21)申请号 201811208893.3

(22)申请日 2018.10.17

(30)优先权数据

10-2017-0135384 2017.10.18 KR

10-2018-0111192 2018.09.18 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 姜在珉 权用柱 卢承佑 朴商纶

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 姜长星 张川绪

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

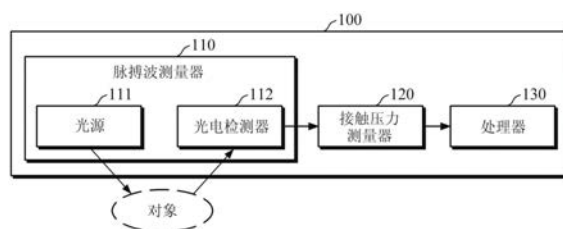
权利要求书5页 说明书19页 附图14页

(54)发明名称

用于估计心血管信息的设备和方法

(57)摘要

公开一种用于估计心血管信息的设备和方法。用于估计心血管信息的设备包括：主体；绑带，连接到主体并形成柔性的以环绕对象，其中，主体可包括：脉搏波测量器，被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号，第一波长不同于第二波长；接触压力测量器，被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力；处理器，被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值，并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。



1. 一种用于估计心血管信息的设备,所述设备包括:

脉搏波测量器,被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号,第一波长不同于第二波长;

接触压力测量器,被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;

处理器,被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值,并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,脉搏波测量器包括:

光源,被配置为将第一光和第二光发射到对象上;

光电检测器,被配置为通过接收分别从对象反射或散射的第一光和第二光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,接触压力测量器还被配置为通过使用以下项中的至少一个来测量接触压力:力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器、无线电探测器和血管容积图传感器。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:基于接触压力检测接触压力转变时间段,基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点,并通过使用与所述至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性值。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,接触压力转变时间段包括接触压力增大时间段和接触压力减小时间段。

6. 根据权利要求4所述的设备,其中,处理器还被配置为提取以下项中的至少一个作为所述至少一个脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第一脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波交流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波交流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的直流分量差分信号的谷点和峰点以及接触压力转变时间段中的微分的直流分量差分信号的谷点和峰点。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为基于以下项中的至少一个来提取心血管特性值:T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin,

其中,T1表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T2表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T3表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T4表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T5表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T6表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T7表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T8表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T9表示接触压力增大时间段

中的微分的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T10表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T11表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T12表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T13表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波交流分量信号的峰点的时刻;T14表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波交流分量信号的峰点的时刻;T15表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波交流分量信号的谷点的时刻;T16表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波交流分量信号的谷点的时刻;T17表示接触压力增大时间段中的直流分量差分信号的峰点的时刻;T18表示接触压力增大时间段中的直流分量差分信号的谷点的时刻;T19表示接触压力增大时间段中的微分的直流分量差分信号的峰点的时刻;T20表示接触压力减小时间段中的直流分量差分信号的谷点的时刻;T21表示接触压力减小时间段中的直流分量差分信号的峰点的时刻;T22表示接触压力减小时间段中的微分的直流分量差分信号的谷点的时刻;T23表示当接触压力开始增大的时刻;T24表示当接触压力开始减小的时刻;A1表示T1时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A2表示T2时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A3表示T3时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A4表示T4时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A5表示T5时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A6表示T6时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A7表示T7时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A8表示T8时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A9表示T9时的微分的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A10表示T10时的微分的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A11表示T11时的微分的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A12表示T12时的微分的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A13表示T13时的第一脉搏波交流分量信号的幅度;A14表示T14时的第二脉搏波交流分量信号的幅度;A15表示T15时的第一脉搏波交流分量信号的幅度;A16表示T16时的第二脉搏波交流分量信号的幅度;A17表示T17时的直流分量差分信号的幅度;A18表示T18时的直流分量差分信号的幅度;A19表示T19时的微分的直流分量差分信号的幅度;A20表示T20时的直流分量差分信号的幅度;A21表示T21时的直流分量差分信号的幅度;A22表示T22时的微分的直流分量差分信号的幅度;P1表示T1时的接触压力大小;P2表示T2时的接触压力大小;P3表示T3时的接触压力大小;P4表示T4时的接触压力大小;P5表示T5时的接触压力大小;P6表示T6时的接触压力大小;P7表示T7时的接触压力大小;P8表示T8时的接触压力大小;P9表示T9时的接触压力大小;P10表示T10时的接触压力大小;P11表示T11时的接触压力大小;P12表示T12时的接触压力大小;P13表示T13时的接触压力大小;P14表示T14时的接触压力大小;P15表示T15时的接触压力大小;P16表示T16时的接触压力大小;P17表示T17时的接触压力大小;P18表示T18时的接触压力大小;P19表示T19时的接触压力大小;P20表示T20时的接触压力大小;P21表示T21时的接触压力大小;P22表示T22时的接触压力大小;P23表示T23时的接触压力大小;P24表示T24时的接触压力大小;Pgmax表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中,心血管信息包括以下项中的至少一个:血压、血管年龄、动脉僵硬、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯和外周血管阻力。

9. 根据权利要求1所述的设备,其中,对象是所述设备的用户,

其中,处理器还被配置为产生用于引导用户增大或减小接触压力的引导信息。

10. 根据权利要求1所述的设备,还包括:致动器,被配置为控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

11. 根据权利要求1所述的设备,还包括:通信接口,被配置为向外部装置发送第一脉搏波信号、第二脉搏波信号、接触压力、脉搏波特征点、心血管特性值和心血管信息中的至少一个。

12. 根据权利要求1所述的设备,还包括:输出接口,被配置为将心血管信息输出到外部装置。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备在以下项中的至少一个中实现:蜂窝电话、智能电话、平板个人计算机、膝上型计算机、个人数字助理、便携式多媒体播放器、导航仪、MP3播放器、数码相机和可穿戴装置。

14. 一种可穿戴装置,包括:

主体;

绑带,连接到主体并形成柔性的以环绕对象,

其中,主体包括:

脉搏波测量器,被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号,第一波长不同于第二波长;

接触压力测量器,被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;

处理器,被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值,并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

15. 根据权利要求14所述的可穿戴装置,其中,处理器还被配置为:基于接触压力检测接触压力转变时间段,基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点,并通过使用与所述至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性值。

16. 根据权利要求14所述的可穿戴装置,其中,主体还包括:致动器,被配置为通过调节绑带的长度来控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

17. 一种通过使用脉搏波测量器估计心血管信息的方法,所述方法包括:

通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号;

通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号;

测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;

基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值;

基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,测量第一脉搏波信号的步骤和测量第二脉搏波信号的步骤包括:

将第一光和第二光发射到对象上;

通过接收分别从对象反射或散射的第一光和第二光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中,测量接触压力的步骤包括:通过用力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器、无线电探测器和血管容积图传感器中的至少一个来测量接触压力。

20. 根据权利要求18所述的方法,其中,提取心血管特性值的步骤包括:

基于接触压力检测接触压力转变时间段;

基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点;

通过使用与所述至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性值。

21. 根据权利要求20所述的方法,其中,接触压力转变时间段包括接触压力增大时间段和接触压力减小时间段。

22. 根据权利要求20所述的方法,其中,提取所述至少一个脉搏波特征点的步骤包括提取以下项中的至少一个作为所述至少一个脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第一脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波交流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波交流分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的直流分量差分信号的谷点和峰点以及接触压力转变时间段中的微分的直流分量差分信号的谷点和峰点。

23. 根据权利要求17所述的方法,其中,提取心血管特性值的步骤包括基于以下项中的至少一个来提取心血管特性值:T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin,

其中,T1表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T2表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T3表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T4表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T5表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T6表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T7表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T8表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T9表示接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T10表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的谷点的时刻;T11表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T12表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波直流分量信号的峰点的时刻;T13表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波交流分量信号的峰点的时刻;T14表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波交流分量信号的峰点的时刻;T15表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波交流分量信号的谷点的时刻;T16表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波交流分量信号的谷点的时刻;T17表示接触压力增大时间段中的直流分量差分信号的峰点的时刻;T18表示接触压力增大时间段中的直流分量差分信号的谷点的时刻;T19表示接触压力增大时间段中的微分的直流分量差分信号的峰点的时刻;T20表示接触压力减小时间段中的直流分量差分信号的谷点的时刻;T21表示接触压力减小时间段中的直流分量差分信号的峰点的时刻;T22表示接触压力减小时间段中的

微分的直流分量差分信号的谷点的时刻;T23表示当接触压力开始增大的时刻;T24表示当接触压力开始减小的时刻;A1表示T1时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A2表示T2时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A3表示T3时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A4表示T4时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A5表示T5时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A6表示T6时的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A7表示T7时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A8表示T8时的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A9表示T9时的微分的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A10表示T10时的微分的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A11表示T11时的微分的第一脉搏波直流分量信号的幅度;A12表示T12时的微分的第二脉搏波直流分量信号的幅度;A13表示T13时的第一脉搏波交流分量信号的幅度;A14表示T14时的第二脉搏波交流分量信号的幅度;A15表示T15时的第一脉搏波交流分量信号的幅度;A16表示T16时的第二脉搏波交流分量信号的幅度;A17表示T17时的直流分量差分信号的幅度;A18表示T18时的直流分量差分信号的幅度;A19表示T19时的微分的直流分量差分信号的幅度;A20表示T20时的直流分量差分信号的幅度;A21表示T21时的直流分量差分信号的幅度;A22表示T22时的微分的直流分量差分信号的幅度;P1表示T1时的接触压力大小;P2表示T2时的接触压力大小;P3表示T3时的接触压力大小;P4表示T4时的接触压力大小;P5表示T5时的接触压力大小;P6表示T6时的接触压力大小;P7表示T7时的接触压力大小;P8表示T8时的接触压力大小;P9表示T9时的接触压力大小;P10表示T10时的接触压力大小;P11表示T11时的接触压力大小;P12表示T12时的接触压力大小;P13表示T13时的接触压力大小;P14表示T14时的接触压力大小;P15表示T15时的接触压力大小;P16表示T16时的接触压力大小;P17表示T17时的接触压力大小;P18表示T18时的接触压力大小;P19表示T19时的接触压力大小;P20表示T20时的接触压力大小;P21表示T21时的接触压力大小;P22表示T22时的接触压力大小;P23表示T23时的接触压力大小;P24表示T24时的接触压力大小;Pgmax表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

24. 根据权利要求17所述的方法,其中,心血管信息包括以下项中的至少一个:血压、血管年龄、动脉僵硬、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯和外周血管阻力。

25. 根据权利要求17所述的方法,其中,对象是脉搏波测量器的用户,

其中,所述方法还包括:产生并输出关于用户的用于估计心血管信息的动作的引导信息。

26. 根据权利要求17所述的方法,还包括:控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

## 用于估计心血管信息的设备和方法

[0001] 本申请要求于2017年10月18日提交到韩国知识产权局的第10-2017-0135384号韩国专利申请和于2018年9月18日的提交到韩国知识产权局的第10-2018-0111192号韩国专利申请的优先权,所述韩国专利申请的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估计心血管信息。

### 背景技术

[0003] 通常,基于袖带的测量方法和无袖带测量方法被用作估计诸如血压等的心血管信息的无创性方法。基于袖带的测量方法包括:通过将袖带缠绕在上臂并通过听诊器在袖带的充气 and 放气期间监听血管的声音来测量血压的方法;以及包括使用自动装置在袖带的充气/放气期间测量压力信号并基于最大压力信号改变的点测量血压的示波法。作为无袖带测量方法,存在通过使用脉搏波速度来估计血压的脉搏传播时间(PTT)方法,以及通过脉搏波形成分析来估计血压的脉搏波分析(PWA)方法。

[0004] 根据基于袖带的测量方法,袖带压力可对对象造成疼痛。在无袖带测量方法(包括PTT方法和PWA方法)中,基于脉搏波来估计血压,从而不能保证测量的准确性。

### 发明内容

[0005] 示例性实施例至少解决以上问题和/或缺点以及以上未描述的其它缺点。此外,示例性实施例不需要克服以上描述的缺点,并且可不克服以上描述的问题中的任何问题。

