



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111345788 A

(43)申请公布日 2020.06.30

(21)申请号 201911336061.4

(22)申请日 2019.12.23

(30)优先权数据

10-2018-0167338 2018.12.21 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 金渊皓 朴昌淳

(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 刘灿强 张川绪

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

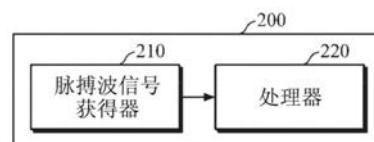
权利要求书5页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

用于估计心血管信息的设备

(57)摘要

提供了一种用于估计心血管信息的设备。所述用于估计心血管信息的设备可包括：存储器；存储指令；处理器，被配置为执行所述指令以：获得对象的脉搏波信号；确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积；和基于脉搏波信号的确定的面积来估计对象的心血管信息。



1. 一种用于估计心血管信息的设备,所述设备包括:
存储器,存储指令;和
处理器,被配置为执行所述指令以:
获得对象的脉搏波信号;
确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积;和
基于确定的面积来估计对象的心血管信息。
2. 根据权利要求1所述的设备,还包括:脉搏波信号获得器,包括:
光源,被配置为将光发射到对象上;和
光电检测器,被配置为通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号,
其中,脉搏波信号获得器被配置为向处理器提供脉搏波信号。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以确定包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间,并且将脉搏波信号的与传播波分量的最大点的时间对应的点确定为参考点。
4. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以确定脉搏波信号的二阶微分信号、确定二阶微分信号的预定间隔中的局部最小点、并且将脉搏波信号的与局部最小点的时间对应的点确定为参考点。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点,并且将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或确定的面积进行归一化:与包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度、在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度、在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度、以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以从确定的面积去除包括在确定的面积中的传播波分量的面积。
9. 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、血管顺应性、血糖、血甘油三酯以及总外周阻力。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为执行所述指令,以通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。
11. 根据权利要求10所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以通过使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型来估计心血管信息。
12. 根据权利要求1所述的设备,其中,处理器还被配置为执行所述指令,以从获得的脉搏波信号去除噪声。

13. 一种存储程序的计算机可读存储介质, 其中, 当所述程序被处理器执行时, 使处理器执行估计处理, 所述估计处理包括:

获得对象的脉搏波信号;

确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积; 和

基于确定的面积来估计对象的心血管信息。

14. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 其中, 获得对象的脉搏波信号的步骤包括: 通过使用脉搏波信号获得器

将光发射到对象上; 和

通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号。

15. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 其中, 确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积的步骤包括:

确定包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间; 和

将脉搏波信号的与确定的传播波分量的最大点的时间对应的点确定为参考点。

16. 根据权利要求15所述的计算机可读存储介质, 其中, 确定传播波分量的最大点的时间的步骤包括:

确定脉搏波信号的二阶微分信号;

确定二阶微分信号的预定间隔中的局部最小点; 和

将确定的局部最小点的时间确定为传播波分量的最大点的时间。

17. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 其中, 确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积的步骤包括:

从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点; 和

将以下项中的一个确定为参考点: 在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

18. 根据权利要求17所述的计算机可读存储介质, 其中, 检测脉搏波起始点或最大上升斜率点的步骤包括: 将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

19. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 所述估计处理还包括: 基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或确定的面积进行归一化: 与包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度、在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度、在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度、以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。

20. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 所述估计处理还包括: 从确定的面积去除包括在确定的面积中的传播波分量的面积。

21. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 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、血管顺应性、血糖、血甘油三酯以及总外周阻力。

22. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质, 其中, 估计心血管信息的步骤包括: 通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。

23. 根据权利要求22所述的计算机可读存储介质, 其中, 估计心血管信息的步骤包括:

通过使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型来估计心血管信息。

24. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质,所述估计处理还包括:从获得的脉搏波信号去除噪声。

