



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109674456 A

(43)申请公布日 2019.04.26

(21)申请号 201811213374.6

A61B 5/0488(2006.01)

(22)申请日 2018.10.18

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

10-2017-0135399 2017.10.18 KR

10-2018-0076434 2018.07.02 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 权义根 具允书 卢承佑 朴昌淳

尹胜槿 张大根

(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 史泉 张川绪

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

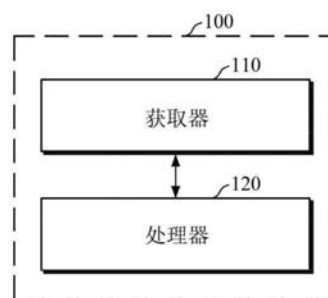
权利要求书4页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

血压估计设备和方法以及可穿戴装置

(57)摘要

公开一种血压估计设备和方法以及可穿戴装置。所述血压估计设备包括：传感器，被配置为获得对象的生物信号；处理器，被配置为：基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征，并基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势和第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压，第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。



1. 一种血压估计设备,包括:  
传感器,被配置为获得对象的生物信号;  
处理器,被配置为:基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征,并基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压,第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。
2. 根据权利要求1所述的血压估计设备,其中,生物信号包括以下中的至少一个:光电容积描记PPG信号、心电图ECG信号、肌电图EMG信号、心冲击图BCG信号。
3. 根据权利要求2所述的血压估计设备,其中,传感器包括:被配置为获得生物信号的多个传感器。
4. 根据权利要求1所述的血压估计设备,还包括:通信器,被配置为从外部装置接收生物信号。
5. 根据权利要求1所述的血压估计设备,其中,第一心血管特征是心输出量,第二心血管特征是总外周阻力。
6. 根据权利要求1所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:基于特征点提取第一心血管特征和第二心血管特征,特征点包括以下中的至少一个:心率信息、生物信号的波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号的波形的面积、生物信号的经过时间、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息、以及两个或更多个特征点之间的内部分界点。
7. 根据权利要求1所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征的第二变化趋势来独立地估计收缩压SBP和舒张压DBP。
8. 根据权利要求7所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:将第一心血管特征缩放为第三心血管特征,将第二心血管特征缩放为第四心血管特征,其中,处理器还被配置为基于第三心血管特征估计SBP,基于第四心血管特征估计DBP。
9. 根据权利要求8所述的血压估计设备,其中,第一心血管特征是心输出量,第二心血管特征是总外周阻力。
10. 根据权利要求9所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为将心输出量缩放为第一心输出量和第二心输出量,将总外周阻力缩放为第一总外周阻力和第二总外周阻力,  
其中,处理器还被配置为:通过线性组合第一心输出量和第一总外周阻力估计SBP,通过线性组合第二心输出量和第二总外周阻力估计DBP。
11. 根据权利要求10所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:线性地组合在将第一权重和第二权重分别施加到第一心输出量和第一总外周阻力后的第一心输出量和第一总外周阻力;  
线性地组合在将第三权重和第四权重分别施加到第二心输出量和第二总外周阻力后的第二心输出量和第二总外周阻力。
12. 根据权利要求10所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:  
通过将预定的第一比例因数应用于第一心输出量和第一总外周阻力的线性组合的结果来估计SBP;  
通过将预定的第二比例因数应用于第二心输出量和第二总外周阻力的线性组合的结果来估计DBP。

果来估计DBP。

13. 根据权利要求10所述的血压估计设备,其中,处理器还被配置为:基于第一变化趋势和第二变化趋势来分别确定心输出量的缩放程度和总外周阻力的缩放程度。

14. 根据权利要求13所述的血压估计设备,其中,基于第一变化趋势是增长的趋势,处理器还被配置为:相比于第一心输出量的增长的速度,维持或减小第二心输出量的增长的速度。

15. 根据权利要求13所述的血压估计设备,其中,基于第二变化趋势是下降的趋势,处理器还被配置为:相比于第一总外周阻力的下降的速度,维持或增大第二总外周阻力的下降的速度。

16. 根据权利要求1所述的血压估计设备,还包括:输出电路,被配置为输出处理器的血压估计结果。

17. 一种血压估计方法,包括:

获得对象的生物信号;

基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征;

基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压,第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

18. 根据权利要求17所述的血压估计方法,其中,生物信号包括以下中的至少一个:光电容积描记PPG信号、心电图ECG信号、肌电图EMG信号、心冲击图BCG信号。

19. 根据权利要求17所述的血压估计方法,其中,第一心血管特征是心输出量,第二心血管特征是总外周阻力。

20. 根据权利要求19所述的血压估计方法,其中,提取第一心血管特征和第二心血管特征的步骤包括:基于特征点提取第一心血管特征和第二心血管特征,特征点包括以下中的至少一个:心率信息、生物信号的波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号的波形的面积、生物信号的经过时间、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息、以及至少两个特征点之间的内部分界点。

21. 根据权利要求19所述的血压估计方法,其中,估计血压的步骤包括:基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征的第二变化趋势来独立地估计收缩压SBP和舒张压DBP。

22. 根据权利要求21所述的血压估计方法,还包括:将心输出量缩放为第一心输出量和第二心输出量,将总外周阻力缩放为第一总外周阻力和第二总外周阻力,

其中,估计血压的步骤包括:通过线性组合第一心输出量和第一总外周阻力来估计SBP,通过线性组合第二心输出量和第二总外周阻力来估计DBP。

23. 根据权利要求22所述的血压估计方法,其中,缩放心输出量和总外周阻力的步骤包括:基于第一变化趋势和第二变化趋势来分别确定心输出量的缩放程度和总外周阻力的缩放程度。

24. 根据权利要求23所述的血压估计方法,其中,基于第一变化趋势是增长的趋势,缩放的步骤包括:相比于第一心输出量的增长的速度,维持或减小第二心输出量的增长的速度。

25. 根据权利要求23所述的血压估计方法,其中,基于第二变化趋势是下降的趋势,缩

放的步骤包括：相比于第一总外周阻力的下降的速度，维持或增大第二总外周阻力的下降的速度。

26. 根据权利要求17所述的血压估计方法，还包括：输出血压估计结果。

27. 一种可穿戴装置，包括：

主体，被佩戴在对象上；

带，被连接在主体的第一端和第二端，带被配置为缠绕对象以将主体固定到对象上；

传感器，被安装在主体中，并被配置为从对象获得生物信号；

处理器，被配置为：基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征，基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压，第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

28. 根据权利要求27所述的可穿戴装置，其中，传感器包括以下中的至少一个：光电容积描记PPG传感器、心电图ECG传感器、肌电图EMG传感器、心冲击图BCG传感器。

29. 根据权利要求27所述的可穿戴装置，其中，第一心血管特征是心输出量，第二心血管特征是总外周阻力。

30. 根据权利要求27所述的可穿戴装置，其中，处理器还被配置为：基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征的第二变化趋势来独立地估计收缩压SBP和舒张压DBP。

31. 根据权利要求30所述的可穿戴装置，其中，处理器还被配置为：将第一心血管特征缩放为第三心血管特征，将第二心血管特征缩放为第四心血管特征并基于第三心血管特征估计SBP，基于第四心血管特征估计DBP。

32. 根据权利要求27所述的可穿戴装置，还包括：显示器，被配置为输出处理器的血压估计结果。

33. 根据权利要求27所述的可穿戴装置，还包括：通信器，被配置为将估计血压的结果发送至外部装置。

34. 一种可穿戴装置，被配置为佩戴在对象上并估计对象的血压，所述可穿戴装置包括：

传感器，被配置为从对象获得生物信号；

处理器，被配置为：基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征，确定用于估计收缩压SBP的第一心血管特征和第二心血管特征的第一缩放程度，确定用于估计舒张压DBP的第一心血管特征和第二心血管特征的第二缩放程度，并基于应用第一缩放程度的第一心血管特征和应用第二缩放程度的第二心血管特征的线性组合来分别估计SBP和DBP，

其中，基于第一心血管特征的变化趋势和第二心血管特征的变化趋势独立地确定用于估计SBP和DBP的第一心血管特征的第一缩放程度和第二心血管特征的第二缩放程度。

35. 根据权利要求34所述的可穿戴装置，其中，第一心血管特征是心输出量，第二心血管特征是总外周阻力。

36. 根据权利要求35所述的可穿戴装置，其中，处理器还被配置为：基于与稳定阶段相比具有增长的变化趋势的心输出量，确定用于估计DBP的心输出量的第一缩放程度小于用于估计SBP的心输出量的第一缩放程度。

37. 根据权利要求35所述的可穿戴装置, 其中, 处理还被配置为: 基于与稳定阶段相比具有下降的变化趋势的总外周阻力, 确定用于估计DBP的总外周阻力的第二缩放程度大于用于估计SBP的总外周阻力的第二缩放程度。

## 血压估计设备和方法以及可穿戴装置

[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10-2017-0135399号韩国专利申请的优先权和2018年7月2日提交到韩国知识产权局的第10-2018-0076434号韩国专利申请的优先权,所述韩国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一种血压估计设备和血压估计方法,更具体地讲,涉及一种用于以非侵入方式独立地估计收缩压(SBP)和舒张压(DBP)的技术。

### 背景技术

[0003] 随着人口老龄化、增长的医疗费用以及缺乏用于专业医疗服务的医务人员,正在积极开展在其中结合了IT技术和医学技术的信息技术(IT)-医学融合技术的研究。具体地讲,监视人体的健康状况可不限于诸如医院这样的地方,而是由在日常生活中随时随地(例如,在从一个地方运输到另一个地方的家或者公司)监视用户的健康状况的移动医疗保健领域扩展。指示个人的健康状况的生物信号的一些示例可包括:心电图(ECG)信号、光电容积描记(PPG)信号、肌电图(EMG)信号等,并且正在开发各种生物信号传感器以在日常生活中测量生物信号。例如,PPG传感器可通过分析反映心血管系统等的状况的脉搏波形来估计人体的血压。

[0004] 基于生物信号的间接估计血压的常规方法包括:从生物信号提取与血压相关的各种特征,基于提取的特征估计血压值。日常生活中,血压可随着各种行为方式而改变,在一些情况下收缩压(SBP)和舒张压(DBP)的变化趋势可能彼此不同。间接估计血压的相关领域方法存在这样的问题:当发生SBP和DBP以不同的变化趋势改变的解耦时,相关领域方法可能无法独立地且准确地估计SBP和DBP。由于这个原因,当使用难以独立地估计SBP和DBP的间接估计血压的方法时,可能向用户提供错误的血压估计信息。