[0006] 一个或多个示例性实施例提供一种用于估计心血管信息的设备和方法。

[0007] 根据示例性实施例的一个方面,提供一种用于估计心血管信息的设备,包括:脉搏波测量器,被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号,第一波长不同于第二波长;接触压力测量器,被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;处理器,被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值,并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

[0008] 脉搏波测量器可包括:光源,被配置为将第一光和第二光发射到对象上;光电检测器,被配置为通过接收分别从对象反射或散射的第一光和第二光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

[0009] 接触压力测量器可通过使用以下项中的至少一个来测量接触压力:力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器、无线电探测器和血管容积图(PPG)传感器。

[0010] 处理器可基于接触压力检测接触压力转变时间段,可基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点,并可通过使用与前述至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性

值。

[0011] 接触压力转变时间段可包括接触压力增大时间段和接触压力减小时间段。

[0012] 处理器可提取以下项中的至少一个作为所述至少一个脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波直流(DC)分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波交流(AC)分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的DC分量差分信号的谷点和峰点以及接触压力转变时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点和峰点。

[0013] 处理器可基于以下项中的至少一个来提取心血管特性值:第一脉搏波信号和第二脉搏波信号的T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin。

[0014] T1可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T2可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T3可表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T4可表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T5可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T6可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T7可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T8可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T9可表示接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T10可表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T11可表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T12可表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T13可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T14可表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T15可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T16可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T17可表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T18可表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T19可表示接触压力增大时间段中的微分的DC分量差分信号的峰点的时刻;T20可表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T21可表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T22可表示接触压力减小时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点的时刻;T23可表示当接触压力开始增大的时刻;T24可表示当接触压力开始减小的时刻;A1可表示T1时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A2可表示T2时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A3可表示T3时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A4可表示T4时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A5可表示T5时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A6可表示T6时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A7可表示T7时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A8可表示T8时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A9可表示T9时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A10可表示T10时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A11可表

示T11时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A12可表示T12时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A13可表示T13时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A14可表示T14时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A15可表示T15时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A16可表示T16时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A17可表示T17时的DC分量差分信号的幅度;A18可表示T18时的DC分量差分信号的幅度;A19可表示T19时的微分的DC分量差分信号的幅度;A20可表示T20时的DC分量差分信号的幅度;A21可表示T21时的DC分量差分信号的幅度;A22可表示T22时的微分的DC分量差分信号的幅度;P1可表示T1时的接触压力大小;P2可表示T2时的接触压力大小;P3可表示T3时的接触压力大小;P4可表示T4时的接触压力大小;P5可表示T5时的接触压力大小;P6可表示T6时的接触压力大小;P7可表示T7时的接触压力大小;P8可表示T8时的接触压力大小;P9可表示T9时的接触压力大小;P10可表示T10时的接触压力大小;P11可表示T11时的接触压力大小;P12可表示T12时的接触压力大小;P13可表示T13时的接触压力大小;P14可表示T14时的接触压力大小;P15可表示T15时的接触压力大小;P16可表示T16时的接触压力大小;P17可表示T17时的接触压力大小;P18可表示T18时的接触压力大小;P19可表示T19时的接触压力大小;P20可表示T20时的接触压力大小;P21可表示T21时的接触压力大小;P22可表示T22时的接触压力大小;P23可表示T23时的接触压力大小;P24可表示T24时的接触压力大小;Pgmax可表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin可表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

[0015] 心血管信息可包括以下项中的至少一个:血压、血管年龄、动脉僵硬、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯和外周血管阻力。

[0016] 对象可以是所述设备的用户,处理器可产生用于引导用户增大或减小接触压力的引导信息。

[0017] 用于估计心血管信息的设备还可包括:致动器,被配置为控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0018] 用于估计心血管信息的设备还可包括:通信接口,被配置为向外部装置发送第一脉搏波信号、第二脉搏波信号、接触压力、脉搏波特征点、心血管特性值和心血管信息中的至少一个。

[0019] 用于估计心血管信息的设备还可包括:输出接口,被配置为将心血管信息输出到外部装置。

[0020] 用于估计心血管信息的设备可在以下项中的至少一个中实现:蜂窝电话、智能电话、平板个人计算机(PC)、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航仪、MP3播放器、数码相机和可穿戴装置。

[0021] 根据另一示例性实施例的一个方面,提供一种可穿戴装置,包括:主体;绑带,连接到主体并形成柔性的以环绕对象,其中,主体可包括:脉搏波测量器,被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号,第一波长不同于第二波长;接触压力测量器,被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;处理器,被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值,并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

[0022] 处理器可基于接触压力检测接触压力转变时间段,可基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点,并可通过使用与所述至

少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性值。

[0023] 主体还可包括:致动器,被配置为通过调节绑带的长度来控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0024] 根据另一示例性实施例的一个方面,提供一种通过使用脉搏波测量器估计心血管信息的方法。所述方法可包括:通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号;通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号;测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力;基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值;基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

[0025] 测量第一脉搏波信号的步骤和测量第二脉搏波信号的步骤可包括:将第一光和第二光发射到对象上,通过接收分别从对象发射或散射的第一光和第二光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

[0026] 测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号的步骤可包括:将不同波长的光发射到对象上;通过接收从对象反射或散射的光来测量脉搏波信号。

[0027] 测量接触压力的步骤可包括:通过用力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器、无线电探测器和血管容积图 (PPG) 传感器中的至少一个来测量接触压力。

[0028] 提取心血管特性值的步骤可包括:基于接触压力检测接触压力转变时间段;基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点;通过使用与所述至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和接触压力值中的至少一个来提取心血管特性值。

[0029] 接触压力转变时间段可包括接触压力增大时间段和接触压力减小时间段。

[0030] 提取所述至少一个脉搏波特征点的步骤可包括提取以下项中的至少一个作为所述至少一个脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的DC分量差分信号的谷点和峰点以及接触压力转变时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点和峰点。

[0031] 提取心血管特性值的步骤可包括通过对以下项中的至少一个或者两个或更多个进行组合来提取心血管特性值:第一脉搏波信号和第二脉搏波信号的T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin。

[0032] T1可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T2可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T3可表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T4可表示接触压力增大时间段中的第二

脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T5可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T6可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T7可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T8可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T9可表示接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T10可表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T11可表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T12可表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T13可表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T14可表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T15可表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T16可表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T17可表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T18可表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T19可表示接触压力增大时间段中的微分的DC分量差分信号的峰点的时刻;T20可表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T21可表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T22可表示接触压力减小时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点的时刻;T23可表示当接触压力开始增大的时刻;T24可表示当接触压力开始减小的时刻;A1可表示T1时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A2可表示T2时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A3可表示T3时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A4可表示T4时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A5可表示T5时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A6可表示T6时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A7可表示T7时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A8可表示T8时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A9可表示T9时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A10可表示T10时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A11可表示T11时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A12可表示T12时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A13可表示T13时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A14可表示T14时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A15可表示T15时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A16可表示T16时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A17可表示T17时的DC分量差分信号的幅度;A18可表示T18时的DC分量差分信号的幅度;A19可表示T19时的微分的DC分量差分信号的幅度;A20可表示T20时的DC分量差分信号的幅度;A21可表示T21时的DC分量差分信号的幅度;A22可表示T22时的微分的DC分量差分信号的幅度;P1可表示T1时的接触压力大小;P2可表示T2时的接触压力大小;P3可表示T3时的接触压力大小;P4可表示T4时的接触压力大小;P5可表示T5时的接触压力大小;P6可表示T6时的接触压力大小;P7可表示T7时的接触压力大小;P8可表示T8时的接触压力大小;P9可表示T9时的接触压力大小;P10可表示T10时的接触压力大小;P11可表示T11时的接触压力大小;P12可表示T12时的接触压力大小;P13可表示T13时的接触压力大小;P14可表示T14时的接触压力大小;P15可表示T15时的接触压力大小;P16可表示T16时的接触压力大小;P17可表示T17时的接触压力大小;P18可表示T18时的接触压力大小;P19可表示T19时的接触压力大小;P20可表示T20时的接触压力大小;P21可表示T21时的接触压力大小;P22可表示T22时的接触压力大小;P23可表示T23时的接触压力大小;P24可表示T24时的接触压力大小;Pgmax可表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin可表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

[0033] 心血管信息可包括以下项中的至少一个：血压、血管年龄、动脉僵硬度、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯和外周血管阻力。

[0034] 对象可以是脉搏波测量的用户，估计心血管信息的方法还可包括：产生并输出关于用户的用于估计心血管信息的动作的引导信息。

[0035] 估计心血管信息的方法还可包括：控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

## 附图说明

[0036] 通过参照附图描述特定示例性实施例，以上和/或其它方面将更清楚，其中：

[0037] 图1是示出根据示例性实施例的用于估计心血管信息的设备的框图。

[0038] 图2是示出根据示例性实施例的处理器框图。

[0039] 图3是示出根据示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0040] 图4是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0041] 图5是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0042] 图6是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0043] 图7是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0044] 图8是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0045] 图9是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。

[0046] 图10是示出根据另一示例性实施例的处理器框图。

[0047] 图11是示出根据示例性实施例的引导信息的示图。

[0048] 图12是示出根据另一示例性实施例的引导信息的示图。

[0049] 图13是示出根据另一示例性实施例的用于估计心血管信息的设备的框图。

[0050] 图14是示出根据示例性实施例的估计心血管信息的方法的流程图。

[0051] 图15是示出根据示例性实施例的提取心血管特性值的方法的流程图。

[0052] 图16是示出根据另一示例性实施例的估计心血管信息的方法的流程图。

[0053] 图17是示出根据另一示例性实施例的估计心血管信息的方法的流程图。

[0054] 图18是根据示例性实施例的腕式可穿戴装置的立体图。

## 具体实施方式

[0055] 下面将参照附图更详细描述示例性实施例。

[0056] 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也用于相同的元件。提供在说明书中定义的事物（诸如，详细的构造和元件）来帮助全面理解示例性实施例。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描述模糊，因此，公知的功能或结构可不被详细地描述。

[0057] 除非在本公开的上下文中清楚地阐述指定的顺序，否则在此描述的处理步骤可以与指定的顺序不同地执行。也就是说，每个步骤可以以指定的顺序、基本上同时或以相反的顺序执行。

[0058] 将理解，虽然术语第一、第二等可在此用于描述各种元件，但是这些元件不应受这些术语限制。这些术语仅用于将一个元件与另一元件区分开来。除非另有明确阐述，否则对单数的任何引用可包括复数。在本说明书中，应理解，诸如“包括”或“具有”等术语意在指示

说明书中所公开的特征、数量、步骤、动作、组件、部件或它们的组合的存在,并不意在排除可存在或可添加一个或多个其他特征、数量、步骤、动作、组件、部件或其它它们的组合的可能性。

[0059] 当诸如“……中的至少一个”的表述在一列元素之后时,修饰整列元素,而不是修饰列中的单个元素。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、包括a、b和c全部或者包括上述示例的各种变化。

[0060] 此外,仅根据主要由将在说明书中描述的组件执行的功能来区分组件。也就是说,稍后将描述的两个或更多个组件可被集成到单个组件中。此外,稍后将解释的单个组件可分成两个或更多个组件。此外,除了组件的主要功能之外,将要描述的每个组件还可执行由另一组件执行的一些功能或全部功能。将要解释的每个组件的一些或全部主要功能可由另一组件执行。每个组件可以以硬件或软件或它们的组合来实现。

[0061] 图1是示出根据示例性实施例的用于估计心血管信息的设备的框图。用于估计心血管信息的设备100可被嵌入在电子装置中。具体地讲,电子装置的示例可包括:蜂窝电话、智能电话、平板PC、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航仪、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等;可穿戴装置的示例可包括:手表式可穿戴装置、腕带式可穿戴装置、戒指式可穿戴装置、腰带式可穿戴装置、项链式可穿戴装置、踝带式可穿戴装置、大腿带式可穿戴装置、前臂带式可穿戴装置等。然而,电子装置和可穿戴装置的示例不限于此。