25. 一种用于估计心血管信息的设备,所述设备包括:

存储器,存储指令;和

处理器,被配置为执行所述指令以:

获得对象的脉搏波信号;

确定脉搏波信号的二阶微分信号;

响应于在二阶微分信号的预定间隔中存在局部最小点,在第一操作模式下估计心血管信息;和

响应于在二阶微分信号的预定间隔中不存在局部最小点,在与第一操作模式不同的第二操作模式下估计心血管信息。

26. 根据权利要求25所述的设备,还包括:脉搏波信号获得器,包括:

光源,被配置为将光发射到对象上;和

光电检测器,被配置为通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号,

其中,脉搏波信号获得器被配置为向处理器提供脉搏波信号。

27. 根据权利要求25所述的设备,其中,在第一操作模式下,处理器还被配置为:执行所述指令,以通过分析二阶微分信号来提取至少一个特征值,并且通过使用提取的至少一个特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。

28. 根据权利要求27所述的设备,其中,在第一操作模式下,处理器还被配置为执行所述指令以:

通过分析二阶微分信号,确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;

确定与传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间中的每个时间对应的脉搏波信号幅度;和

通过组合以下项中的至少一个来提取所述至少一个特征值:传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、以及与反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度。

29. 根据权利要求25所述的设备,其中,在第二操作模式下,处理器还被配置为:执行所述指令,以在确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积,并且通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计对象的心血管信息。

30. 根据权利要求29所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点,并且将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

31. 根据权利要求30所述的设备,其中,处理器还被配置为:执行所述指令,以将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

32. 根据权利要求29所述的设备,其中,在第二操作模式下,处理器还被配置为:执行所述指令,以基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或确定的面积进行归一化:在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。

33. 一种存储程序的计算机可读存储介质,其中,当所述程序被处理器执行时,使处理器执行估计处理,所述估计处理包括:

获得对象的脉搏波信号;

确定脉搏波信号的二阶微分信号;

响应于在二阶微分信号的预定间隔中存在局部最小点,在第一操作模式下估计心血管信息;和

响应于在二阶微分信号的预定间隔中不存在局部最小点,在与第一操作模式不同的第二操作模式下估计心血管信息。

34. 根据权利要求33所述的计算机可读存储介质,其中,获得对象的脉搏波信号的步骤包括:通过使用脉搏波信号获得器

将光发射到对象上;和

通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号。

35. 根据权利要求33所述的计算机可读存储介质,其中,在第一操作模式下估计心血管信息的步骤包括:

通过分析二阶微分信号来提取至少一个特征值;和

通过使用提取的至少一个特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。

36. 根据权利要求35所述的计算机可读存储介质,其中,提取所述至少一个特征值的步骤包括:

通过分析二阶微分信号,确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;

确定与传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间中的每个时间对应的脉搏波信号幅度;和

通过组合以下项中的至少一个来提取所述至少一个特征值:传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、以及反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度。

37. 根据权利要求33所述的计算机可读存储介质,其中,在第二操作模式下估计心血管信息的步骤包括:

确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积;和

通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计对象的心血管信息。

38. 根据权利要求37所述的计算机可读存储介质,其中,确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积的步骤包括:

从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;和

将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

39. 根据权利要求38所述的计算机可读存储介质, 其中, 检测脉搏波起始点或最大上升斜率点的步骤包括: 将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

40. 根据权利要求37所述的计算机可读存储介质, 其中, 在第二操作模式下估计心血管信息的步骤包括: 基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或确定的面积进行归一化: 在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度; 在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度; 在从最大上升斜率点的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度; 以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。

用于估计心血管信息的设备

[0001] 本申请要求于2018年12月21日提交到韩国知识产权局的第10-2018-0167338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] 由于社会迅速老龄化,造成了诸如增加的医疗保健成本等的社会问题,医疗保健技术正受到大量的关注。因此,不仅在开发用在医院或体检机构中的医疗装置,而且在开发个人可携带的小型医疗装置。此外,这样的小型医疗装置以由用户佩戴的可穿戴装置的形式提供,以测量心血管健康状态,从而使用户能够直接测量并管理心血管健康状态。