### 发明内容

[0005] 一个或多个示例性实施例提供一种用于以非侵入方式独立地且准确地估计收缩压(SBP)和舒张压(DBP)的设备和方法。

[0006] 根据示例性实施例的一个方面,提供一种血压估计设备,所述血压估计设备包括:传感器,被配置为获得对象的生物信号;处理器,被配置为:基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征,并基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压,第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

[0007] 生物信号可包括以下中的至少一个:光电容积描记(PPG)信号、心电图(ECG)信号、肌电图(EMG)信号、心冲击图(BCG)信号。

[0008] 传感器可包括:被配置为测量生物信号的多个传感器。

[0009] 所述血压估计设备还可包括:通信器,被配置为从外部装置接收生物信号。

[0010] 第一心血管特征可以是心输出量,第二心血管特征可以是总外周阻力。

[0011] 处理器可基于特征点提取第一心血管特征和第二心血管特征,特征点包括以下中的至少一个:心率信息、生物信号的波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号的波形的面积、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息。

[0012] 处理器可基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征的第二变化趋势来独立地估计收缩压(SBP)和舒张压(DBP)。

[0013] 处理器可将第一心血管特征缩放为第三心血管特征,将第二心血管特征缩放为第四心血管特征。处理器可基于第三心血管特征估计SBP,基于第四心血管特征估计DBP。

[0014] 第一心血管特征可以是心输出量,第二心血管特征可以是总外周阻力。

[0015] 处理器可将心输出量缩放为第一心输出量和第二心输出量,将总外周阻力缩放为第一总外周阻力和第二总外周阻力。处理器可通过线性组合第一心输出量和第一总外周阻力来估计SBP,通过线性组合第二心输出量和第二总外周阻力来估计DBP。

[0016] 处理器可线性组合在将第一权重和第二权重分别施加到第一心输出量和第一总外周阻力后的第一心输出量和第一总外周阻力;线性组合在将第三权重和第四权重分别施加到第二心输出量和第二总外周阻力后的第二心输出量和第二总外周阻力。

[0017] 处理器可通过将预定的第一比例因数应用于第一心输出量和第一总外周阻力的线性组合的结果来估计SBP;通过将预定的第二比例因数应用于第二心输出量和第二总外周阻力的线性组合的结果来估计DBP。

[0018] 处理器可基于第一变化趋势和第二变化趋势来分别确定心输出量的缩放程度和总外周阻力的缩放程度。

[0019] 基于第一变化趋势是增长的趋势,处理器可相比于第一心输出量的增长的速度,维持或降低第二心输出量的增长的速度。

[0020] 基于第二变化趋势是下降的趋势,处理器可相比于第一总外周阻力的下降的速度,维持或增大第二总外周阻力的下降的速度。

[0021] 所述血压估计设备还可包括:输出电路,被配置为输出处理器的血压估计结果。

[0022] 根据示例性实施例的另一个方面,提供一种血压估计方法,所述血压估计方法包括:获得对象的生物信号;基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征;基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压,第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

[0023] 生物信号可包括以下中的至少一个:光电容积描记(PPG)信号、心电图(ECG)信号、肌电图(EMG)信号、心冲击图(BCG)信号。

[0024] 第一心血管特征可以是心输出量,第二心血管特征可以是总外周阻力。提取第一心血管特征和第二心血管特征的步骤可包括:基于特征点来提取第一心血管特征和第二心血管特征,其中,特征点包括以下中的一个或多个:心率信息、生物信号的波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号的波形的面积、生物信号的经过时间、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息、两个或多个特征点之间的内部分界点。

[0025] 估计血压的步骤可包括:基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征

的第二变化趋势来独立地估计收缩压 (SBP) 和舒张压 (DBP)。

[0026] 所述血压估计方法还可包括:将心输出量缩放为第一心输出量和第二心输出量,将总外周阻力缩放为第一总外周阻力和第二总外周阻力。估计血压的步骤可包括:通过线性组合第一心输出量和第一总外周阻力来估计SBP,通过线性组合第二心输出量和第二总外周阻力来估计DBP。

[0027] 缩放心输出量和总外周阻力的步骤可包括:基于第一变化趋势和第二变化趋势来分别确定心输出量的缩放程度和总外周阻力的缩放程度。

[0028] 响应于第一变化趋势是增长的趋势,缩放的步骤可包括:相比于第一心输出量的增长的速度,维持或减小第二心输出量的增长的速度。

[0029] 响应于第二变化趋势是下降的趋势,缩放的步骤可包括:相比于第一总外周阻力的下降的速度,维持或增加第二总外周阻力的下降的速度。

[0030] 所述血压估计方法还可包括:输出血压估计结果。

[0031] 根据示例性实施例的另一个方面,提供一种可穿戴装置,所述可穿戴装置包括:主体,被佩戴在对象上;带,被连接在主体的第一端和第二端,并被配置为缠绕对象以将主体固定到对象上;传感器,被安装在主体中,并被配置为从对象测量生物信号;处理器,被配置为:基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征,基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势以及第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压,第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

[0032] 传感器可包括以下中的至少一个:光电容积描记 (PPG) 传感器、心电图 (ECG) 传感器、肌电图 (EMG) 传感器、心冲击图 (BCG) 传感器。

[0033] 第一心血管特征可以是心输出量,第二心血管特征可以是总外周阻力。

[0034] 处理器可基于第一心血管特征的第一变化趋势和第二心血管特征的第二变化趋势来独立地估计收缩压 (SBP) 和舒张压 (DBP)。

[0035] 处理器可将第一心血管特征缩放为第三心血管特征,将第二心血管特征缩放为第四心血管特征,并基于第三心血管特征估计SBP,基于第四心血管特征估计DBP。

[0036] 所述可穿戴装置还可包括:显示器,被配置为输出处理器的血压估计结果。

[0037] 所述可穿戴装置还可包括:通信器,被配置为将估计血压的结果发送至外部装置。

[0038] 根据示例性实施例的另一个方面,提供一种可穿戴装置,所述可穿戴装置被配置为佩戴在对象上并估计对象的血压,所述可穿戴装置包括:传感器,被配置为从对象获得生物信号;处理器,被配置为:基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征,确定用于估计收缩压 (SBP) 的第一心血管特征和第二心血管特征的第一缩放程度,确定用于估计舒张压 (DBP) 的第二心血管特征的第二缩放程度,并基于应用第一缩放程度的第一心血管特征和应用第二缩放程度的第二心血管特征的线性组合来分别估计SBP和DBP,其中,基于第一心血管特征的变化趋势和第二心血管特征的变化趋势独立地确定用于估计SBP和DBP的第一心血管特征的第一缩放程度和第二心血管特征的第二缩放程度。

[0039] 第一心血管特征可以是心输出量,第二心血管特征可以是总外周阻力。

[0040] 处理器还可被配置为:基于与稳定阶段相比具有增长的变化趋势的心输出量,确定用于估计DBP的心输出量的第一缩放程度小于用于估计SBP的心输出量的第一缩放程度。

[0041] 处理还可被配置为:基于与稳定阶段相比具有下降的变化趋势的总外周阻力,确

定用于估计DBP的总外周阻力的第二缩放程度大于用于估计SBP的总外周阻力的第二缩放程度。

### 附图说明

[0042] 从以下结合附图的示例性实施例的描述,以上和/或其他方面将变得明显或更容易理解,其中:

[0043] 图1是示出根据示例性实施例的血压估计设备的框图;图2是示出根据另一个示例性实施例的血压估计设备的框图;

[0044] 图3A到图3D是解释心血管特征的变化趋势与血压之间的相关性的示意图;

[0045] 图4是示出根据示例性实施例的血压估计设备中的处理器的配置的框图;

[0046] 图5A到图5D是解释提取和缩放心血管特征的示例的示意图;

[0047] 图6是示出根据示例性实施例的血压估计方法的流程图;

[0048] 图7A和图7B是解释根据示例性实施例的可穿戴装置的示意图。

### 具体实施方式

[0049] 示例性实施例的细节包含在以下具体实施方式和附图中。从以下参考附图详细描述的实施例,将更清楚地理解本公开的方面和特征以及实现本发明的方法。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,可夸大这些元件的相对尺寸和描述。

[0050] 将理解,虽然术语第一、第二等可在此用于描述各种元件,但是这些元件不应被这些术语限制。这些术语仅用于将一个元件与另一个元件区分开来。除非另有明确地声明,否则对单数的任何引用可包括复数。此外,除非明确地相反地描述,否则诸如“包括”或“包含”的表达将被理解为表明包含陈述的元件,但不排除任意其他的元件。此外,诸如“部分”或“模块”等的术语应被理解为执行至少一个功能或操作并且可被实现为硬件、软件或它们的组合的单元。

[0051] 如在此使用的,术语“和/或”包括相关联所列项中的一个或多个的任意组合或所有组合。相似地,诸如“……中的至少一个”的表述当在一列元件之后时,修饰整列元件而不是修饰列中的单个元件。例如,表述“a、b、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、包括a和c、包括b和c或者包括全部的a、b和c,或上述示例的任意变化。

[0052] 在下文中,将参考附图详细地描述血压估计设备和血压估计方法的示例性实施例。

[0053] 图1是示出根据示例性实施例的血压估计设备的框图。血压估计装置100可被嵌入到终端(例如,智能手机、平板个人计算机(PC)、台式计算机、笔记本计算机等)中,或可被制造为独立的硬件装置。在这种情况下,独立的硬件装置可以是可佩戴在手腕上的可穿戴装置,它的示例包括手表式可穿戴装置、手环式可穿戴装置、腕带式可穿戴装置、环型可穿戴装置、眼镜式可穿戴装置、发带式可穿戴装置等,但该硬件装置不限于此。

[0054] 参照图1,血压估计设备100包括:获取器(或传感器)110和处理器120。

[0055] 获取器110可包括一个或多个传感器,获取器110通过该传感器可从对象测量各种生物信号。在这种情况下,所述一个或多个传感器可以是光电容积描记(PPG)传感器、心电