[0062] 参照图1,用于估计心血管信息的设备100包括脉搏波测量器110、接触压力测量器120和处理器130。

[0063] 脉搏波测量器110可通过使用不同波长的光从对象测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。为此,脉搏波测量器110包括可将不同波长的光发射到对象上的光源111。第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可分别具有彼此不同的第一波段和第二波段。第一波段可以与第二波段部分重叠,或者可以与第二波段分开。

[0064] 光源111可发射不同波长的光。例如,光源111可将可见光或红外光发射到对象上。然而,由光源111发射的光的波长可根据测量等的目的而变化。此外,光源111可包括单个发光体,或者多个发光体的阵列。在光源111被配置为多个发光体的阵列的情况下,多个发光体可根据测量的目的发射不同波长的光,或者所有发光体可发射相同波长的光。在一个示例性实施例中,光源111可包括发光二极管(LED)、激光二极管等。然而,这仅是示例性的,光源111不限于此。

[0065] 此外,光源111还可包括用于将发射的光导向对象的期望的位置的至少一个光学元件。

[0066] 光电检测器112可通过接收从对象反射或散射的光来测量脉搏波信号。在一个示例性实施例中,光电检测器112可包括光电二极管、光电晶体管(PTr)、电荷耦合器件(CCD)等。光电检测器112可被形成成为单个器件,或者多个器件的阵列。

[0067] 接触压力测量器120可测量对象与脉搏波测量器110之间的接触压力。在一个示例性实施例中,接触压力测量器120可通过使用以下项来测量对象与脉搏波测量器110之间的接触压力:力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器(load cell)、无线

电探测器、血管容积图 (PPG) 传感器等。

[0068] 处理器130可基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力来提取心血管特性值,并可基于提取的心血管特性值估计心血管信息。例如,处理器130可基于接触压力增大时间段或接触压力减小时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点,并可通过使用与提取的至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值、接触压力值等来提取心血管特性值。此外,处理器130可基于提取的心血管特性值来估计心血管信息。在这种情况下,心血管特性可指与期望估计的心血管信息相关联的特性,并且心血管信息可包括:血压、血管年龄、动脉僵硬度、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯、外周血管阻力(peripheral vascular resistance)等。

[0069] 在下文中,将参照图2详细描述处理器。

[0070] 图2是示出根据示例性实施例的处理器框图。图2的处理器200可以是图1的处理器130的示例。

[0071] 参照图2,处理器200包括特征点提取器210、心血管特性值提取器220和心血管信息估计器230和心血管信息估计模型240。在图2中,心血管信息估计模型240被示为处理器100的部分,但是本示例性实施例不限于此。例如,心血管信息估计模型240可被存储在与处理器100分开设置的存储器上。

[0072] 特征点提取器210可基于测量的接触压力值检测接触压力增大时间段或接触压力减小时间段。接触压力增大时间段和接触压力减小时间段可被称为接触压力转变时间段。特征点提取器210可基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点。在一个示例性实施例中,特征点提取器210可提取以下项作为脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波的直流(DC)分量信号(在下文中,称为第一脉搏波DC分量信号)的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波的DC分量信号(在下文中,称为第二脉搏波DC分量信号)的谷点和峰点、通过对接触压力转变时间段中的第一脉搏波DC分量信号进行微分而产生的信号(在下文中,称为微分的第一脉搏波DC分量信号)的谷点和峰点、通过对接触压力转变时间段中的第二脉搏波DC分量信号进行微分而产生的信号(在下文中,称为微分的第二脉搏波DC分量信号)的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号的交流(AC)分量信号(在下文中,称为第一脉搏波AC分量信号)的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波信号的AC分量信号(在下文中,称为第二脉搏波AC分量信号)的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波DC分量信号和第二脉搏波DC分量信号的差分信号(在下文中,称为DC分量差分信号)的谷点和峰点、通过对接触压力转变时间段中的DC分量差分信号进行微分而产生的信号(在下文中,称为微分的DC分量差分信号)的谷点和峰点等。

[0073] 心血管特性值提取器220可基于提取的至少一个脉搏波特征点来提取心血管特性值。

[0074] 在一个示例性实施例中,心血管特性值提取器220可通过使用与提取的至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值和/或接触压力值来提取心血管特性值。例如,心血管特性值提取器220可通过基于以下项中的至少一个(例如,对以下项中的至少一个进行线性或非线性组合)来提取心血管特性值:T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、

A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin。这里，T1表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T2表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T3表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T4表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T5表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T6表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T7表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T8表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T9表示接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T10表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻；T11表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T12表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻；T13表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波AC分量信号的峰点的时刻；T14表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波AC分量信号的峰点的时刻；T15表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点的时刻；T16表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点的时刻；T17表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻；T18表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻；T19表示接触压力增大时间段中的微分的DC分量差分信号的峰点的时刻；T20表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻；T21表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻；T22表示接触压力减小时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点的时刻；T23表示当接触压力开始增大的时刻；T24表示当接触压力开始减小的时刻；A1表示T1时的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A2表示T2时的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A3表示T3时的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A4表示T4时的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A5表示T5时的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A6表示T6时的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A7表示T7时的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A8表示T8时的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A9表示T9时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A10表示T10时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A11表示T11时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度；A12表示T12时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度；A13表示T13时的第一脉搏波AC分量信号的幅度；A14表示T14时的第二脉搏波AC分量信号的幅度；A15表示T15时的第一脉搏波AC分量信号的幅度；A16表示T16时的第二脉搏波AC分量信号的幅度；A17表示T17时的DC分量差分信号的幅度；A18表示T18时的DC分量差分信号的幅度；A19表示T19时的微分的DC分量差分信号的幅度；A20表示T20时的DC分量差分信号的幅度；A21表示T21时的DC分量差分信号的幅度；A22表示T22时的微分的DC分量差分信号的幅度；P1表示T1时的接触压力大小；P2表示T2时的接触压力大小；P3表示T3时的接触压力大小；P4表示T4时的接触压力大小；P5表示T5时的接触压力大小；P6表示T6时的接触压力大小；P7表示T7时的接触压力大小；P8表示T8时的接触压力大小；P9表示T9时的接触压力大小；P10表示T10时的接触压力大小；P11表示T11时的接触压力大小；P12表示T12时的接触压力大小；P13表示T13时的接触压力大小；P14表示T14时的接触压力大小；P15表示T15时的接触压力大小；P16表示T16时的接触压力大小；P17表示T17时的接触压力大小；P18表示T18时的接触压力大小；P19表示T19时的接触压力大小；P20表示T20时的接触压力大小；P21

表示T21时的接触压力大小;P22表示T22时的接触压力大小;P23表示T23时的接触压力大小;P24表示T24时的接触压力大小;Pgmax表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

[0075] 心血管信息估计器230可基于提取的心血管特性值来估计对象的心血管信息。具体地讲,心血管信息可包括:血压、血管年龄、动脉僵硬、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯、外周血管阻力等。

[0076] 在一个示例性实施例中,心血管信息估计器230可通过使用心血管信息估计模型240来估计心血管信息,其中,心血管信息估计模型240表示心血管特性值与心血管信息之间的相关性。例如,心血管信息估计模型240可以以数学算法、表格等的形式产生,并且可被存储在处理器200的内部数据库或外部数据库中。

[0077] 在下文中,将参照图3至图9描述脉搏波特征点和心血管特性值的各个示例。

[0078] 图3是示出根据示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图3中,参考标号310表示第一脉搏波DC分量信号;参考标号320表示第二脉搏波DC分量信号;参考标号330表示接触压力信号;参考标号340表示接触压力增大时间段370中的微分的第一脉搏波DC分量信号;参考标号350表示接触压力增大时间段370中的微分的第二脉搏波DC分量信号;参考标号360表示接触压力增大时间段370中的接触压力信号,其与微分的第一脉搏波DC分量信号340和微分的第二脉搏波DC分量信号350时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0079] 参照图2和图3,特征点提取器210可通过将低通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波DC分量信号310和第二脉搏波DC分量信号320。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力330检测接触压力增大时间段370,并可通过对接触压力增大时间段370中的第一脉搏波DC分量信号310和第二脉搏波DC分量信号320进行微分来产生微分的第一脉搏波DC分量信号340和微分的第二脉搏波DC分量信号350。

[0080] 特征点提取器210可提取微分的第一脉搏波DC分量信号340的谷点a和微分的第二脉搏波DC分量信号350的谷点b作为脉搏波特征点。

[0081] 心血管特性值提取器220可提取与微分的第一脉搏波DC分量信号340的谷点a对应的时刻T9和时刻T9处的接触压力P9,以及与微分的第二脉搏波DC分量信号350的谷点b对应的时刻T10和时刻T10处的接触压力P10,并且可提取通过  $(P9-P10) / (T9-T10)$  或  $|P9-P10| / |T9-T10|$  获得的值作为心血管特性值。

[0082] 图4是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图4中,参考标号410表示第一脉搏波DC分量信号;参考标号420表示第二脉搏波DC分量信号;参考标号430表示接触压力信号;参考标号440表示接触压力减小时间段470中的微分的第一脉搏波DC分量信号;参考标号450表示接触压力减小时间段470中的微分的第二脉搏波DC分量信号;参考标号460表示接触压力减小时间段470中的接触压力信号,其与微分的第一脉搏波DC分量信号440和微分的第二脉搏波DC分量信号450时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的

信号。

[0083] 参照图2和图4,特征点提取器210可通过将低通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波DC分量信号410和第二脉搏波DC分量信号420。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力430检测接触压力减小时间段470,并可通过对接触压力减小时间段470中的第一脉搏波DC分量信号410和第二脉搏波DC分量信号420进行微分来产生微分的第一脉搏波DC分量信号440和微分的第二脉搏波DC分量信号450。

[0084] 特征点提取器210可提取微分的第一脉搏波DC分量信号440的峰点c和微分的第二脉搏波DC分量信号450的峰点d作为脉搏波特征点。

[0085] 心血管特性值提取器220可提取与微分的第一脉搏波DC分量信号440的峰点c对应的时刻T11和时刻T11时的接触压力P11,以及与微分的第二脉搏波DC分量信号450的峰点d对应的时刻T12和时刻T12时的接触压力P12,并且可提取通过  $(P11-P12)/(T11-T12)$  或  $|P11-P12|/|T11-T12|$  获得的值作为心血管特性值。

[0086] 图5是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图5中,参考标号510表示第一脉搏波AC分量信号;参考标号520表示第二脉搏波AC分量信号;参考标号530表示接触压力信号;参考标号540表示接触压力增大时间段570中的第一脉搏波AC分量信号;参考标号550表示接触压力增大时间段570中的第二脉搏波AC分量信号;参考标号560表示接触压力增大时间段570中的接触压力信号,其与第一脉搏波AC分量信号540和第二脉搏波AC分量信号550时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0087] 参照图2和图5,特征点提取器210可通过将带通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波AC分量信号510和第二脉搏波AC分量信号520。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力530检测接触压力增大时间段570,并可提取接触压力增大时间段570中的第一脉搏波AC分量信号540和第二脉搏波AC分量信号550。

[0088] 特征点提取器210可提取第一脉搏波AC分量信号540的峰点e和第二脉搏波AC分量信号550的峰点f作为脉搏波特征点。

[0089] 心血管特性值提取器220可提取与第一脉搏波AC分量信号540的峰点e对应的时刻T13和时刻T13时的接触压力P13,以及与第二脉搏波AC分量信号550的峰点f对应的时刻T14和时刻T14时的接触压力P14,并且可提取通过  $(P13-P14)/(T13-T14)$  或  $|P13-P14|/|T13-T14|$  获得的值作为心血管特性值。

[0090] 图6是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图6中,参考标号610表示第一脉搏波AC分量信号;参考标号620表示第二脉搏波AC分量信号;参考标号630表示接触压力信号;参考标号640表示接触压力减小时间段670中的第一脉搏波AC分量信号;参考标号650表示接触压力减小时间段670中的第二脉搏波AC分量信号;参考标号660表示接触压力减小时间段670中的接触压力信号,其与第一脉搏波AC分量信号640和第二脉搏波AC分量信号650时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0091] 参照图2和图6,特征点提取器210可通过将带通滤波器应用于第一脉搏波信号和