[0004] 因此,最近对于通过分析生物信号来估计血压的方法进行了许多研究,以便制造紧凑尺寸的装置。

发明内容

[0005] 一个或多个示例实施例提供了一种用于即使当生物信号的质量差时也通过稳定地提取心血管特征值来估计心血管信息的设备和方法。

[0006] 根据示例实施例的方面,提供了一种用于估计心血管信息的设备,所述设备包括:存储器,存储指令;处理器,被配置为执行所述指令以:获得对象的脉搏波信号;确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积;和基于脉搏波信号的确定的面积来估计对象的心血管信息。

[0007] 所述设备还可包括脉搏波信号获得器,脉搏波信号获得器包括:光源,被配置为将光发射到对象上;和光电检测器,被配置为通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号,其中,脉搏波信号获得器可被配置为向处理器提供脉搏波信号。

[0008] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以确定包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间,并且将脉搏波信号的与传播波分量的最大点的时间对应的点确定为参考点。

[0009] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以确定脉搏波信号的二阶微分信号、确定二阶微分信号的预定间隔中的局部最小点、并且将脉搏波信号的与局部最小点的时间对应的点确定为参考点。

[0010] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点,并且将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

[0011] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始

点。

[0012] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或脉搏波信号的确定的面积进行归一化:与包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度、在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度、在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度、以及脉搏波信号的在比参考点高的点的持续时间。

[0013] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以从脉搏波信号的确定的面积去除包括在脉搏波信号的确定的面积中的传播波分量的面积。

[0014] 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、血管顺应性、血糖、血甘油三酯以及总外周阻力。

[0015] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以通过使用脉搏波信号的确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。

[0016] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以通过使用定义心血管特征值与心血管信息之间的心血管信息估计模型来估计心血管信息。

[0017] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以从获得的脉搏波信号去除噪声。

[0018] 根据另一示例实施例的方面,提供了一种估计心血管信息的方法,所述方法包括:获得对象的脉搏波信号;确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积;和基于脉搏波信号的确定的面积来估计对象的心血管信息。

[0019] 获得对象的脉搏波信号的步骤可包括:将光发射到对象上;和通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号。

[0020] 确定脉搏波信号的面积的步骤可包括:确定包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间;和将脉搏波信号的与确定的传播波分量的最大点的时间对应的点确定为参考点。

[0021] 确定传播波分量的最大点的时间的步骤可包括:确定脉搏波信号的二阶微分信号;确定二阶微分信号的预定间隔中的局部最小点;和将确定的局部最小点的时间确定为传播波分量的最大点的时间。

[0022] 确定脉搏波信号的面积的步骤可包括:从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;和将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

[0023] 检测脉搏波起始点或最大上升斜率点的步骤可包括:将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

[0024] 所述方法还可包括:基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或脉搏波信号的确定的面积进行归一化:与包括在脉搏波信号中的传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度、在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度、在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度、以及脉搏波信号的在比参考点高的点的持续时间。

[0025] 所述方法还可包括:从脉搏波信号的确定的面积去除包括在脉搏波信号的确定的

面积中的传播波分量的面积。

[0026] 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、血管顺应性、血糖、血甘油三酯以及总外周阻力。

[0027] 估计心血管信息的步骤可包括:通过使用脉搏波信号的确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。

[0028] 估计心血管信息的步骤可包括:通过使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型来估计心血管信息。