图 (ECG) 传感器、肌电图 (EMG) 传感器、心冲击图 (BCG) 传感器等,但传感器不限于此。

[0056] 处理器120可基于由获取器110测量的生物信号来测量血压。在从获取器110接收到生物信号时,处理器120可从生物信号提取影响血压的心血管特征。在这种情况下,心血管特征可包括:心输出量(CO)、总外周阻力(TPR)等,但不限于此。

[0057] 在提取到心血管特征时,处理器120可识别提取的心血管特征与参考心血管特征(或心血管特征的参考水平)相比的变化趋势(或变化模式),可通过考虑心血管特征的变化趋势来估计血压。在这种情况下,处理器120可独立地估计收缩压(SBP)和舒张压(DBP)。心血管特征的参考水平可以是心血管特征处于稳定阶段时的水平。此外,心血管特征的变化趋势表示与心血管特征的参考水平相比,心血管特征的值随着时间的变化的趋势。

[0058] 例如,通过考虑每个心血管特征的变化趋势,处理器120可将每个心血管特征缩放为SBP的心血管特征和DBP的心血管特征,并且可通过使用缩放的SBP的心血管特征和缩放的DBP的心血管特征独立地估计SBP和DBP。例如,在将权重施加到缩放的SBP和DBP的心血管特征的每个时,处理器120可基于缩放的心血管特征的组合来估计SBP和DBP,处理器120可线性地组合缩放的心血管特征,并可基于线性组合的结果估计SBP和DBP。在这种情况下,处理器120可将用于调节全部心血管特征的缩放的缩放因子应用于线性组合的结果,并可通过使用所述结果估计SBP和DBP。

[0059] 图2是示出根据另一个示例性实施例的血压估计设备的框图。

[0060] 参照图2,血压估计设备200包括:获取器(或传感器)110、处理器120、通信器210、输出部分220和存储部分230。获取器110和处理器120与以上参照图1描述的获取器110和处理器120相似或相同,避免了其重复的描述。图2中示出的元件中的一个或多个可由一个或多个硬件电路实现。

[0061] 在处理器120的控制下,通信器210可与外部装置250通信以与外部装置250合作地估计血压。例如,通信器210可从外部装置250接收生物信号,并可将接收到的生物信号发送至获取器110。在这种情况下,外部装置250可包括用于获得生物信号(诸如,但不限于,光电容积描记(PPG)、心电图(ECG)、肌电图(EMG)、和心冲击图(BCG))的传感器。在一个实施例中,获取器110可包括最少数量的传感器(例如,仅有最小量的传感器(诸如,用于获得PPG信号的PPG传感器),从而减小血压估计设备200的主体的尺寸。

[0062] 此外,在处理器120的控制下,通信器210可将生物信号的测量结果和/或血压的估计结果发送至外部装置250,使得外部装置250可管理血压历史或监视健康状态。在这种情况下,外部装置250的示例可包括:智能电话、平板PC、台式计算机、笔记本计算机、医疗机构的装置等,但外部装置250不限于此。

[0063] 通信器210可通过使用一种或多种通信方法与外部装置通信。例如,通信方法的示例包括:蓝牙通信、低功耗蓝牙(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、5G通信等。然而,这只是示例性的,并不限制本公开。

[0064] 输出部分220可输出附加信息,例如,获得的生物信号、血压的估计结果、根据血压的估计结果的警告等。例如,输出部分220可通过显示模块(例如,显示装置)在视觉上向用户提供各种类型的信息。例如,当显示血压的估计结果时,在估计的血压值超出正常范围的情况下,输出部分220可通过以红色突出显示血压值等来向用户显示警告信息。在另一个示

例中,输出部分220可使用扬声器模块(例如,扬声器)、触觉模块(例如,振动器或触觉马达)等以非视觉的方式(例如,通过语音、振动、触觉等)向用户提供各种类型的信息。

[0065] 例如,输出部分220可通过语音、振动、和/或触觉将SBP和DBP告知用户。在估计的血压值超出正常范围的情况下,输出部分220可通过语音、振动、和/或触觉告知用户健康状况存在异常。例如,输出部分220可通过语音将属于正常范围内的SBP和DBP告知用户,并通过振动或触觉将超出正常范围的SBP和DBP告知用户。然而,这仅是示例性的,并不限制本公开。

[0066] 输出部分(或输出电路)220可由一个或多个硬件电路实现。

[0067] 存储部分230可存储参考信息、获得的生物信号、血压的估计结果等。在这种情况下,参考信息可包括:用户信息(例如,用户的年龄、性别、健康状况等)或估计模型(例如,血压估计方程)。

[0068] 在这种情况下,存储部分230可包括: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,安全数字(SD)存储器,极限数字(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、磁盘和光盘等中的至少一个存储介质,但存储介质不限于此。

[0069] 图3A到图3D是解释心血管特征的变化趋势与血压之间的相关性的示意图。

[0070] 通常,平均血压(MBP)与心输出量(CO)和总外周阻力(TPR)成比例,如通过以下等式1表示。

[0071] [等式1]

$$[0072] \quad \Delta \text{MBP} = \text{CO} \times \text{TPR}$$

[0073] 这里, $\Delta \text{MBP}$ 表示左心室与右心房之间的MBP的差异。因为右心房的MBP通常在3mmHg到5mmHg的范围内,所以由等式1获得的MBP与左心室的MBP或上臂的MBP相似。

[0074] 通常,收缩压(SBP)和舒张压(DBP)分别是MBP的波形中的左侧和右侧的点处的值,且与MBP值的比率在0.5到0.7范围内的。然而,根据血压的变化机理,当SBP和DBP不遵循MBP的变化趋势时,解耦(decoupling)可能发生。因此,为了提高估计血压的准确性,期望通过考虑由血压的变化机理造成的影响来估计血压。

[0075] 图3A和图3B是示出根据血压的各种变化机理的SBP和DBP的变化趋势的示意图。

[0076] 参照图3A和3B,可根据影响血压的变化的各种变化机理来估计心输出量(CO)、总外周阻力(TPR)、SBP和DBP的变化趋势。

[0077] 例如,在血压的变化机理是无氧运动或等长运动的情况下,相比于稳定阶段,CO、TPR、SBP和DBP均显示增长的趋势,TPR的的增长的趋势相对不显著。因此,在通过组合CO特征f1和TPR特征f2来估计血压的情况下,当变化趋势显示CO特征f1增长而TPR特征f2维持在基本相同的水平时(或具有不显著的的增长的变化趋势),处理器120可确定无氧运动或等长运动的状态,并将SBP和DBP估计为与CO特征f1和TPR特征f2的组合的结果成比例。

[0078] 在另一个示例中,在血压的变化机理是有氧运动的情况下,相比于稳定阶段,CO和SBP显示增长的趋势,而TPR显示下降的趋势。因此,在通过组合CO特征f1和TPR特征f2来估计血压的情况下,当变化趋势是这样的:CO特征f1急剧增长同时TPR特征f2下降时,处理器120可确定有氧运动的状态,并将SBP估计为急剧增长,将DBP估计为略有增长。

[0079] 在另一个示例中,在血压的变化机理是酒精的情况下,相比于稳定阶段,CO显示增长的趋势,而TPR、SBP和DBP都显示下降的趋势。因此,在通过组合CO特征f1和TPR特征f2来估计血压的情况下,当CO特征f1的增长的程度大于TPR特征f2的下降的程度时,甚至在CO特征f1和TPR特征f2的组的结果显示增长的趋势时,SBP和DBP仍可能显示下降的趋势。在这种情况下,DBP比SBP的下降的程度相对大。

[0080] 在另一个示例中,在血压的变化机理是屏气,且通过组合CO特征f1和TPR特征f2来估计血压的情况下,当TPR特征f2增长而CO特征f1维持在同一水平时,SBP和DBP都与组合的结果成比例。

[0081] 图3C是示出根据CO的变化的SBP和DBP的变化趋势的示图,图3D是示出根据TPR的变化的SBP和DBP的变化趋势的示图。

[0082] 参照图3C,当CO增大或减小时,SBP和DBP均显示增长或下降的变化趋势。当CO相比于稳定阶段下降时,SBP和DBP都显示相同的下降的变化趋势。然而,当CO相比于稳定阶段逐渐增大时,SBP和DBP的变化趋势是这样的:DBP的增长的程度变得逐渐小于SBP的增长的程度。即,随着CO(x轴)逐渐增大,DBP(y轴)的增长的程度逐渐变小;随着CO(y轴)逐渐增大,SBP(x轴)的增长的程度逐渐变大。

[0083] 参照图3D,当TPR增大或减小时,SBP和DBP都显示增长或下降的变化趋势。当TPR相比于稳定阶段增长时,SBP和DBP都显示相同的的增长的变化趋势。然而,当TPR相比于稳定阶段逐渐减小时,SBP和DBP的变化趋势是这样的:DBP的下降的程度变得逐渐大于SBP的下降的程度。即,变化趋势显示:随着CO(x轴)逐渐减小,DBP(y轴)的下降的程度逐渐变大;随着CO(y轴)逐渐减小,SBP(x轴)的下降的程度逐渐变小。

[0084] 如上所述,根据心血管特征(例如,CO、TPR等)的变化机理,SBP和DBP显示各种变化趋势。具体地讲,SBP对CO的变化敏感,DBP对TPR的变化更敏感。因此,根据示例性实施例,可通过从各种生物信号提取心血管特征(例如,CO和/或TPR)、通过比较提取的心血管特征与在稳定阶段示出的心血管特征的参考水平来识别变化趋势、和通过考虑心血管特征的变化趋势独立地估计SBP和DBP,来提高估计血压的准确性。

[0085] 图4是示出根据示例性实施例的血压估计设备中的处理器的配置的框图。图5A至图5D是解释提取和缩放心血管特征的示例的示图。

[0086] 通过参照图4至图5D,以下将描述处理器400基于生物信号估计血压的示例性实施例。处理器400可适用于图1和图2的示例性实施例中的处理器100或处理器120。

[0087] 参照图4,处理器400包括:特征点提取器410、特征提取器420、缩放器430和血压估计器440。

[0088] 特征点提取器410可从各种生物信号提取用于估计血压的特征点。在这种情况下,特征点可包括下面中的一个或多个:心率信息、生物信号波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号波形的面积、生物信号的经过时间、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息、以及两个或更多个特征点之间的内部分界点,但特征点不限于此。