第二脉搏波信号来产生第一脉搏波AC分量信号610和第二脉搏波AC分量信号620。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力630检测接触压力减小时间段670,并可提取接触压力减小时间段670中的第一脉搏波AC分量信号640和第二脉搏波AC分量信号650。

[0092] 特征点提取器210可提取第一脉搏波AC分量信号640的谷点g和第二脉搏波AC分量信号650的谷点h作为脉搏波特征点。

[0093] 心血管特性值提取器220可提取与第一脉搏波AC分量信号640的谷点g对应的时刻T15和时刻T15时的接触压力P15,以及与第二脉搏波AC分量信号650的谷点h对应的时刻T16和时刻T16时的接触压力P16,并且可提取通过  $(P15-P16)/(T15-T16)$  或  $|P15-P16|/|T15-T16|$  获得的值作为心血管特性值。

[0094] 图7是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图7中,参考标号710表示第一脉搏波DC分量信号;参考标号720表示第二脉搏波DC分量信号;参考标号730表示接触压力信号;参考标号740表示接触压力增大时间段770中的DC分量差分信号;参考标号750表示接触压力增大时间段770中的微分的DC分量差分信号;参考标号760表示接触压力增大时间段770中的接触压力信号,其与DC分量差分信号740和微分的DC分量差分信号750时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0095] 参照图2和图7,特征点提取器210可通过将低通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波DC分量信号710和第二脉搏波DC分量信号720。此外,特征点提取器210可通过从接触压力增大时间段770中的第一脉搏波DC分量信号710减去接触压力增大时间段770中的第二脉搏波DC分量信号720来产生DC分量差分信号740,并可通过对DC分量差分信号进行微分来产生微分的DC分量差分信号750。

[0096] 特征点提取器210可提取DC分量差分信号740的峰点i和微分的DC分量差分信号750的峰点j作为脉搏波特征点。

[0097] 心血管特性值提取器220可提取与DC分量差分信号740的峰点i对应的时刻T17和时刻T17时的接触压力P17,以及与微分的DC分量差分信号750的峰点j对应的时刻T19和时刻T19时的接触压力P19,并可提取通过  $(P17-P19)/(T17-T19)$  或  $|P17-P19|/|T17-T19|$  获得的值作为心血管特性值。

[0098] 图8是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图8中,参考标号810表示第一脉搏波DC分量信号;参考标号820表示第二脉搏波DC分量信号;参考标号830表示接触压力信号。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0099] 参照图2和图8,特征点提取器210可通过将低通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波DC分量信号810和第二脉搏波DC分量信号820。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力830检测接触压力增大时间段870和接触压力减小时间段880。此外,特征点提取器210可提取以下项作为脉搏波特征点:接触压力增大时间段870中的第一脉搏波DC分量信号810的最大改变的点和第二脉搏波DC分量信号820的最大改变的点;接触压力减小时间段880中的第一脉搏波DC分量信号810的最大改变的点和第二脉

搏波DC分量信号820的最大改变的点。例如,特征点提取器210可通过对接触压力转变时间段870和接触压力转变时间段880中的第一脉搏波DC分量信号810和第二脉搏波DC分量信号820进行微分,来产生接触压力转变时间段870和接触压力转变时间段880中的微分的第一脉搏波DC分量信号和微分的第二脉搏波DC分量信号。然后,特征点提取器210可提取以下项作为脉搏波特征点:接触压力增大时间段870中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点和微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点;接触压力减小时间段880中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点和微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点。

[0100] 心血管特性值提取器220可提取以下项作为心血管特性值:接触压力增大时间段870中的第一脉搏波DC分量信号810的负的最大改变的点处的梯度A9(接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点的幅度);接触压力减小时间段880中的第一脉搏波DC分量信号810的正的最大改变的点处的梯度A11(接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点的幅度);接触压力增大时间段870中的第二脉搏波DC分量信号820的负的最大改变的点处的梯度A10(接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点的幅度);接触压力减小时间段880中的第二脉搏波DC分量信号820的正的最大改变的点处的梯度A12(接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点的幅度);接触压力增大时间段870中的接触压力的正的最大改变的点的梯度Pgmax;接触压力减小时间段880中的接触压力的负的最大改变的点的梯度Pgmin。此外,心血管特性值提取器220可提取通过  $(A9-A10)/Pgmax$ 、 $(|A9|-|A10|)/Pgmax$ 、 $|A9-A10|/Pgmax$ 或 $||A9|-|A10||/Pgmax$ 获得的值作为心血管特性值。此外,心血管特性值提取器220可提取通过  $(A11-A12)/Pgmin$ 、 $(|A11|-|A12|)/Pgmin$ 、 $|A11-A12|/Pgmin$ 或 $||A11|-|A12||/Pgmin$ 获得的值作为心血管特性值。

[0101] 图9是示出根据另一示例性实施例的脉搏波特征点和心血管特性值的示图。在图9中,参考标号910表示第一脉搏波DC分量信号;参考标号920表示第二脉搏波DC分量信号;参考标号930表示接触压力信号;参考标号940表示接触压力减小时间段980中的第一脉搏波DC分量信号;参考标号950表示接触压力减小时间段980中的第二脉搏波DC分量信号;参考标号960表示接触压力减小时间段980中的DC分量差分信号;参考标号970表示接触压力减小时间段980中的接触压力信号,其与第一脉搏波DC分量信号940、第二脉搏波DC分量信号950和DC分量差分信号960时间对准。此外,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可以是在对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大然后减小时(例如,在用户使用手指触摸脉搏波测量器然后将手指从脉搏波测量器拿开的时间段期间)测量的信号。

[0102] 参照图2和图9,特征点提取器210可通过将低通滤波器应用于第一脉搏波信号和第二脉搏波信号来产生第一脉搏波DC分量信号910和第二脉搏波DC分量信号920。此外,特征点提取器210可基于测量的接触压力930检测接触压力减小时间段980;并可通过从接触压力减小时间段980中的第一脉搏波DC分量信号940减去接触压力减小时间段980中的第二脉搏波DC分量信号950来产生DC分量差分信号960。

[0103] 特征点提取器210可提取以下项作为脉搏波特征点:第一脉搏波DC分量信号940的峰点k和谷点l,第二脉搏波DC分量信号950的峰点m和谷点n,以及DC分量差分信号960的峰点o和谷点p。

[0104] 心血管特性值提取器220可提取接触压力减小时间段980中的以下项作为心血管

特性值:与第一脉搏波DC分量信号940的峰点k对应的时刻T6;与第一脉搏波DC分量信号940的谷点l对应的时刻T5;与第二脉搏波DC分量信号950的峰点m对应的时刻T8;与第二脉搏波DC分量信号950的谷点n对应的时刻T7;与DC分量差分信号960的峰点o对应的时刻T21;与DC分量差分信号960的谷点p对应的时刻T20;接触压力开始下降时的时刻T24;接触压力的最大改变点的梯度Pgmin。此外,心血管特性值提取器220可提取以下值:通过 $(T6-T5)/Pgmin$ 获得的值、通过 $(T8-T7)/Pgmin$ 获得的值、通过 $(T21-T20)/Pgmin$ 获得的值、通过 $(T6-T24)/Pgmin$ 获得的值、通过 $(T8-T24)/Pgmin$ 获得的值、通过 $(T21-T24)/Pgmin$ 获得的值等。

[0105] 图10是示出根据另一示例性实施例的处理器框图。图10的处理器1000可以是图1的处理器130的另一示例。

[0106] 参照图10,处理器200包括特征点提取器210、心血管特性值提取器220、心血管信息估计器230、引导信息生成器1010和模型生成器1020。这里,上面参照图2描述了特征点提取器210、心血管特性值提取器220和心血管信息估计器230,从而其详细描述将被省略。

[0107] 引导信息生成器1010可产生用于引导用户增大或减小接触压力的引导信息。

[0108] 模型生成器1020可产生表示心血管特性值与心血管信息之间的相关性的心血管信息估计模型240。具体地讲,心血管信息估计模型240可以以数学算法、表格等的形式产生,以从心血管特性值估计心血管信息。在图10中,心血管信息估计模型240被示为存储在处理器200中,但是本示例性实施例不限于此。例如,心血管信息估计模型240可被存储在与处理器200分开设置的存储器上。

[0109] 在一个示例性实施例中,模型生成器1020可收集与心血管特性值和与其对应的心血管信息相关的学习数据,并且可使用收集的学习数据通过回归分析或通过机器学习来产生心血管信息估计模型。在这种情况下,回归分析算法的示例可包括简单线性回归、多元线性回归、逻辑回归、比例Cox回归等。机器学习的示例可包括:人工神经网络、决策树、遗传算法、遗传编程、K-最近邻、径向基函数网络、随机森林、支持向量机、深度学习等。

[0110] 图11是示出当用于估计心血管信息的设备嵌入在蜂窝电话、智能电话、平板PC、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航仪、MP3播放器、数码相机等中时产生的引导信息的示例的示意图。

[0111] 参照图11,引导信息可提示用户执行下面的两个步骤:第一步,通过使用手指快速地触摸传感器来增大对象与脉搏波测量器之间的接触压力;第二步,通过快速地释放传感器上的手指压力来减小对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0112] 图12是示出当用于估计心血管信息的设备嵌入在腕式可穿戴装置中时产生的引导信息的另一示例的示意图。

[0113] 参照图12,引导信息可提示用户执行下面的两个步骤:第一步,在佩戴腕式可穿戴装置的同时,通过快速地握紧拳头来增大对象与脉搏波测量器之间的接触压力;第二步,在佩戴腕式可穿戴装置的同时,通过在握紧拳头后快速地张开手来减小对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0114] 图13是示出用于估计心血管信息的设备的另一示例的框图。图13的用于估计心血管信息的设备1300可嵌入在电子装置中。在这种情况下,电子装置的示例可包括:蜂窝电话、智能电话、平板PC、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航仪、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等;可穿戴装置的示例可包括:手表式可穿戴装置、

腕带式可穿戴装置、戒指式可穿戴装置、腰带式可穿戴装置、项链式可穿戴装置、踝带式可穿戴装置、大腿带式可穿戴装置、前臂带式可穿戴装置等。然而,电子装置不限于此,可穿戴装置也不限于此。

[0115] 参照图13,用于估计心血管信息的设备1300包括:脉搏波测量器110、接触压力测量器120、处理器130、输入接口1310、存储接口1320、通信接口1330,输出接口1340和致动器1350。这里,上面参照图1至图12描述了脉搏波测量器110、接触压力测量器120和处理器130,从而其详细描述将被省略。

[0116] 输入接口1310可从用户接收各种操作信号的输入。在一个示例性实施例中,输入接口1310可包括键盘、圆顶开关、触摸板(静态压力/电容)、滚轮、滚轮开关、硬件(H/W)按钮等。特别地,使用显示器形成层结构的触摸板可被称为触摸屏。

[0117] 存储接口1320可存储用于估计心血管信息的设备1300的操作的程序或命令,并且可存储输入到用于估计心血管信息的设备1300的数据和从用于估计心血管信息的设备1300输出的数据。此外,存储接口1320可存储如下项:由脉搏波测量器110测量的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号、由接触压力测量器120测量的接触压力、由处理器130提取的脉搏波特征点和心血管特性值、由处理器130估计的心血管信息、由处理器130产生的引导信息、心血管信息估计模型等。

[0118] 存储接口1320可包括以下存储介质中的至少一种存储介质: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、磁盘和光盘等。此外,用于估计心血管信息的设备1300可操作在因特网上执行存储接口1320的存储功能的外部存储介质,诸如,网络存储等。

[0119] 通信接口1330可与外部装置执行通信。例如,通信接口1330可向外部装置发送如下数据:由用户通过输入接口1310输入的数据、由脉搏波测量器110测量的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号、由接触压力测量器120测量的接触压力、由处理器130提取的脉搏波特征点和心血管特性值、由处理器130估计的心血管信息、由处理器130产生的引导信息、心血管信息估计模型等,或者通信器1330可从外部装置接收用于估计心血管信息的各种数据。