[0029] 所述方法可包括:从获得的脉搏波信号去除噪声。

[0030] 根据另一示例实施例的方面,提供了一种用于估计心血管信息的设备,所述设备包括:存储器,存储指令;和处理器,被配置为执行所述指令以:获得对象的脉搏波信号;确定脉搏波信号的二阶微分信号;响应于在二阶微分信号的预定间隔中检测到局部最小点,在第一操作模式下估计心血管信息;和响应于在二阶微分信号的预定间隔中没有检测到局部最小点,在与第一操作模式不同的第二操作模式下估计心血管信息。

[0031] 所述设备还可包括:脉搏波信号获得器,脉搏波信号获得器包括:光源,被配置为将光发射到对象上;和光电检测器,被配置为通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号,其中,脉搏波信号获得器可被配置为向处理器提供脉搏波信号。

[0032] 在第一操作模式下,处理器还可被配置为:执行所述指令,以通过分析二阶微分信号来提取至少一个特征值,并且通过使用提取的至少一个特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。

[0033] 在第一操作模式下,处理器还可被配置为:执行所述指令,以通过分析二阶微分信号,确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;确定与传播波分量的最大点和反射波分量的最大点的每个时间对应的脉搏波信号幅度;和通过组合以下项中的至少一个来提取所述至少一个特征值:传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、以及与反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度。

[0034] 在第二操作模式下,处理器还可被配置为:执行所述指令,以确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积,并且通过使用脉搏波信号的确定的面积作为心血管特征值来估计对象的心血管信息。

[0035] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点,并且将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

[0036] 处理器还可被配置为:执行所述指令,以将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

[0037] 在第二操作模式下,处理器还可被配置为:执行所述指令,以基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或脉搏波信号的确定的面积进行归一化:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及脉搏波信号

的在比参考点高的点的持续时间。

[0038] 根据另一示例实施例的方面,提供了一种估计心血管信息的方法,所述方法包括:获得对象的脉搏波信号;确定脉搏波信号的二阶微分信号;响应于在二阶微分信号的预定间隔中检测到局部最小点,在第一操作模式下估计心血管信息;和响应于在二阶微分信号的预定间隔中没有检测到局部最小点,在与第一操作模式不同的第二操作模式下估计心血管信息。

[0039] 获得对象的脉搏波信号的步骤可包括:将光发射到对象上;和通过接收从对象返回的光来获得脉搏波信号。

[0040] 在第一操作模式下估计心血管信息的步骤可包括:通过分析二阶微分信号来提取至少一个特征值;和通过使用提取的至少一个特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。

[0041] 提取所述至少一个特征值的步骤可包括:通过分析二阶微分信号,确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;确定与传播波分量的最大点和反射波分量的最大点的每个时间对应的脉搏波信号幅度;和通过组合以下项中的至少一个来提取所述至少一个特征值:传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、以及与反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度。

[0042] 在第二操作模式下估计心血管信息的步骤可包括:确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积;和通过使用脉搏波信号的确定的面积作为心血管特征值来估计对象的心血管信息。

[0043] 确定脉搏波信号的面积的步骤可包括:从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;和将以下项中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。

[0044] 检测脉搏波起始点或最大上升斜率点的步骤可包括:将脉搏波信号的最小点、或在脉搏波信号的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

[0045] 在第二操作模式下估计心血管信息的步骤可包括:基于以下项中的至少一个对脉搏波信号或脉搏波信号的确定的面积进行归一化:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点的第二持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及脉搏波信号的在比参考点高的点的持续时间。

附图说明

[0046] 通过参照附图描述特定示例实施例,以上和/或其它方面将更加清楚,其中:

[0047] 图1是示出脉搏波信号的示例的示图;

[0048] 图2是示出根据示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示图;

[0049] 图3是示出根据示例实施例的脉搏波信号获得器的示图;

[0050] 图4是解释确定参考点的示例的示图;

[0051] 图5是解释确定参考点的另一示例的示图;