[0089] 图5A是示出从对象获得的生物信号之中的脉搏波信号的示例的示图。

[0090] 参照图5A,以下将描述特征点提取器410从脉搏波信号提取特征点的示例。

[0091] 通常,脉搏波信号基于从心脏开始向身体的远端部分的传播波和从远端部分返回

的反射波的叠加。图5A示出了形成从对象获得的脉搏波信号PS的波形使得五个组成脉冲(例如,传播波fw和反射波rw1、rw2、rw3和rw4)彼此叠加的示例。

[0092] 特征点提取器410可通过分析组成脉冲波形从脉搏波信号PS提取特征点,其中,例如,组成脉冲波形包括:第一组成脉冲波形fw、第二组成脉冲波形rw1、第三组成脉冲波形rw2、第四组成脉冲波形rw3和第五组成脉冲波形rw4。通常,主要使用直到第三组成脉冲的脉冲来估计血压。在一些情况下,取决于个体,可能观察不到在第三组成脉冲rw2后的脉冲,并且由于噪音或与血压的估计的相关性较低难以被发现。

[0093] 例如,特征提取器410可提取第一组成脉冲波形到第三组成脉冲波形fw、rw1和rw2的最大点的时间 $T_1$ 、 $T_2$ 和 $T_3$ 以及振幅 $P_1$ 、 $P_2$ 和 $P_3$ 作为特征点。在这种情况下,在获得脉搏波信号PS时,特征点提取器410可对获得的脉搏波信号PS进行二阶差分,通过使用二阶差分信号,可提取第一组成脉冲波形到第三组成脉冲波形fw、rw1和rw2的最大点的时间 $T_1$ 、 $T_2$ 和 $T_3$ 以及振幅 $P_1$ 、 $P_2$ 和 $P_3$ 。例如,通过从二阶差分信号检测局部最小点,特征点提取器410可提取第一组成脉冲波形到第三组成脉冲波形fw、rw1和rw2的局部最小点的时间 $T_1$ 、 $T_2$ 和 $T_3$ ,并且可从脉搏波信号PS提取与时间 $T_1$ 、 $T_2$ 和 $T_3$ 对应的振幅 $P_1$ 、 $P_2$ 和 $P_3$ 。这里,局部最小点表示具有这样的形式的点:当观察到二次差分信号的一些区间时,相应的信号在特定点之前减弱,然后在特定点之后再次增强。即,局部最小点可从下凸形式的脉冲波形提取。

[0094] 在另一个示例中,特征点提取器410可提取振幅 $P_{\max}$ 和时间 $T_{\max}$ 作为特征点,其中,在该特征点处振幅具有在脉搏波信号PS的特定区间中的最大值,时间 $T_{\max}$ 对应于振幅 $P_{\max}$ 。在这种情况下,特定的区间可表示指示SBP部分的在脉搏波信号PS的起始点与出现重搏切迹(DN)的点之间的区间。

[0095] 在另一个示例中,特征点提取器410可提取指示生物信号的整个测量时间的经过时间 $PPG_{\text{dur}}$ 或测量到的生物信号波形的面积 $PPG_{\text{area}}$ 作为特征点。在这种情况下,生物信号波形的面积可表示生物信号波形的全部面积、或与生物信号测量的整个经过时间 $PPG_{\text{dur}}$ 的预定比例(例如,70%)相对应的生物信号波形的面积。

[0096] 在另一个示例中,特征点提取器410可提取所提取的两个或更多个特征点之间的内部分界点作为额外的特征点。当由于异常环境(例如,运动噪声、睡眠等)导致在脉搏波信号中生成不稳定的波形时,可能在错误的位置提取特征点。可通过使用错误地提取的特征点之间的内部分界点来补充血压的测量。

[0097] 例如,在SBP部分中提取到特征点 $(T_1, P_1)$ 和 $(T_{\max}, P_{\max})$ 时,特征点提取器410可计算提取的特征点 $(T_1, P_1)$ 与 $(T_{\max}, P_{\max})$ 之间的内部分界点的特征点 $(T_{\text{sys}}, P_{\text{sys}})$ 。在这种情况下,特征点提取器410可将权重应用于两个特征点 $(T_1, P_1)$ 和 $(T_{\max}, P_{\max})$ ,可通过使用被施加了权重的每个时间值来计算内部分界点的时间 $T_{\text{sys}}$ ,并可提取与计算的内部分界点的时间 $T_{\text{sys}}$ 对应的振幅 $P_{\text{sys}}$ 。然而,内部分界点不限于此,特征点提取器410还可通过分析获得的生物信号的波形,计算与SBP部分中的第一组成脉冲波形fw和第二组成脉冲波形rw1相关联的特征点 $(T_1, P_1)$ 与 $(T_2, P_2)$ 之间的内部分界点、以及与DBP部分中的第三组成脉冲波形rw2和第四组成脉冲波形rw3相关联的特征点 $(T_3, P_3)$ 与 $(T_4, P_4)$ 之间的内部分界点等。

[0098] 特征提取器420可通过组合从各种生物信号提取的特征点来提取心血管特征(例如,心输出量和/或总外周阻力)。

[0099] 图5B是示出心输出量(CO)特征的候选和总外围电阻(TPR)特征的候选的示例的示

图。

[0100] 例如,参照图5B,特征提取器420可提取以下信息中的一个或多个作为心输出量的特征:(1) 心率(HR);(2) 生物信号的面积 $PPG_{area}$ ;(3) 通过将第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的振幅 $P_3$ 除以在SBP部分中的最大振幅 $P_{max}$ 获得的值 $P_3/P_{max}$ ;(4) 通过将振幅 $P_3$ 除以内部分界点的振幅 $P_{sys}$ 获得的值 $P_3/P_{sys}$ ;(5) 通过将在SBP部分中的最大振幅 $P_{max}$ 除以生物信号波形的面积 $PPG_{area}$ 获得的值 $P_{max}/PPG_{area}$ ;(6) 生物信号的经过时间 $PPG_{dur}$ 的倒数等。然而,应该理解,心输出量特征不限于此,能够体现心输出量特征的其他信息也是可行的。

[0101] 在另一个示例中,特征提取器420可提取以下信息中的一个或多个作为总外周阻力特征:(1) 通过从第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的时间 $T_3$ 减去从第一组成脉搏波形 $fw$ 提取的时间 $T_1$ 获得的值的倒数;(2) 通过从第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的时间 $T_3$ 减去内部分界点(例如,在提取的特征点 $(T_1, P_1)$ 和 $(T_{max}, P_{max})$ 之间)的时间 $T_{sys}$ 获得的值的倒数;(3) 通过从第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的时间 $T_3$ 减去与在SBP部分中的最大振幅 $P_{max}$ 对应的的时间 $T_{max}$ 获得的值的倒数;(4) 通过从第二组成脉冲波形 $rw1$ 提取的时间 $T_2$ 减去从第一组成脉冲波形 $fw$ 提取的时间 $T_1$ 得到的值的倒数;(5) 通过将从第二组成脉冲波形 $rw1$ 提取的振幅 $P_2$ 除以从第一组成脉冲波形 $fw$ 提取的振幅 $P_1$ 获得的值;(6) 通过将从第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的振幅 $P_3$ 除以最大振幅 $P_{max}$ 获得的值;(7) 通过将从第三组成脉冲波形 $rw2$ 提取的振幅 $P_3$ 除以从第一组成脉冲波形 $fw$ 提取的振幅 $P_1$ 获得的值;和/或(8) 生物信号的面积 $PPG_{area}$ 。然而,心输出量的特征和总外周阻力特征的提取不限于此,可通过各种其他的特征点的组合来提取心输出量特征或总外周阻力特征。

[0102] 缩放器430可通过考虑心血管特征的变化趋势,将由特征提取器420提取的心血管特征缩放为第一心血管特征和第二心血管特征。在这种情况下,第一心血管特征是用于估计SBP的心血管特征,第二心血管特征是用于估计DBP的心血管特征。缩放器430可根据提取的心血管特征的类型(例如,心输出量或总外周阻力)和变化趋势(例如,增长或下降)来确定第一心血管特征的缩放程度和第二心血管特征的缩放程度。在这种情况下,可通过预处理为每个用户预定义缩放程度。例如,可以通过考虑用户的属性来为每个用户定制缩放程度或基于先前的实验确定缩放程度。

[0103] 图5C示出根据心输出量的类型来缩放用于估计SBP的第一心血管特征和用于估计DBP的第二心血管特征示例。如上所述,在心输出量增大的情况下,心输出量特征对SBP的影响大于DBP。因此,参照图5C,针对在中心输出量增大的部分( $x > 1$ ),在用于估计SBP的第一心血管特征(例如,第一心输出量)的缩放程度由公式 $y = x$ 定义的情况下,用于估计DBP的第二心血管特征(例如,第二心输出量)的缩放程度可由 $y = x$ 、 $y = 2 \times \sqrt{x} - 1$ 、 $y = \ln(x)$ 和 $y = \sqrt{x}$ 中的任意一个来定义,使得用于估计DBP的第二心输出量的缩放之后的增长的速度等于或小于用于估计SBP的第一心输出量的缩放之后的增长的速度。

[0104] 此外,针对在中心输出量减小的部分( $0 \leq x \leq 1$ ),第一心输出量的缩放程度和第二心输出量的缩放程度可由相同的公式(例如, $y = x$ )来定义。然而,该函数公式仅是示例性的,缩放不特定地限于此。在图5C中,根据缩放公式, $x$ 轴表示缩放前的心输出量, $y$ 轴表示缩放后的心输出量。

[0105] 此外,可以在血压估计设备中预先确定用于确定第一心血管特征的缩放程度的公式和用于确定第二心血管特征的缩放程度的公式,并且如果需要,之后可修改或调整这些