[0120] 具体地讲,外部装置可以是医疗装备、用于打印结果的打印机或者用于显示结果的显示器,其中,医疗装备使用如下项:由脉搏波测量器110测量的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号、由接触压力测量器120测量的接触压力、由处理器130提取的脉搏波特征点和心血管特性值、由处理器130估计的心血管信息、由处理器130产生的引导信息、心血管信息估计模型等。此外,外部装置可以是数字TV、台式计算机、蜂窝电话、智能电话、平板PC、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航仪、MP3播放器、数字相机以及可穿戴装置等,但是不限于此。

[0121] 通信接口1330可通过使用如下项与外部装置通信:蓝牙通信、蓝牙低功耗(BLE)通信、近场通信(NFC)、WLAN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、3G通信、4G通信和5G通信等。然而,这仅是示例性的,并不意图限制。

[0122] 输出接口1340可输出如下项:由脉搏波测量器110测量的第一脉搏波信号和第二

脉搏波信号、由接触压力测量器120测量的接触压力、由处理器130提取的脉搏波特征点和心血管特性值、由处理器130估计的心血管信息、由处理器130产生的引导信息、心血管信息估计模型等。在一个示例性实施例中,输出接口1340可通过使用声学方法、视觉方法和触觉方法中的至少一种来输出如下项:由脉搏波测量器110测量的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号、由接触压力测量器120测量的接触压力、由处理器130提取的脉搏波特征点和心血管特性值、由处理器130估计的心血管信息、由处理器130产生的引导信息、心血管信息估计模型等。为此,输出接口1340可包括显示器、扬声器、振动器等。

[0123] 致动器1350可控制对象与脉搏波测量器110之间的接触压力。例如,致动器1350可将对象与脉搏波测量器110之间的接触压力增大到预定水平,并且在将接触压力保持在该水平达预定时间段之后,致动器1350可减小接触压力。

[0124] 图14是示出估计心血管信息的方法的示例的流程图。图14的估计心血管信息的方法可由图1的用于估计心血管信息的设备100来执行。

[0125] 参照图1和图14,用于估计心血管信息的设备100可在操作1410中通过使用不同波长的光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。例如,用于估计心血管信息的设备100可将不同波长的光发射到对象上,并可通过接收从对象反射或散射的光来测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。第一脉搏波信号和第二脉搏波信号可分别具有彼此不同的第一波段和第二波段。第一波段可以与第二波段部分重叠,或者可以与第二波段分开。

[0126] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1420中测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力。在一个示例性实施例中,用于估计心血管信息的设备100可通过使用如下项来测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力:力传感器、压力传感器、加速度传感器、压电薄膜、负荷传感器(load cell)、无线电探测器、血管容积图(PPG)传感器等。

[0127] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1430中基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力提取心血管特性值,并且可在操作1440中基于提取的心血管特性值来估计心血管信息。在这种情况下,心血管特性可表示与期望估计的心血管信息相关联的特性,心血管信息可包括:血压、血管年龄、动脉僵硬、心输出量、血管顺应性、血糖、血液甘油三酯、外周血管阻力等。

[0128] 图15是示出根据示例性实施例的提取心血管特性值的方法的流程图。提取心血管特性值的方法可以是图14的1430中的提取心血管特性值的方法的示例。

[0129] 参照图1和图15,用于估计心血管信息的设备100可在操作1510中基于接触压力检测接触压力转变时间段。接触压力转变时间段可包括接触压力增大时间段和接触压力减小时间段。

[0130] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1520中基于接触压力转变时间段中的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号提取至少一个脉搏波特征点。例如,用于估计心血管信息的设备100可提取以下项作为脉搏波特征点:接触压力转变时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的DC分量差分信号的谷点和峰点、接触压力转变时间段中的微分的DC

分量差分信号的谷点和峰点等。

[0131] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1530中基于提取的至少一个脉搏波特征点来提取心血管特性值。在一个示例性实施例中,用于估计心血管信息的设备100可通过使用与提取的至少一个脉搏波特征点对应的脉搏波特性值、接触压力值等来提取心血管特性值。例如,用于估计心血管信息的设备100可通过基于以下项中的至少一个(例如,对以下项中的至少一个进行线性或非线性组合)来提取心血管特性值:T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12、T13、T14、T15、T16、T17、T18、T19、T20、T21、T22、T23、T24、A1、A2、A3、A4、A5、A6、A7、A8、A9、A10、A11、A12、A13、A14、A15、A16、A17、A18、A19、A20、A21、A22、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9、P10、P11、P12、P13、P14、P15、P16、P17、P18、P19、P20、P21、P22、P23、P24、Pgmax和Pgmin。这里,T1表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T2表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T3表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T4表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T5表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T6表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T7表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T8表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T9表示接触压力增大时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T10表示接触压力增大时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的谷点的时刻;T11表示接触压力减小时间段中的微分的第一脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T12表示接触压力减小时间段中的微分的第二脉搏波DC分量信号的峰点的时刻;T13表示接触压力增大时间段中的第一脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T14表示接触压力增大时间段中的第二脉搏波AC分量信号的峰点的时刻;T15表示接触压力减小时间段中的第一脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T16表示接触压力减小时间段中的第二脉搏波AC分量信号的谷点的时刻;T17表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T18表示接触压力增大时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T19表示接触压力增大时间段中的微分的DC分量差分信号的峰点的时刻;T20表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的谷点的时刻;T21表示接触压力减小时间段中的DC分量差分信号的峰点的时刻;T22表示接触压力减小时间段中的微分的DC分量差分信号的谷点的时刻;T23表示当接触压力开始增大的时刻;T24表示当接触压力开始减小的时刻;A1表示T1时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A2表示T2时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A3表示T3时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A4表示T4时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A5表示T5时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A6表示T6时的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A7表示T7时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A8表示T8时的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A9表示T9时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A10表示T10时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A11表示T11时的微分的第一脉搏波DC分量信号的幅度;A12表示T12时的微分的第二脉搏波DC分量信号的幅度;A13表示T13时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A14表示T14时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A15表示T15时的第一脉搏波AC分量信号的幅度;A16表示T16时的第二脉搏波AC分量信号的幅度;A17表示T17时的DC分量差分信号的幅度;A18表示T18时的DC分量差分信号的幅度;A19表示T19时的微分的DC分量差分信号的幅度;A20表示T20时的DC分量差分信号的幅度;A21表示T21时的DC分量差分信号的幅度;A22

表示T22时的微分的DC分量差分信号的幅度;P1表示T1时的接触压力大小;P2表示T2时的接触压力大小;P3表示T3时的接触压力大小;P4表示T4时的接触压力大小;P5表示T5时的接触压力大小;P6表示T6时的接触压力大小;P7表示T7时的接触压力大小;P8表示T8时的接触压力大小;P9表示T9时的接触压力大小;P10表示T10时的接触压力大小;P11表示T11时的接触压力大小;P12表示T12时的接触压力大小;P13表示T13时的接触压力大小;P14表示T14时的接触压力大小;P15表示T15时的接触压力大小;P16表示T16时的接触压力大小;P17表示T17时的接触压力大小;P18表示T18时的接触压力大小;P19表示T19时的接触压力大小;P20表示T20时的接触压力大小;P21表示T21时的接触压力大小;P22表示T22时的接触压力大小;P23表示T23时的接触压力大小;P24表示T24时的接触压力大小;Pgmax表示接触压力增大时间段中的接触压力梯度的最大值;Pgmin表示接触压力减小时间段中的接触压力梯度的最小值。

[0132] 图16是示出根据另一示例性实施例的估计心血管信息的方法的流程图。图16的估计心血管信息的方法可由图1的用于估计心血管信息的设备100来执行。

[0133] 参照图1和图16,用于估计心血管信息的设备100可在操作1610中产生并输出用于引导用户增大或减小接触压力的引导信息。例如,用于估计心血管信息的设备100可产生图11和图12中所示的引导信息。

[0134] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1620中通过使用不同波长的光从对象测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号,并且可在操作1630中测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0135] 用于估计心血管信息的设备100可在操作1640中基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力提取心血管特性值,并且可在操作1650中基于提取的心血管特性值来估计心血管信息。

[0136] 图17是示出根据另一示例性实施例的估计心血管信息的方法的流程图。图17的估计心血管信息的方法可由图13的用于估计心血管信息的设备1300来执行。

[0137] 参照图13和图17,用于估计心血管信息的设备1300可在操作1710中通过使用致动器来控制对象与脉搏波测量器之间的接触压力。例如,用于估计心血管信息的设备1300可将对象与脉搏波测量器之间的接触压力增大到预定水平,并且在将接触压力保持在该水平达预定时间段之后,用于估计心血管信息的设备1300可减小接触压力。

[0138] 用于估计心血管信息的设备1300可在操作1720中通过使用不同波长的光从对象测量第一脉搏波信号和第二脉搏波信号,并且可在操作1730中测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力。

[0139] 用于估计心血管信息的设备1300可在操作1740中基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力提取心血管特性值,并且可在操作1750中基于提取的心血管特性值来估计心血管信息。

[0140] 图18是根据另一示例性实施例的腕式可穿戴装置的立体图。

[0141] 参照图18,腕式可穿戴装置1800包括绑带(strap)1810和主体1820。

[0142] 绑带1810可形成为柔性的带。然而,这仅是示例性的,绑带1810不限于此。也就是说,绑带1810可设置有可弯曲以环绕用户的腕部的各种绑带构件。

[0143] 主体1820可包括用于估计心血管信息的上述的设备100和1300。此外,主体1820可

包括向腕式可穿戴装置1800和用于估计心血管信息的设备100和1300供电的电池。

[0144] 腕式可穿戴装置1800还可包括安装在主体1820中的输入接口1821和显示器1822。输入接口1821可从用户接收各种操作信号的输入。显示器1822可显示由腕式可穿戴装置1800和用于估计心血管信息的设备100和1300处理的数据、处理结果数据等。

[0145] 此外,主体1820还可包括用于控制脉搏波测量器与对象之间的接触压力的致动器。致动器可通过调节绑带1810的长度来控制脉搏波测量器与对象之间的接触压力。

[0146] 虽然不限于此,但是示例性实施例可被实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在之后可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、软盘以及光学数据存储装置。计算机可读记录介质还可分布于联网的计算机系统上,使得计算机可读代码以分布式的方式存储并执行。此外,示例性实施例可被编写为通过计算机可读传输介质(诸如,载波)传输的计算机程序,并且在执行程序时通用数字计算机或专用数字计算机中被接收和实现。此外,应理解,在示例性实施例中,上述的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,并且可执行存储在计算机可读介质中的计算机程序。

[0147] 前述示例性实施例仅是示例性的,并且不将被解释为限制性的。本教导可被容易地应用于其他类型的设备。此外,示例性实施例的描述意图是说明性的,而不限制权利要求的范围,许多替代物、修改和变化对本领域的技术人员来说将是清楚的。