- [0052] 图6是解释心血管特征值的示例的示意图；
- [0053] 图7是示出根据另一示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示意图；
- [0054] 图8是示出根据示例实施例的估计心血管信息的方法的示意图；
- [0055] 图9是示出根据示例实施例的确定在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积的方法的示意图；
- [0056] 图10是示出根据另一示例实施例的确定在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积的方法的示意图；
- [0057] 图11是示出根据另一示例实施例的估计心血管信息的方法的示意图；
- [0058] 图12是示出根据另一示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示意图；
- [0059] 图13是解释在第一操作模式下提取的第一特征和第二特征的示意图；
- [0060] 图14是解释获得图13的 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3) 和 T_n (T_1 、 T_2 、 T_3) 的方法的示意图；
- [0061] 图15是解释获得图13的 $P_{\max}$ 和 $T_{\max}$ 的方法的示意图；
- [0062] 图16是示出根据另一示例实施例的估计心血管信息的方法的示意图；
- [0063] 图17是示出根据示例实施例的在第一操作模式下估计心血管信息的方法的示意图；
- [0064] 图18是示出根据示例实施例的在第二操作模式下估计心血管信息的方法的示意图。

具体实施方式

[0065] 以下参照附图更详细地描述示例实施例。贯穿附图和具体实施方式,除非另外描述,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绘可被夸大。

[0066] 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。提供在描述中定义的事物(诸如,详细的构造和元件)来帮助全面理解示例实施例。然而,清楚的是,可在没有那些具体定义的事物的情况下实践示例实施例。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,它们可不被详细地描述。

[0067] 除非在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与指定的顺序不同地被执行。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被执行。

[0068] 将理解,尽管术语第一、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。除非另外清楚地陈述,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”等的术语意在指示存在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,并且不意在排除可存在或可添加一个或多个其它特征、数量、步骤、动作、组件、部件或它们的组合的可能性。

[0069] 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、包括全部的a、b和c或者上述示例的各种变化。

[0070] 此外,仅根据主要由将在本公开中描述的组件执行的功能,来区别组件。也就是说,稍后将被描述的两个或更多个组件可被集成到单个组件中。此外,稍后将被解释的单个

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,将被描述的每个组件还可执行由另一组件执行的功能中的一些或全部。每个组件的主要功能中的一些或全部可由另一组件执行。每个组件可被实现为硬件、软件或它们二者的组合。

[0071] 将在本公开中描述的用于估计心血管信息的设备可被实现为软件模块,或者可以以将被嵌入到电子设备中的硬件芯片的形式被制造。在这种情况下,电子设备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型可穿戴装置、腕带型可穿戴装置、指环形可穿戴装置、腰带型可穿戴装置、项链型可穿戴装置、踝带型可穿戴装置、大腿带型可穿戴装置、前臂带型可穿戴装置等。然而,电子装置不限于以上示例,并且可穿戴装置也不限于此。

[0072] 图1是示出脉搏波信号的示例的示图。更具体地,图1示出光电容积描记(PPG)信号的示例。

[0073] 参照图1,PPG信号100的波形可从受试者被获得,并且可通过传播波分量110和反射波分量120至150的叠加被形成。传播波分量110来源于从受试者的心脏离开并朝向受试者的身体的远端部分移动的血液,反射波分量120至150来源于从受试者的远端部分返回的血液。在示出的示例中,PPG信号100由五个分量脉搏110至150的叠加组成。

[0074] 可通过作为心脏每单位时间喷出的血液总量的心输出量(CO)和总外周阻力(TPR)来确定血压,并且可由下面的等式1表示血压。

[0075] [等式1]

[0076] $BP = CO \times TPR$

[0077] 这里,BP表示左心室与右心房之间的血压差,CO表示心输出量,TPR表示总外周阻力。

[0078] 也就是说,在CO改变和/或TPR改变的情况下,血压也改变。因此,通过从PPG信号100中提取与CO相关联的特征值和/或与TPR相关联的特征值,血压可通过使用提取的特征值来估计。