公式。

[0106] 图5D示出根据总外周阻力的类型来缩放用于估计SBP的第一心血管特征和用于估计DBP的第二心血管特征的示例。如上所述,当总外周阻力减小时,总外周阻力对DBP的影响大于SBP。因此,参照图5D,针对在其中总外周阻力降低的部分( $0 \leq x \leq 1$ ),在用于估计SBP的第一心血管特征(例如,第一总外周阻力)的缩放程度由公式 $y=x$ 定义的情况下,用于估计DBP的第二心血管特征(例如,第二总外周阻力)的缩放程度可由 $y=x$ 、 $y=2 \times x-1$ 、 $y=-1/x+2$ 和 $y=1 \ln(x)+1$ 中的任意一个来预定义,使得用于估计DBP的第二总外周阻力的缩放之后的减小的速度等于或大于用于估计SBP的第一总外周阻力的缩放之后的减小的速度。此外,针对在其中总外周阻力增大的部分( $x > 1$ ),第一总外周阻力的缩放程度和用于第二总外周阻力的缩放程度可由相同的公式(例如, $y=x$ )来定义。然而,该函数公式仅是示例性的,计算不特定地限于此。此外,在图5D中,根据缩放公式, $x$ 轴表示缩放前的总外周阻力, $y$ 轴表示缩放后的总外周阻力。

[0107] 在心血管特征由缩放器430缩放为第一心血管特征和第二心血管特征的情况下,血压估计器440可通过将第一心血管特征和第二心血管特征分别应用到SBP估计模型和DBP估计模型来独立地估计SBP和DBP。例如,SBP估计模型和DBP估计模型可以是由以下等式2到等式4表示的函数公式,但不限于此。

[0108] [等式2]

$$[0109] \quad SBP_{est} = A_{CO\_SBP} \times F_{CO\_SBP} + A_{TPR\_SBP} \times F_{TPR\_SBP} + B_{SBP}$$

$$[0110] \quad DBP_{est} = A_{CO\_DBP} \times F_{CO\_DBP} + A_{TPR\_DBP} \times F_{TPR\_DBP} + B_{DBP}$$

[0111] 等式2表示作为血压估计模型的示例的函数公式。这里, $SBP_{est}$ 表示SBP估计, $A_{CO\_SBP}$ 表示将被施加到用于SBP的第一心输出量的权重, $F_{CO\_SBP}$ 表示缩放的第一心输出量, $A_{TPR\_SBP}$ 表示将被施加到用于SBP的第一总外周阻力的权重, $F_{TPR\_SBP}$ 表示缩放的第一总外周阻力, $B_{SBP}$ 表示SBP偏移值。此外, $DBP_{est}$ 表示DBP估计, $A_{CO\_DBP}$ 表示将被施加到用于DBP的第二心输出量的权重, $F_{CO\_DBP}$ 表示缩放的第二心输出量, $A_{TPR\_DBP}$ 表示将被施加到用于DBP的第二总外周阻力的权重, $F_{TPR\_DBP}$ 表示缩放的第二总外周阻力, $B_{DBP}$ 表示DBP偏移值。

[0112] 如等式2所示,血压估计器440可通过将第一心输出量的加权值施加到缩放的第一心输出量并将第二心输出量的加权值施加到缩放的第一总外周阻力来估计SBP。

[0113] [等式3]

$$[0114] \quad SBP_{est} = \rho_{SBP} \times \{A_{CO\_SBP} \times F_{CO\_SBP} + A_{TPR\_SBP} \times F_{TPR\_SBP}\} + B_{SBP}$$

$$[0115] \quad DBP_{est} = \rho_{DBP} \times \{A_{CO\_DBP} \times F_{CO\_DBP} + A_{TPR\_DBP} \times F_{TPR\_DBP}\} + B_{DBP}$$

[0116] 等式3表示作为血压估计模型的另一示例的函数公式,其中, $\rho_{SBP}$ 表示用于调节心血管特征的整个缩放比例的用于SBP的比例因子, $\rho_{DBP}$ 表示用于调节心血管特征的整个缩放比例的用于DBP的比例因子。

[0117] [等式4]

$$[0118] \quad SBP_{est} = A_{SBP} \times F_{CO\_SBP} \times F_{TPR\_SBP} + B_{SBP}$$

$$[0119] \quad DBP_{est} = A_{DBP} \times F_{CO\_DBP} \times F_{TPR\_DBP} + B_{DBP}$$

[0120] 等式4表示作为血压估计模型的另一示例的函数公式,其中, $A_{SBP}$ 表示SBP的系数, $A_{DBP}$ 表示DBP的系数。然而,应该理解,本申请的血压估计模型不限于此,可通过能够体现SBP(或DBP)与本申请限定的第一(或第二)心输出量和本申请限定的第一(或第二)总外周阻力

之间的关系的其他模型来实现血压估计模型。例如,可通过统计、大数据、神经网络等方式来获得其他的血压估计模型。

[0121] 图6是示出根据示例性实施例的血压估计方法的流程图。

[0122] 图6的血压估计方法是根据上面已经详细描述图1和图2的一个或多个示例性实施例的血压估计方法的示例。避免其重复的描述。

[0123] 在610中,根据示例性实施例的血压估计设备可接收估计血压的请求。根据示例性实施例的血压估计设备可向用户提供接口,并可通过接口接收由用户输入的估计血压的请求。或者,根据示例性实施例的血压估计设备可通过通信连接到外部装置,并可从外部装置接收估计血压的请求。在这种情况下,外部装置可以是由用户携带的智能电话、平板PC等,且用户可通过使用具备接口性能或计算性能的装置来控制血压估计设备的操作。

[0124] 然后,在620中,为了估计血压,根据示例性实施例的血压估计设备可控制安装在其中的传感器以从对象获得生物信号或可从外部传感器接收生物信号。在这种情况下,安装在血压估计设备中的传感器和外部传感器可从对象的各种部位(例如,手腕、胸部、手指等)获得各种生物信号(例如,PPG信号、ECG信号、EMG信号、BCG信号等)。

[0125] 随后,在630中,根据示例性实施例的血压估计设备可通过分析获得的生物信号提取特征点。在这种情况下,特征点可下面中的一个或多个包括:心率信息、生物信号波形的形状、生物信号的最大点的时间和振幅、生物信号的最小点的时间和振幅、生物信号波形的面积、生物信号的经过时间、构成生物信号的组成脉冲的波形的振幅和时间信息、以及两个或更多个特征点之间的内部分界点等。

[0126] 然后,在640中,根据示例性实施例的血压估计设备可基于提取的特征点提取心血管特征。在这种情况下,心血管特征可包括心输出量特征和总外周阻力特征。例如,血压估计设备可通过原样使用提取的特征点或如图5B中所示通过组合两个或更多个特征点来提取心血管特征。

[0127] 然后,在650中,根据示例性实施例的血压估计设备可将提取的心血管特征缩放为用于估计SBP的第一心血管特征。在这种情况下,通过考虑SBP与心输出量特征和总外周阻力特征的每个的变化趋势之间的相关性,基于预定义的缩放程度,血压估计设备可将心血管特征缩放为第一心输出量特征和第一总外周阻力特征。

[0128] 此外,在660中,根据示例性实施例的血压估计设备可将提取的心血管特征缩放为用于估计DBP的第二心血管特征。在这种情况下,通过考虑DBP与心输出量特征和总外周阻力特征的每个的变化趋势之间的相关性,基于预定义的缩放程度,血压估计设备可将心血管特征缩放为第二心输出量特征和第二总外周阻力特征。

[0129] 例如,当心输出量增大时,心输出量特征对SBP的影响大于DBP,因此在心输出量特征是增长的趋势的情况下,根据示例性实施例的血压估计设备可缩放第二心输出量,使得第二心输出量特征的增长的速度等于或小于第一心输出量特征的增长的速度。此外,当总外周阻力减小时,总外周阻力特征对DBP的影响大于SBP,因此在总外周阻力特征是下降的趋势的情况下,血压估计设备可缩放第二总外周阻力,使得第二总外周阻力特征的下降的速度等于或大于第一总外周阻力特征的下降的速度。

[0130] 然后,根据示例性实施例的血压估计设备可在670中通过使用第一心血管特征估计SBP,并可在680中通过使用第二心血管特征估计DBP。例如,血压估计设备可通过将第一

心血管特征和第二心血管特征应用于如上面由等式2到等式4表示的SBP估计模型和DBP估计模型来独立地估计SBP和DBP。

[0131] 随后,在690中,根据性示例实施例的血压估计设备可输出获得的生物信号、血压的估计结果和附加信息(例如,根据血压的估计结果的警告等),并向用户提供血压估计信息。例如,血压估计设备可通过显示模块在视觉上输出血压的估计结果,当显示血压的估计结果时,在估计的血压值超出正常范围的情况下,血压估计设备可通过以红色突出显示估计结果等来显示警告信息以及估计结果。或者,血压估计设备可使用扬声器模块通过语音输出血压的估计结果,其中,在估计的血压值超出正常范围的情况下,血压估计设备可通过振动或触觉告知用户健康状态存在异常。然而,这些示例仅用于说明的目的,并不限制本公开。

[0132] 图7A和图7B是解释根据示例性实施例的可穿戴装置的示意图。

[0133] 血压估计设备的各种示例性实施例可被嵌入到如图7A和7B中所述的将被佩戴在手腕上的智能手表或者智能带式可穿戴装置。然而,这仅是为了解释方便而是示例性的,可穿戴装置的类型不特定地限于此。

[0134] 参照图7A和7B,根据示例性实施例的可穿戴装置700包括:主体710和带720。

[0135] 主体710可被佩戴在对象上。带710可被连接在主体的两端,并缠绕对象以将主体固定到对象上。带720可以是柔性的,可围绕用户的手腕弯曲或可以以允许带720与用户的手腕可分离的方式弯曲。或者,带720可形成为不可拆卸的带。在这种情况下,空气可被注入到带720中或气囊可包含在带720中,使得带720可根据施加到手腕的压力的变化具有弹性,手腕的压力的变化可被发送至主体710。

[0136] 向可穿戴装置700供电的电池可被嵌入到主体710或带720中。

[0137] 此外,主体710可包括用于测量各种生物信号的一个或多个传感器。例如,脉搏波传感器711可被安装在主体710的背面以暴露于与对象OBJ(例如,用户的手腕)接触的部分。例如,脉搏波传感器711可包括,但不限于:用于将光发送到对象OBJ的光源711a和用于通过检测从对象OBJ散射或反射的光来测量脉搏波信号的检测器711b。在这种情况下,光源711a可包括发光二极管(LED)、激光二极管和荧光体中的至少一个,并可以以一个阵列或者两个或更多个阵列形成。以两个或更多个阵列形成的光源可发射不同波长的光。此外,例如,检测器711b可包括,但不限于光电二极管、图像传感器等,并且可以一个阵列或者两个或更多个阵列形成。