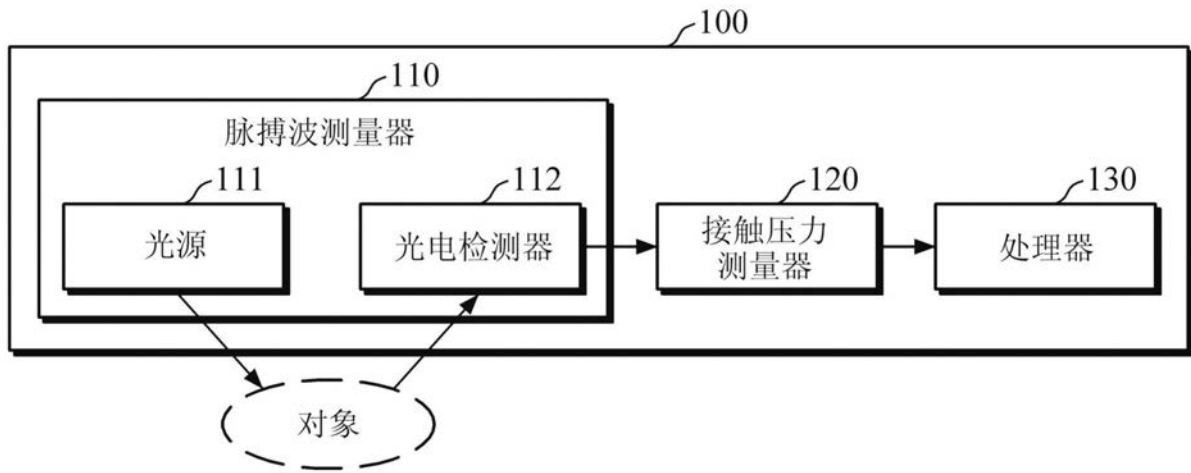


图1

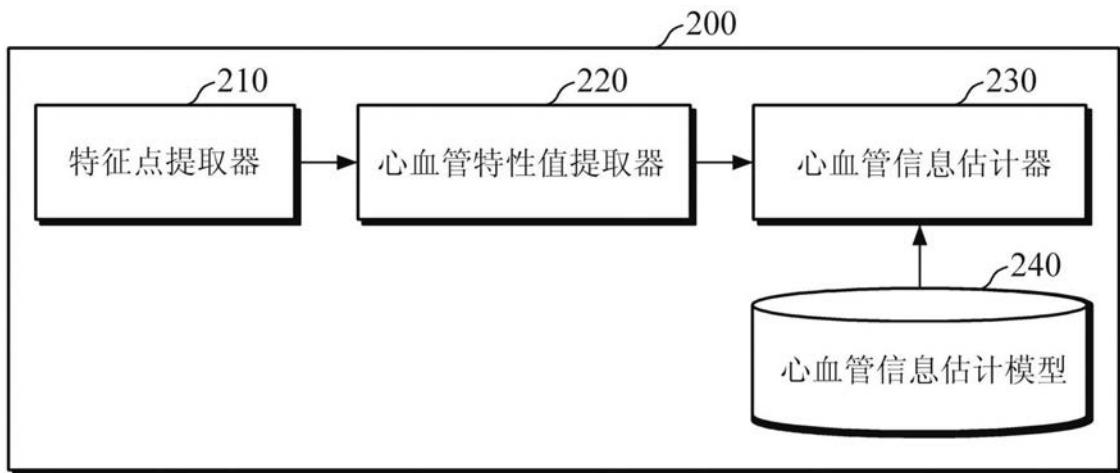


图2

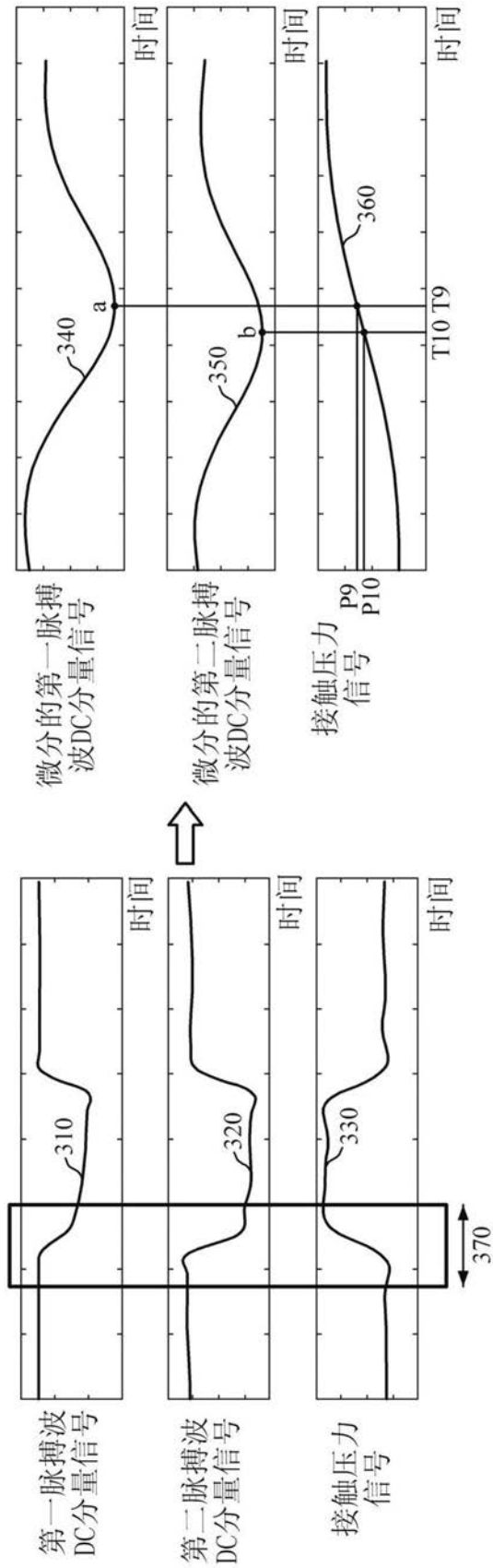


图3

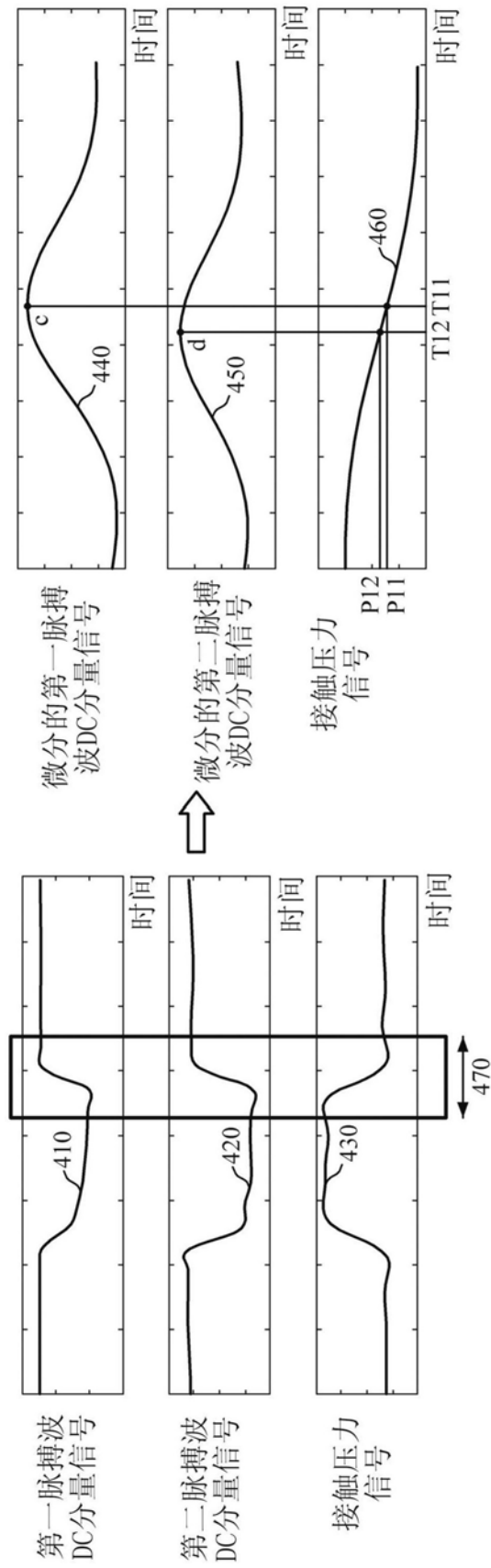


图4

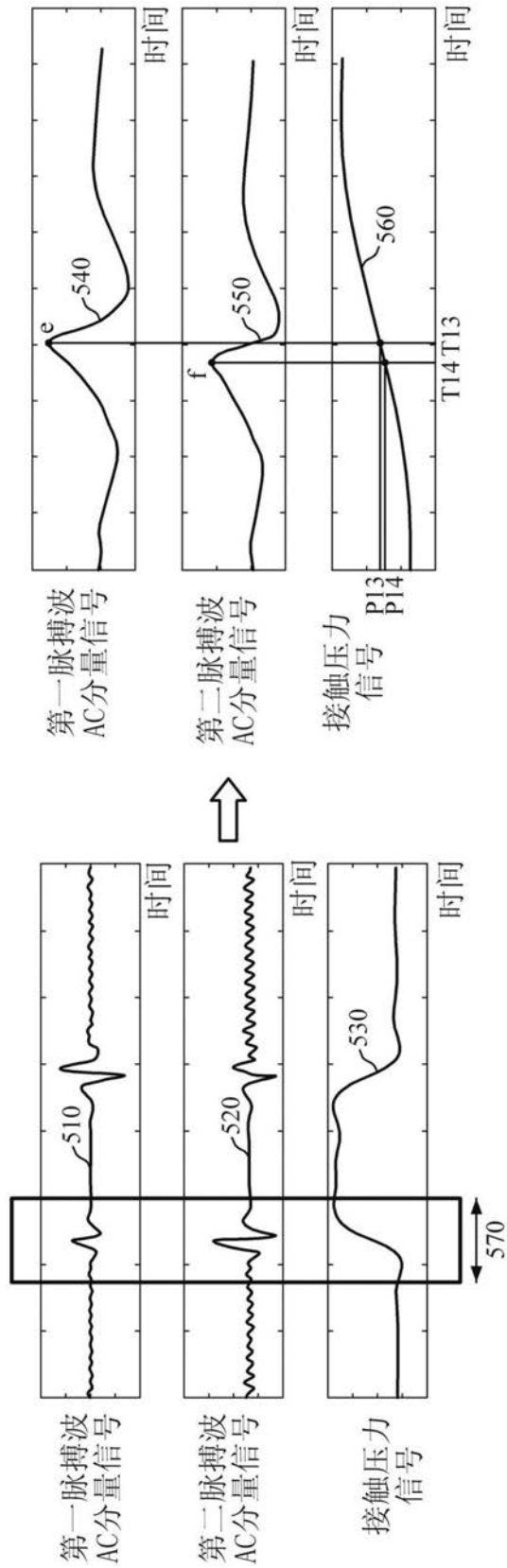


图5

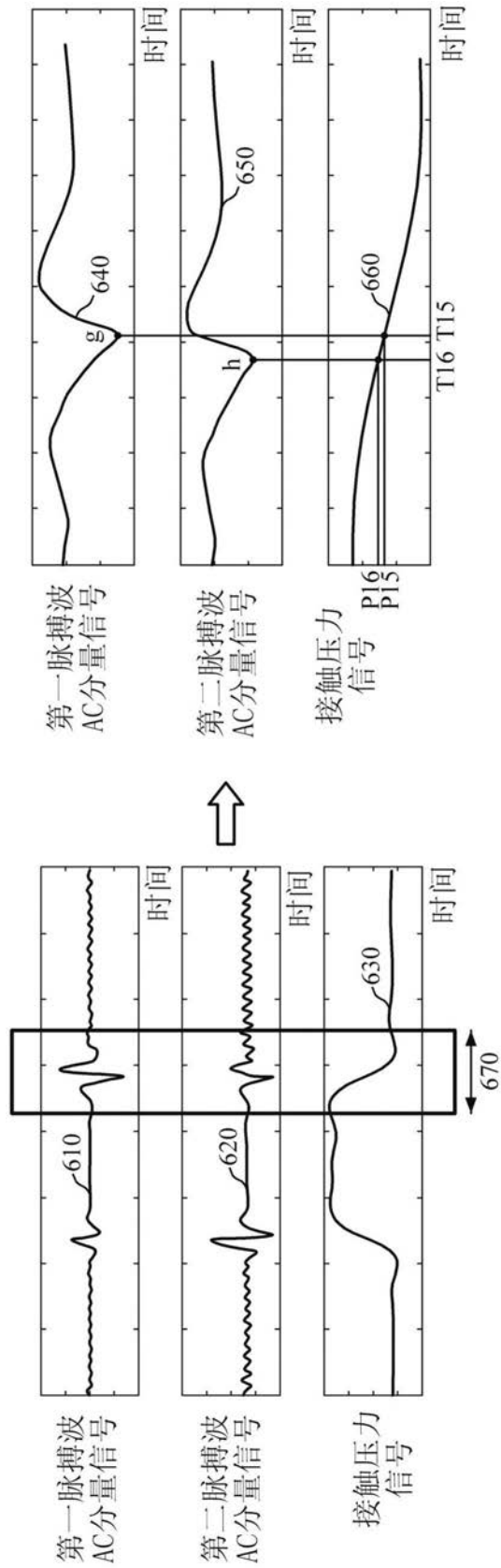


图6

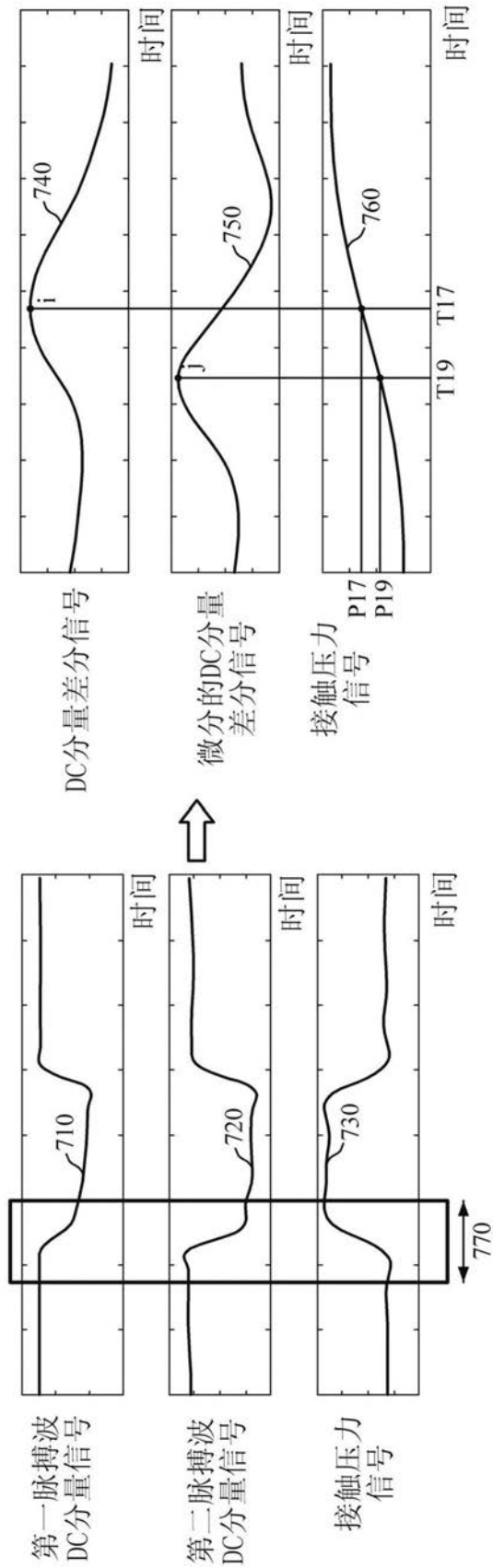


图7

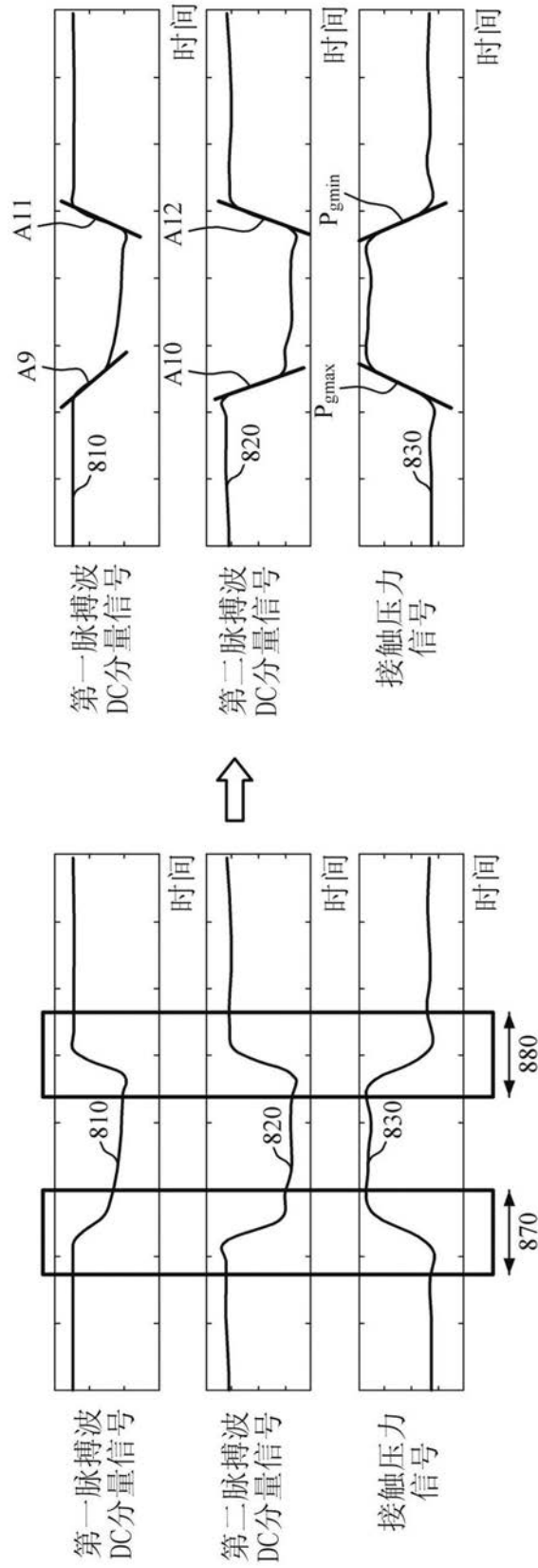


图8

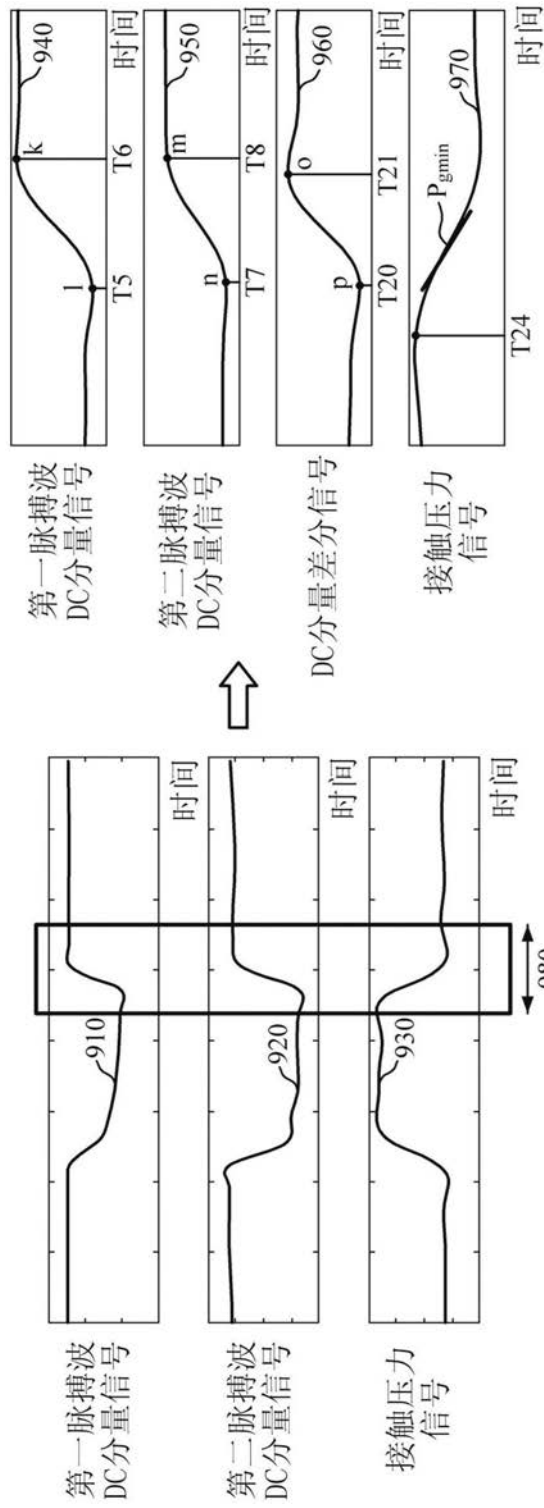


图9

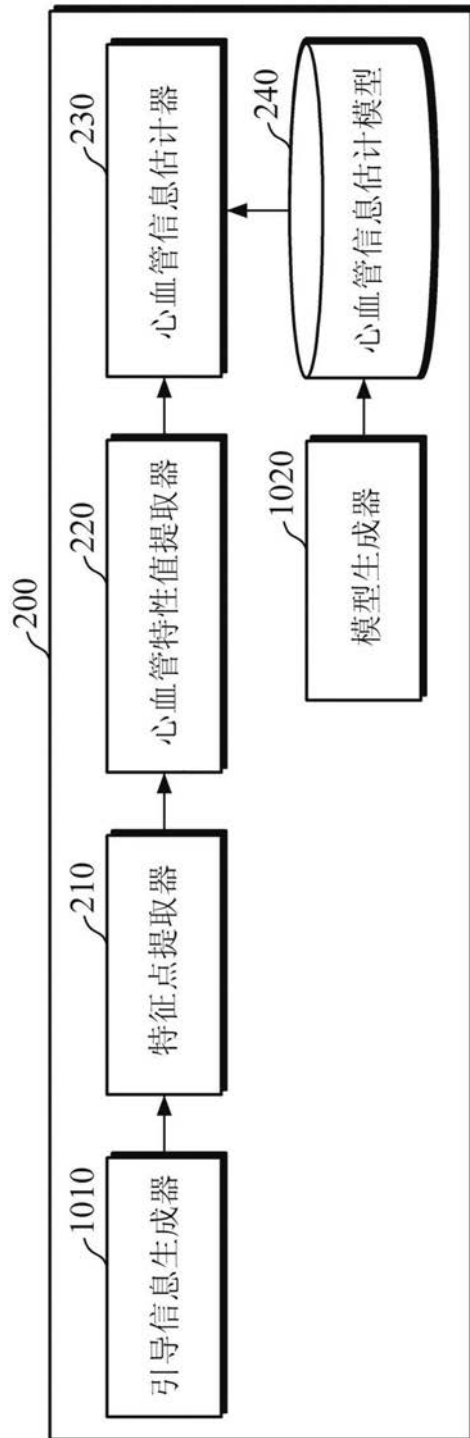


图10

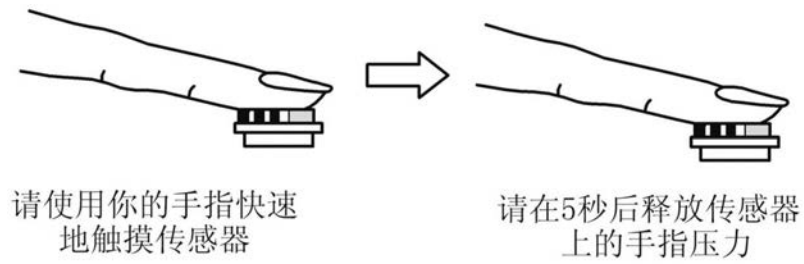


图11

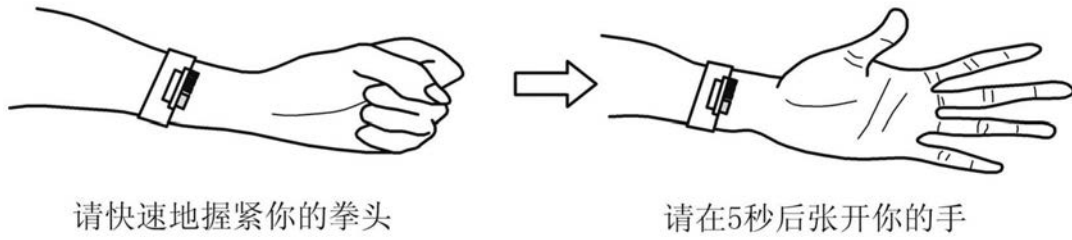


图12

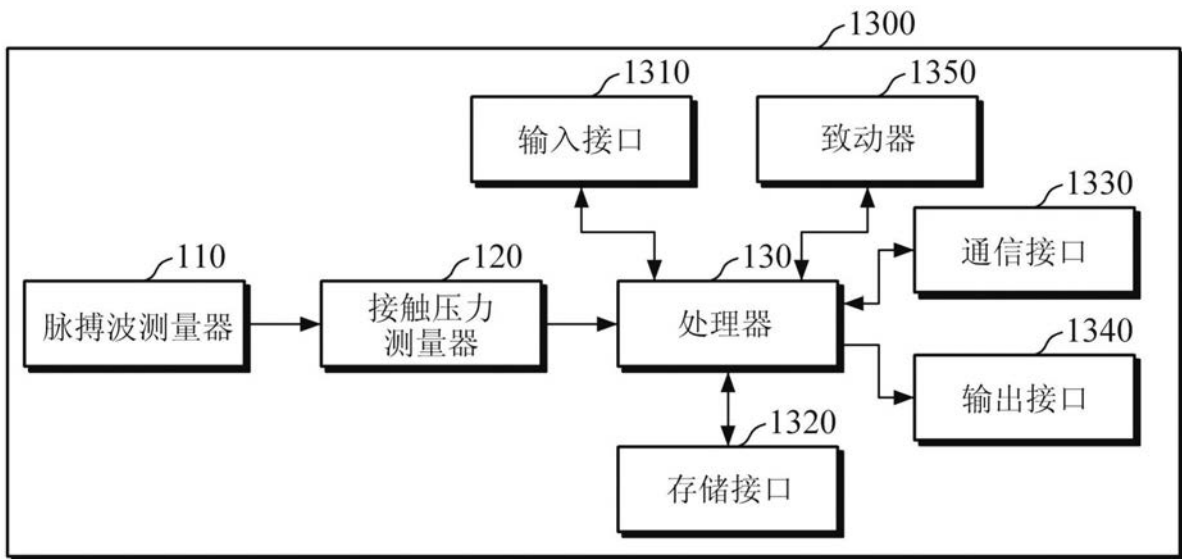