[0079] 图2是示出根据示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示图;图3是示出根据示例实施例的脉搏波信号获得器的示图;图4是解释确定参考点的示例的示图;图5是解释确定参考点的另一示例的示图。

[0080] 参照图2,心血管信息估计设备200包括脉搏波信号获得器210和处理器220。这里,处理器220可包括一个或多个处理器、存储器或它们的组合。

[0081] 脉搏波信号获得器210可获得对象的脉搏波信号。这里,脉搏波信号可以是PPG信号。

[0082] 在一个实施例中,脉搏波信号获得器210可从测量和/或存储脉搏波信号的外部装置接收对象的脉搏波信号。在这种情况下,脉搏波信号获得器210可通过使用各种通信技术(诸如,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)通信等)与外部装置进行通信。然而,这仅是示例性的,并且通信不限于此。

[0083] 在另一示例中,脉搏波信号获得器210可将预定波长的光发射到对象上,并且可通过接收从对象反射或散射的光来测量脉搏波信号。脉搏波信号获得器210可通过PPG传感器

实现。如图3中所示,脉搏波信号获得器210可包括光源310和光电检测器320。

[0084] 光源310可将可见光或近红外线发射到对象上。然而,将由光源310发射的光的波长可根据测量的目的而变化。此外,光源310不必是单个发光体,并且可形成多个发光体的阵列。光源310可包括发光二极管(LED)、激光二极管、荧光体等。

[0085] 光电检测器320可通过接收从对象反射或散射的光来测量脉搏波信号。光电检测器320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320不必是单个装置,并且可形成多个装置的阵列。

[0086] 可存在各种数量和布置的光源和光电检测器,并且光源和光电检测器的数量和布置可根据测量的目的以及安装有脉搏波信号获得器210的电子装置的尺寸和形状等而变化。

[0087] 处理器220可控制心血管信息估计设备200的总体操作。

[0088] 以预定间隔或响应于用户的请求,处理器220可控制脉搏波信号获得器210接收对象的脉搏波信号。

[0089] 处理器220可从获得的脉搏波信号去除噪声。例如,处理器220可通过使用各种滤波技术(诸如,带通滤波器、滑动平均(moving average)等)从脉搏波信号去除噪声。

[0090] 处理器220可确定脉搏波信号上的参考点。参考点可以是用于确定将被用作心血管特征值的面积的参考的点。

[0091] 在一个实施例中,处理器220可确定包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的最大点的时间,并且可将脉搏波信号410的与传播波分量110的最大点的时间对应的点确定为参考点。例如,参照图4,处理器220可确定脉搏波信号410的二阶微分信号420,并且可确定二阶微分信号420的预定间隔 T_{dur} 中的局部最小点 $min1$ 。此外,处理器220可将确定的局部最小点 $min1$ 的时间 $T1$ 确定为传播波分量110的最大点的时间,并且可将脉搏波信号410的在时间 $T1$ 的点430确定为参考点。在这种情况下,预定间隔 T_{dur} 可以是在其中可能出现包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的间隔,并且可通过实验被获得为预设值。

[0092] 在另一实施例中,处理器220可从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点。处理器220可将下面中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间(例如,图5中示出的预定持续时间 L_{dur1})之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间(例如,图5中示出的预定持续时间 L_{dur2})之前或之后的点。这里,第一持续时间和第二持续时间可根据心血管信息估计设备200的规格被预先确定。

[0093] 例如,参照图5,处理器220可从脉搏波信号410检测脉搏波起始点510和530或最大上升斜率点520。脉搏波起始点510可以是脉搏波信号410的最小点。脉搏波起始点530可指示脉搏波信号410的最大上升斜率点520处的切线与脉搏波信号410的最小点510的高度(即,每个点的幅度值都为最小点510的幅度值的直线)之间的交点。处理器220可将脉搏波信号410的最小点510、或脉搏波信号410的最大上升斜率点520处的切线与脉搏波信号410的最小点510的高度之间的交点530检测为脉搏波起始点。