[0138] 可穿戴装置700的主体710可包括:用于基于从脉搏波传感器711和/或外部传感器接收的生物信号来估计血压的处理器712。响应于用于估计血压的用户的请求,处理器712生成控制信号以控制脉搏波传感器711,根据实施例,处理器712控制通信器713以从外部传感器接收生物信号。

[0139] 通信器713可被安装在主体710中,并且在处理器712的控制下可与外部装置通信以发送和接收信息。例如,通信器713可从测量生物信号的外部传感器(例如,ECG传感器、EMG传感器、BCG传感器等)接收生物信号。此外,通信器713可从用户的移动终端接收估计血压的请求。此外,通信器713也可将提取的特征点或特征信息发送至外部装置以实现血压的估计。此外,通信器713可将血压的估计结果发送至外部装置以使估计结果能够被展示给用户,或用于各种目的(例如,血压历史的管理、疾病研究等)。此外,通信器713可从外部装置

接收参考信息(例如,血压估计模型或每个心血管特征的缩放公式)。

[0140] 在从脉搏波传感器711和/或外部传感器接收到生物信号时,处理器712可从接收到的生物信号提取特征点。例如,在接收到脉搏波信号时,处理器712可分析组成脉搏波信号的组成脉冲的波形,并如上所述地提取以下项中的一个或多个作为特征点:每个组成脉冲波形的最大点的时间和振幅、在SBP部分中振幅具有最大值的点处的时间和振幅、脉搏波信号的经过时间、脉搏波信号的波形的面积等。

[0141] 在提取到特征点时,处理器712可基于如图5B中所示的提取的特征点来提取心血管特征(例如,心输出量特征和总外周阻力特征)。

[0142] 此外,处理器712可将心血管特征缩放为用于SBP的心血管特征和用于DBP的心血管特征,并可通过使用用于SBP的心血管特征和用于DBP的心血管特征来独立地估计SBP和DBP。在这种情况下,可通过考虑心血管特征(例如,心输出量特征和总外周阻力特征)的变化趋势与SBP和DBP之间的相关性来预定义用于SBP的心血管特征的缩放程度和用于DBP的心血管特征的缩放程度。

[0143] 处理器712可将血压的估计结果、血压历史信息、用于测量血压的生物信号、提取的特征点、缩放前和缩放后的心血管特征等存储在存储装置中。

[0144] 可穿戴装置700还可包括:安装在主体710中的操纵器715和显示器714。

[0145] 操纵器715接收用户的控制命令并将接收到的控制命令发送至处理器712。操纵器715可包括电源按钮以开启/关闭可穿戴装置700。

[0146] 在处理器712的控制下,显示器714可向用户提供与检测到的血压相关联的各种类型的信息。例如,显示器714可户通过各种视觉/非视觉的方法向用户显示附加信息(例如,检测到的血压、报警信息、警告信息等)。

[0147] 本公开的示例性实施例可实现为写在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可以是以计算机可读方式存储数据的任意类型的记录装置。

[0148] 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)、光盘(CD-ROM)、磁盘、软盘、光学数据存储和载波(例如,通过网络的数据传输)。计算机可读记录介质可分布在联网的多个计算机系统上,使得计算机可读代码被写入其中,并以分布的方式从那里被执行。本领域的普通技术人员可容易地推导出用于实现本公开的示例性实施例的功能程序、代码和代码字段。

[0149] 在此已经关于优选的实施例描述了本发明。然而,对本领域的技术人员而言显而易见的是,可在不改变本公开的技术创意和必要特征的情况下进行各种改变和修改。因此,显然,上述实施例在所有方面都是示例性的且不意在限制本公开。

[0150] 根据实施例,由附图中所示的块表示的组件、元件、模块和单元中的至少一个可体现为执行上述各自的功能的各种数量的硬件、软件、和/或固件结构。例如,这些组件、元件和单元中的至少一个可使用可通过一个或多个微处理器或者其他控制设备的控制来执行各自的功能的直接电路结构(诸如,存储器、处理器、逻辑电路、查找表等)。此外,这些组件、元件和单元中的至少一个可由模块、程序、或代码的一部分具体体现,其中,模块、程序、或代码的一部分包含用于执行具体的逻辑功能的一个或多个可执行指令,并由一个或多个微处理器或者其他控制设备执行。此外,这些组件、元件和单元中的至少一个还可包括处理器(诸如,执行各自的功能的中央处理单元(CPU)、微处理器等)或由处理器实现。这些组件、元

件和单元中的两个或更多个可被组合成执行组合了组件、元件和单元中的两个或更多个的所有操作或功能的一个单独的组件、元件、或单元。此外,这些组件、元件和单元中的至少一个的功能的至少一个部分可由这些组件、元件和单元中的另一个执行。此外,虽然在以上框图中没有示出总线,但是组件、元件和单元之间的通信可通过总线执行。实施例的功能性方面可在一个或多个处理器上执行的算法中实现。此外,由块表示的组件、元件和单元或者处理操作可采用用于电子配置、信号处理和/或控制、数据处理等的任意数量的相关领域技术。

[0151] 虽然已经示出和描述了一些实施例,但是本领域的技术人员将理解,可在不脱离在权利要求和他们的等同物中定义的本公开的原理和精神的情况下对示例实施例进行各种改变和修改。