图13

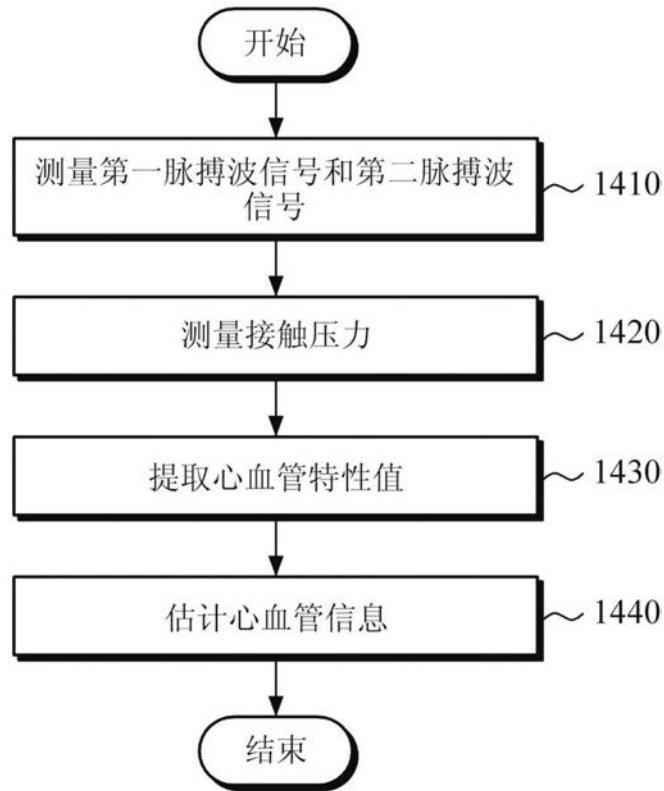


图14

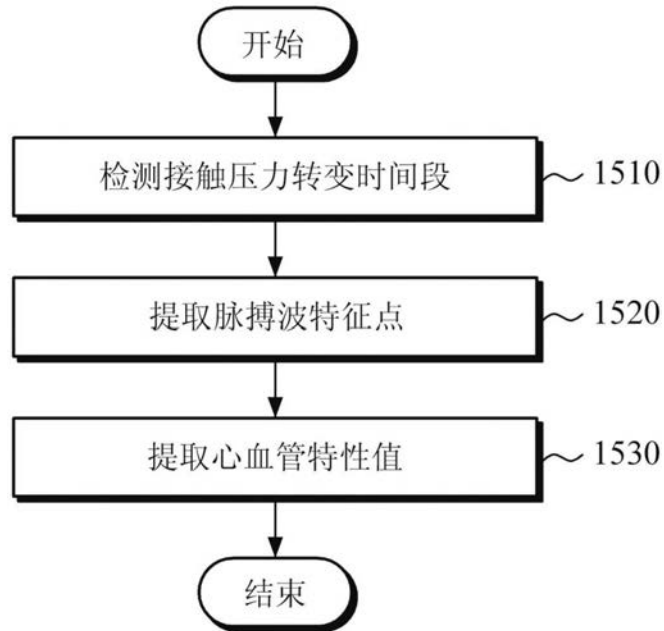


图15

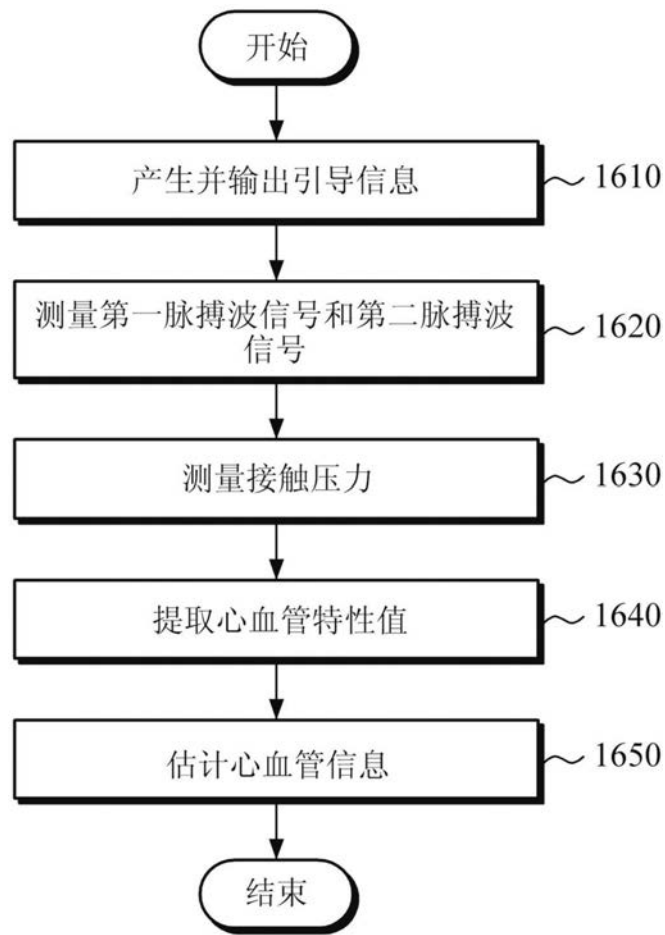


图16

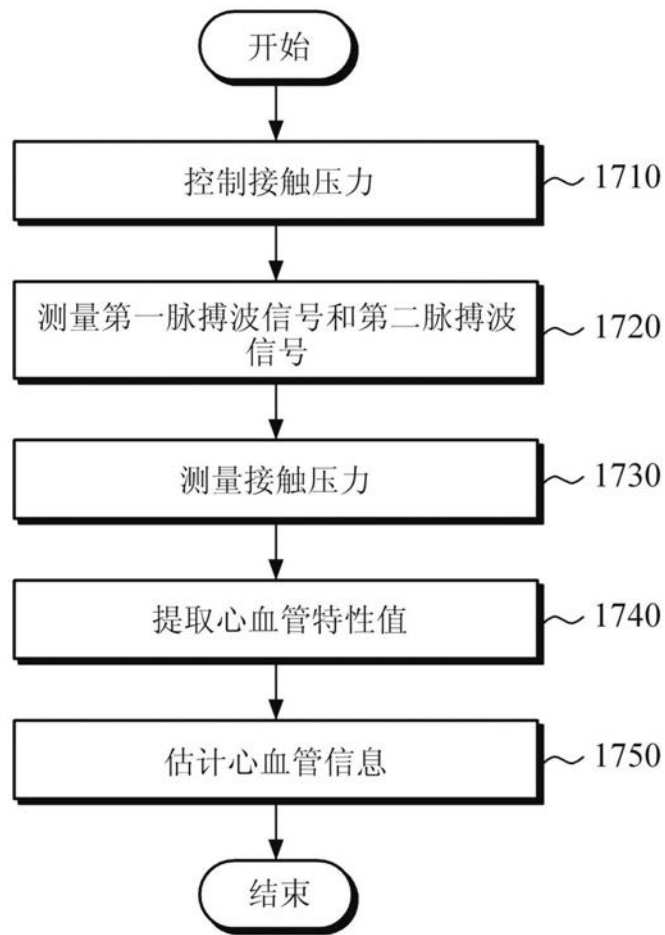


图17

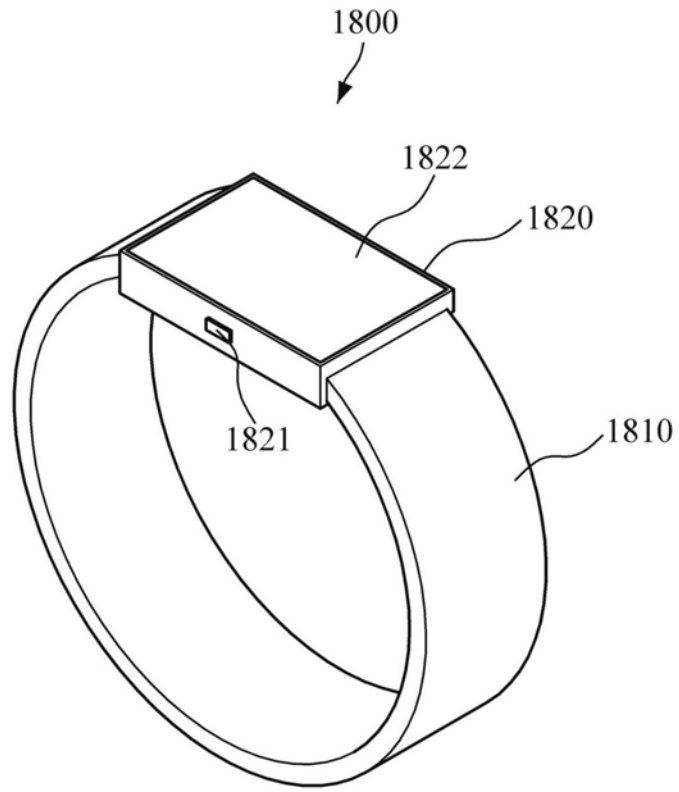


图18

专利名称(译)	用于估计心血管信息的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109674461A</a>	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201811208893.3	申请日	2018-10-17
[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	姜在珉 权用柱 卢承佑 朴商纶		
发明人	姜在珉 权用柱 卢承佑 朴商纶		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7278 A61B5/02007 A61B5/02108 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/022 A61B5/02416 A61B5/0261 A61B5/029 A61B5/14532 A61B5/681 A61B5/6831 A61B5/6843 A61B2562/0219 A61B2562/0247 A61B2562/0252 G16H10/00 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/50 A61B5/0225 A61B5/02141		
代理人(译)	姜长星		
优先权	1020170135384 2017-10-18 KR 1020180111192 2018-09-18 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开一种用于估计心血管信息的设备和方法。用于估计心血管信息的设备包括：主体；绑带，连接到主体并形成成为柔性的以环绕对象，其中，主体可包括：脉搏波测量器，被配置为通过使用第一波长的第一光从对象测量第一脉搏波信号并通过使用第二波长的第二光从对象测量第二脉搏波信号，第一波长不同于第二波长；接触压力测量器，被配置为测量对象与脉搏波测量器之间的接触压力；处理器，被配置为基于第一脉搏波信号、第二脉搏波信号和接触压力的改变提取心血管特性值，并基于提取的心血管特性值估计心血管信息。