[0094] 处理器220可将下面中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点510开始的预定持续时间 L_{dur1} 之后的点540;在从脉搏波起始点530开始的预定持续时间 L_{dur3} 之后的点550、最大上升斜率点520、以及在从最大上升斜率点520开始的预定持续时间 L_{dur2} 之前的点560或之后的点570。

[0095] 处理器220可对脉搏波信号410进行归一化。在一个实施例中,处理器220可基于下面中的至少一个对脉搏波信号410进行归一化:与包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度;在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点520处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点520开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及与脉搏波信号410的比参考点高的部分所对应的持续时间。在一个实施例中,处理器220可基于上述四种脉搏波信号幅度中的一种对脉搏波信号410进行归一化。例如,处理器220可通过将脉搏波信号410的幅度除以上述四种脉搏波信号幅度中的一种,对脉搏波信号410进行归一化。在另一实施例中,处理器220可基于上述四种脉搏波信号幅度中的一种以及上述持续时间对脉搏波信号410进行归一化。例如,处理器220可通过将脉搏波信号410的与上述持续时间对应的部分的幅度除以上述四种脉搏波信号幅度中的一种,对脉搏波信号410的与上述持续时间对应的部分进行归一化。这里,第三持续时间和第四持续时间可根据心血管信息估计设备200的规格被预先确定,并且可分别与上述第一持续时间和第二持续时间相同或不同。

[0096] 处理器220可确定脉搏波信号410下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方(即,参考点的高度上方)的面积,并且可通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。在这种情况下,心血管信息可包括:血压、血管年龄、动脉僵硬度、血管顺应性、血糖、血甘油三酯、总外周阻力等。在一个实施例中,处理器220可使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型。

[0097] 在一个实施例中,为了仅考虑反射波分量信息,处理器220可从在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积去除包括在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积中的传播波分量110的面积,并且可通过使用去除了传播波分量的影响的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。例如,处理器220可确定包括在脉搏波信号410中的传播波分量的最大点的时间,并且可确定脉搏波信号410的与该时间对应的点。此外,处理器220可基于确定的脉搏波信号410的点和参考点来确定传播波分量110的面积;并且可从在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积去除传播波分量110的面积。由于基于脉搏波信号410的曲线下方的面积来执行血压估计,所以处理器220可提高血压估计的准确度,该面积对于脉搏波信号410的最大幅度的变化和参考幅度线(或参考点)上方的脉搏波信号的宽度是鲁棒的。

[0098] 另外,在如上所述对脉搏波信号410进行归一化时,处理器220还可计算在脉搏波信号410下方且在归一化的脉搏波信号的参考点上方的面积;并且在计算在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积时,处理器220还可对计算的面积进行归一化。

[0099] 图6是解释心血管特征值的示例的示图。在图6中,参考标号610表示参考点;参考标号620表示与传播波分量110的最大点对应的点;参考标号630表示用于对脉搏波信号410进行归一化的归一化点。

[0100] 参照图6,根据本公开的实施例的心血管特征值可包括诸如 $A0/P_n$ 、 $A0/(P_n \times \text{Peak_dur})$ 、 $(A0-A1)/P_n$ 、 $(A0-A1)/(P_n \times \text{Peak_dur})$ 等的值。这里, $A0$ 表示在脉搏波信号410下方且在参考点610上方的面积; P_n 表示用于归一化的归一化点630的幅度; P_i 表示参考点610的幅度; Peak_dur 表示与脉搏波信号410的比参考点610高的部分所对应的持续时间和与确定为 $A0$ 的面积所对应的持续时间; $A1$ 表示包括在 $A0$ 中的传播波分量110的面积。 $A2$ 表示在脉搏波信号410下方并且在传播波分量110的最大点620上方的面积。在这种情况下,点610、620和