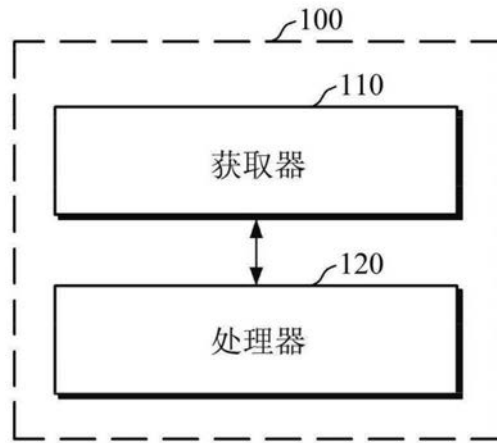


图1

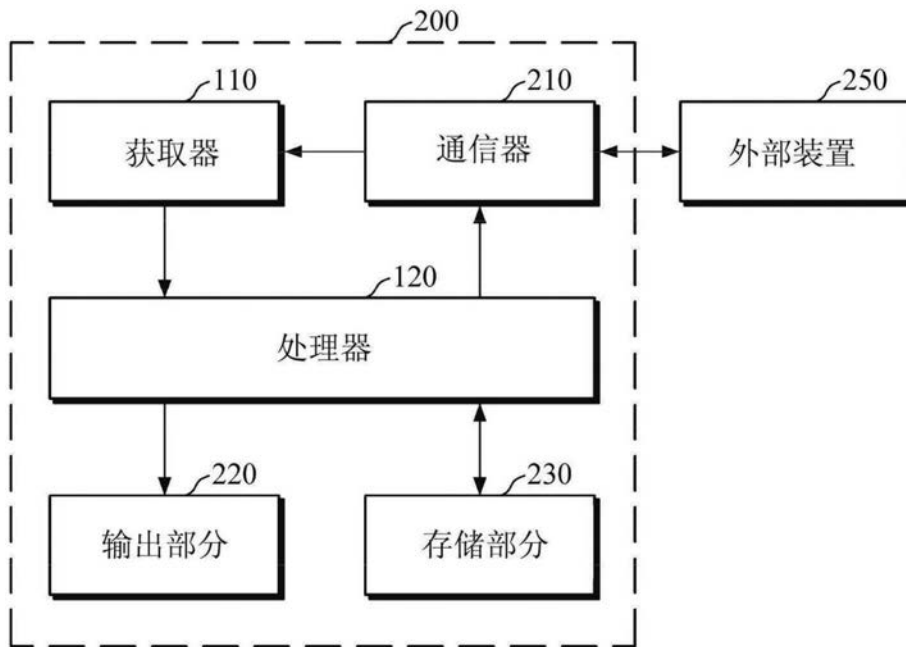


图2

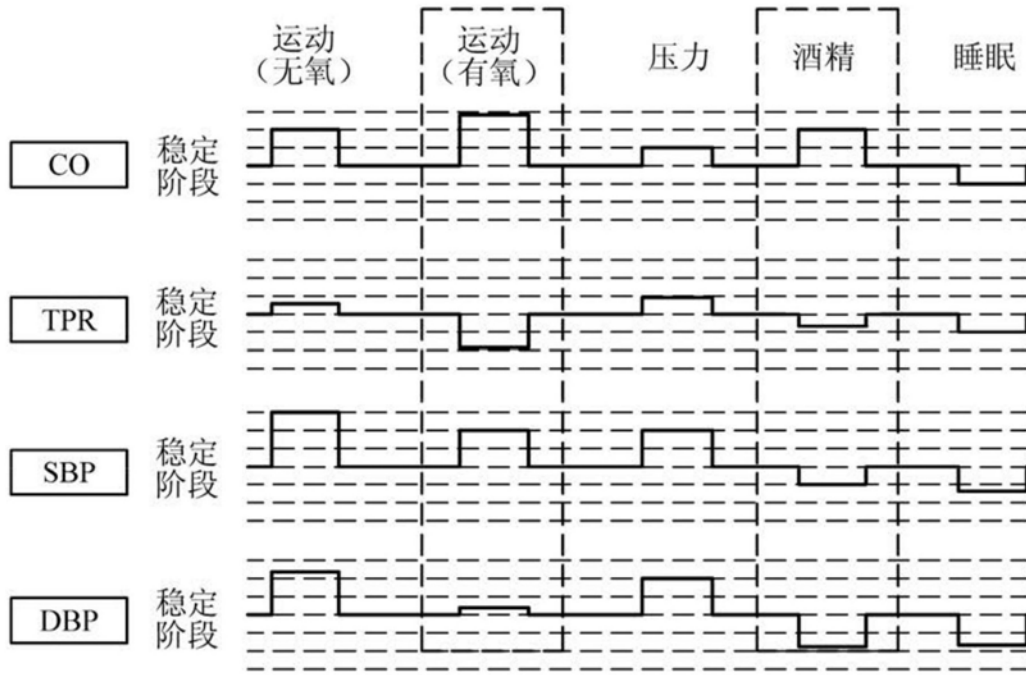


图3A

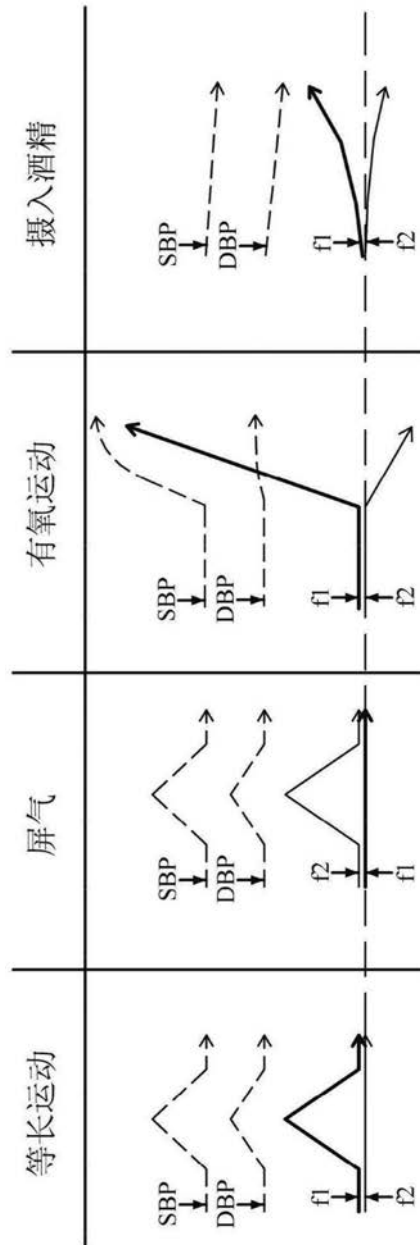


图3B

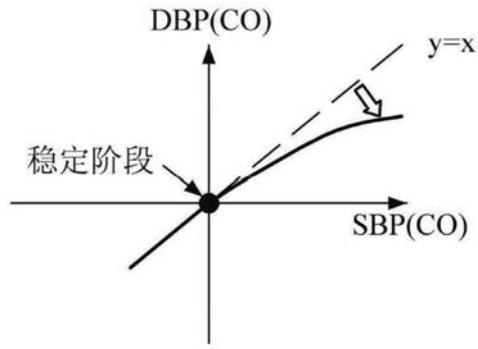


图3C

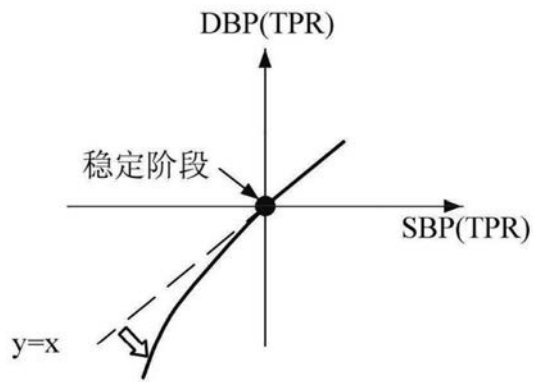


图3D

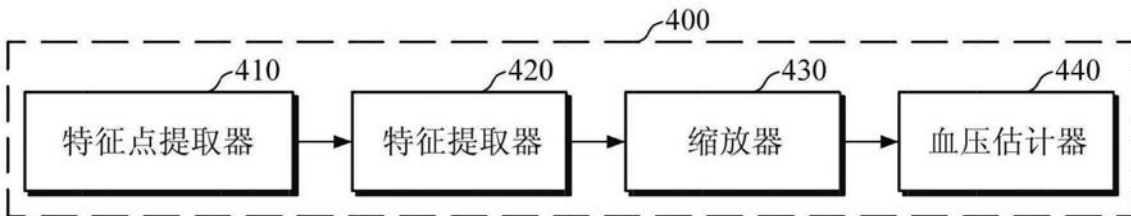


图4

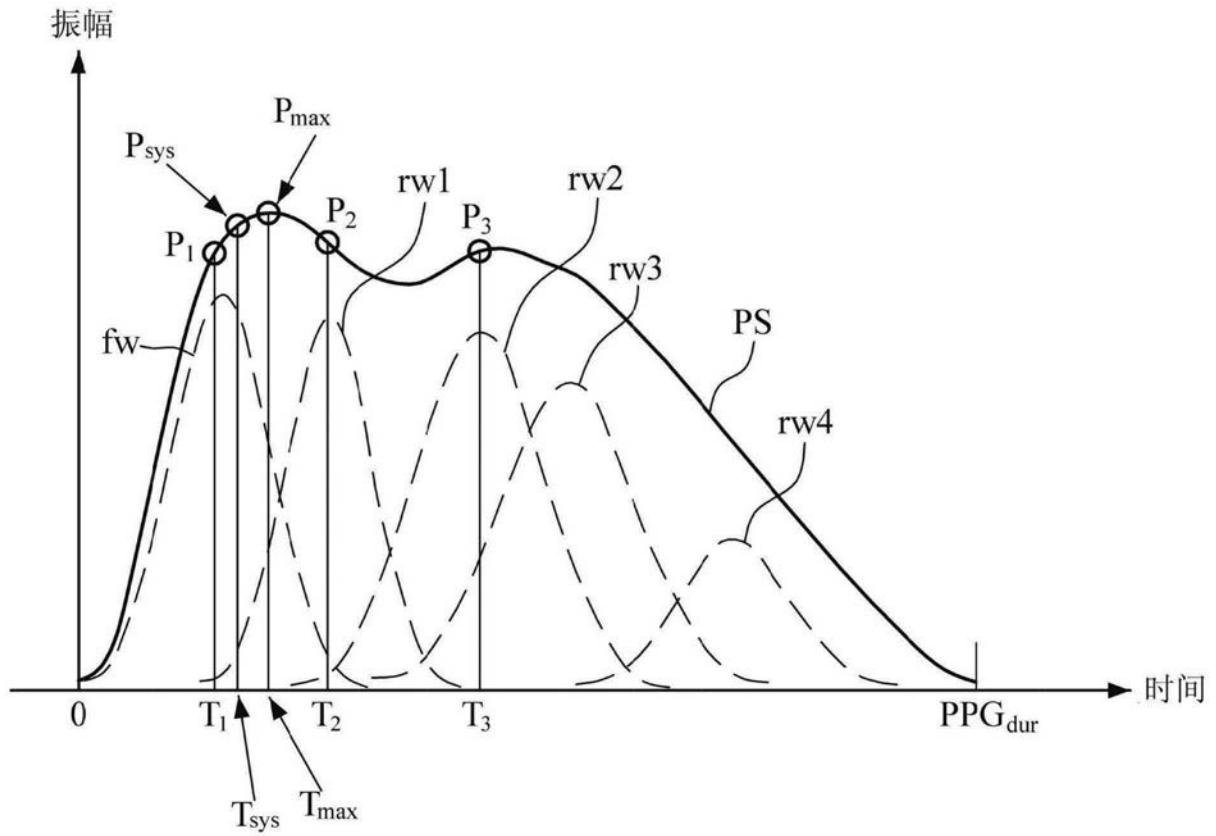


图5A

编号	心输出量特征的候选	总外周阻力特征的候选
1	HR	$1/(T_3-T_1)$
2	PPGarea	$1/(T_3-T_{sys})$
3	$P_3/P_{max}$	$1/(T_3-T_{max})$
4	$P_3/P_{sys}$	$1/(T_2-T_1)$
5	$P_{max}/PPGarea$	$P_2/P_1$
6	$1/PPG_{dur}$	$P_3/P_{max}$
7		$P_3/P_1$
8		PPGarea

图5B

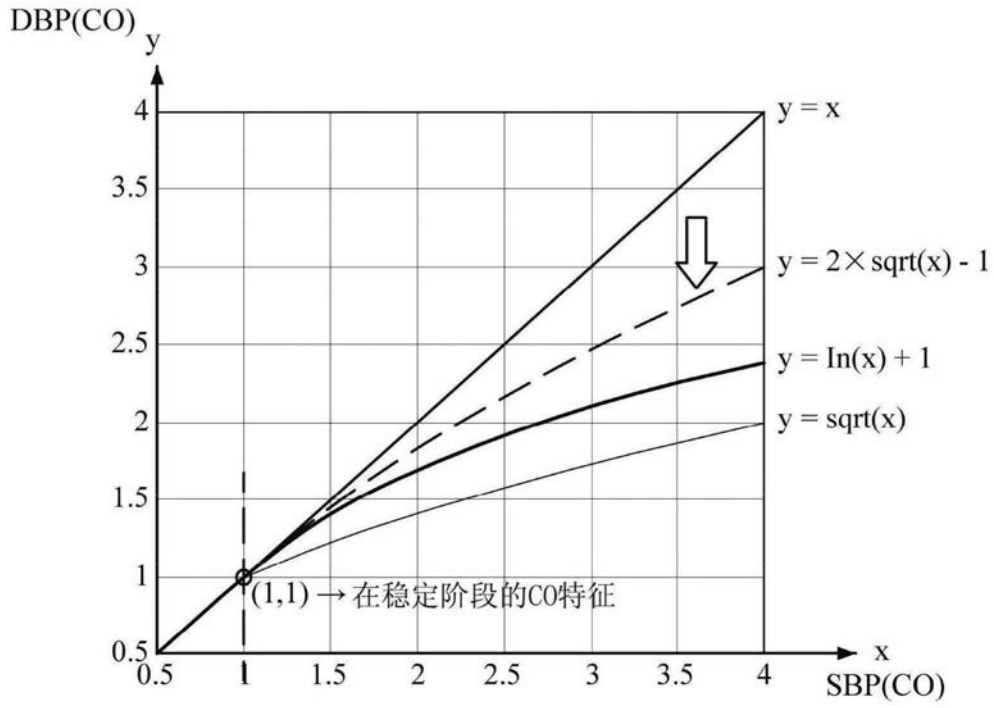


图5C

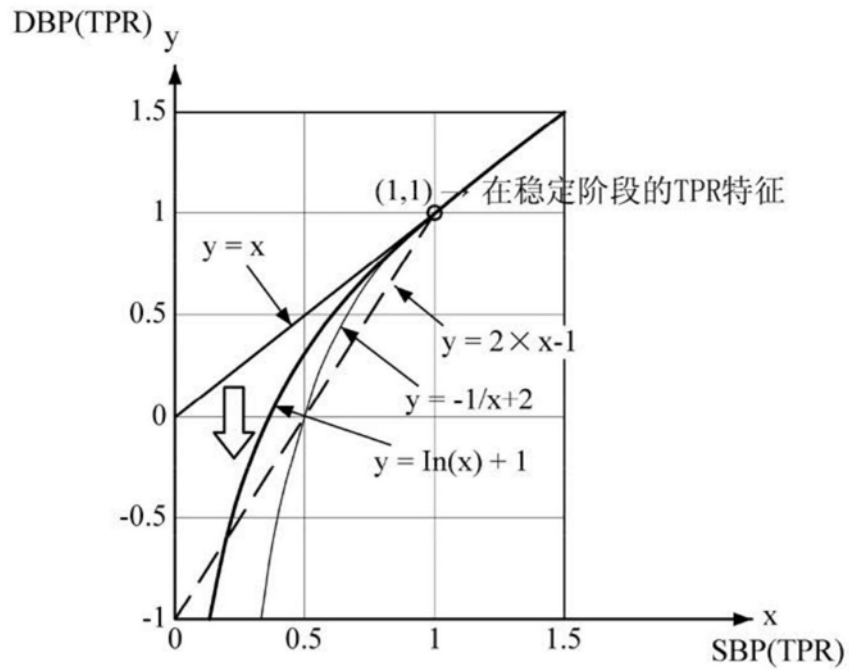


图5D

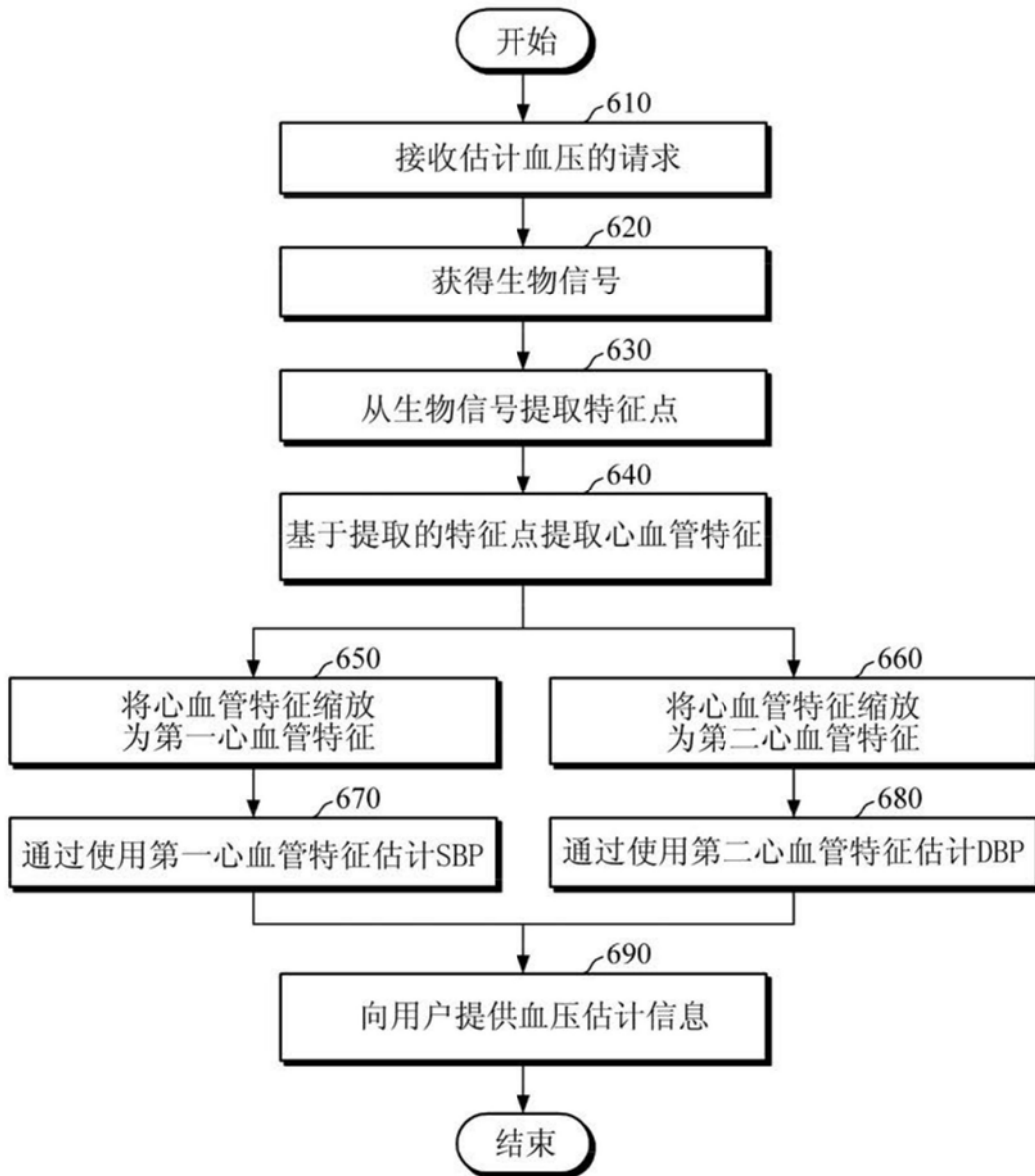


图6

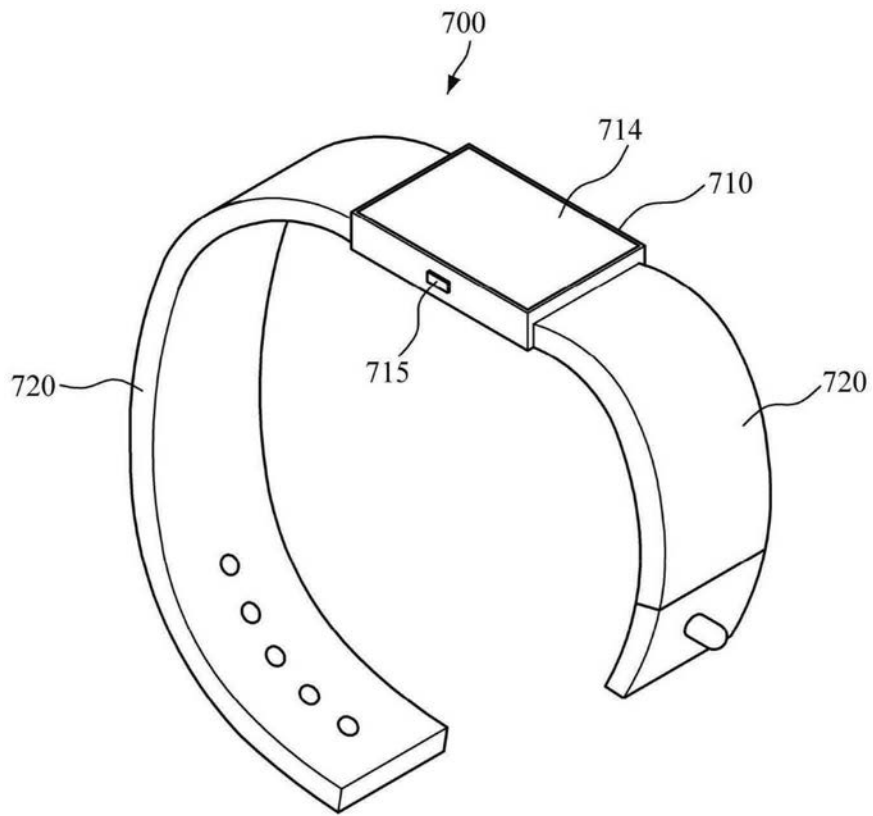


图7A

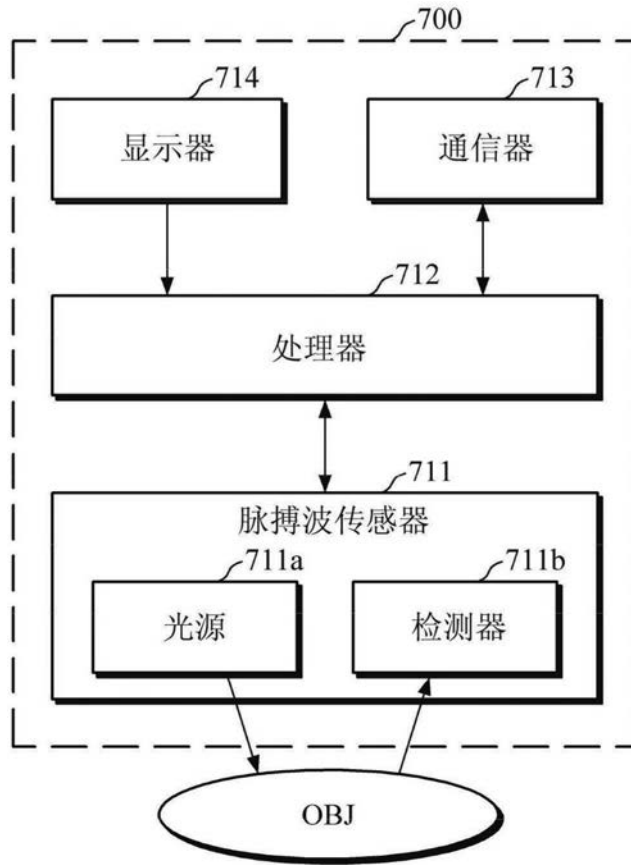


图7B

专利名称(译)	血压估计设备和方法以及可穿戴装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109674456A</a>	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201811213374.6	申请日	2018-10-18
[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	权义根 具允书 卢承佑 朴昌淳 尹胜槿 张大根		
发明人	权义根 具允书 卢承佑 朴昌淳 尹胜槿 张大根		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7278 A61B5/02007 A61B5/02028 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/02108 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/029 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/1102 A61B5/681 A61B5/0002 A61B5/02141 A61B5/0225 A61B5/6803 A61B5/7405 A61B5/7455 A61B5/746		
优先权	1020170135399 2017-10-18 KR 1020180076434 2018-07-02 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开一种血压估计设备和方法以及可穿戴装置。所述血压估计设备包括：传感器，被配置为获得对象的生物信号；处理器，被配置为：基于生物信号提取第一心血管特征和第二心血管特征，并基于第一心血管特征从第一参考水平的第一变化趋势和第二心血管特征从第二参考水平的第二变化趋势来估计血压，第一变化趋势和第二变化趋势彼此独立。