630可彼此相同或不同。

[0101] 处理器220可基于 $A0/P_n$ 、 $A0/(P_n \times \text{Peak_dur})$ 、 $(A0-A1)/P_n$ 、 $(A0-A1)/(P_n \times \text{Peak_dur})$ 和A2中的至少一个来执行血压估计。

[0102] 图7是示出根据另一示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示图。

[0103] 参照图7,心血管信息估计设备700包括脉搏波信号获得器210、处理器220、输入接口710、存储器720、通信接口730和输出接口740。这里,以上参照图2至图6描述了脉搏波信号获得器210和处理器220,因此将省略其详细描述。

[0104] 输入接口710可从用户接收各种操作信号的输入。在一个实施例中,输入接口710可包括:键盘、圆顶开关、触摸板(静态压力/电容)、滚轮、轻摇开关、硬件(H/W)按钮等。特别地,与显示器形成层结构的触摸板可被称为触摸屏。

[0105] 存储器720可存储用于心血管信息估计设备700的操作的程序或命令,并且可存储输入到心血管信息估计设备700和从心血管信息估计设备700输出的数据。此外,存储器720可存储获得的脉搏波信号、心血管信息估计模型等。存储器720可包括以下项中的至少一种存储介质:闪存型存储器、硬盘型存储器、多媒体卡型存储器、微型卡型存储器(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、光盘等。此外,心血管信息估计设备700可操作在因特网上执行存储器720的存储功能的外部存储介质,诸如,网络存储等。

[0106] 通信接口730可与外部装置执行通信。例如,通信接口730可向外部装置发送输入到心血管信息估计设备700的数据、存储在心血管信息估计设备700中并由心血管信息估计设备700处理的数据等,或者可从外部装置接收用于估计心血管信息的各种数据。

[0107] 在这种情况下,外部装置可以是使用输入到心血管信息估计设备700的数据、存储在心血管信息估计设备700中并由心血管信息估计设备700处理的数据等的医疗设备、打印出结果的打印机或者显示结果的显示器。另外,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、可穿戴装置等,但是不限于此。

[0108] 通信接口730可通过使用以下方式与外部装置通信: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、5G通信等。然而,这仅是示例性的,并且不意在限制。

[0109] 输出接口740可输出输入到心血管信息估计设备700的数据、存储在心血管信息估计设备700中并由心血管信息估计设备700处理的数据等。在一个实施例中,输出接口740可通过使用声学方法、视觉方法和触觉方法中的至少一种,来输出输入到心血管信息估计设备700的数据、存储在心血管信息估计设备700中并由心血管信息估计设备700处理的数据等。为此,输出接口740可包括显示器、扬声器、振动器等。

[0110] 图8是示出根据示例实施例的估计心血管信息的方法的示图。图8的心血管信息估计方法可由图2的心血管信息估计设备200或图7的心血管信息估计设备700执行。

[0111] 参照图8,在操作810中,心血管信息估计设备200或700可获得对象的脉搏波信号410。这里,脉搏波信号410可以是PPG信号。例如,心血管信息估计设备200或700可通过从测

量和/或存储脉搏波信号的外部装置接收脉搏波信号410来获得对象的脉搏波信号410,或者可通过发射预定波长的光并接收从对象反射或散射的光来获得脉搏波信号410。

[0112] 在操作820中,心血管信息估计设备200或700可确定在脉搏波信号410下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积。如上所述,参考点可以是用于确定将被用作心血管特征值的面积的参考的点。

[0113] 在操作830中,心血管信息估计设备200或700可基于确定的面积来估计对象的心血管信息。例如,心血管信息估计设备200或700可使用确定的面积作为心血管特征值,并且可通过使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型来估计对象的心血管信息。心血管信息可包括血压、血管年龄、动脉僵硬度、血管顺应性、血糖、血甘油三酯、总外周阻力等。

[0114] 另外,为了仅考虑反射波分量信息,心血管信息估计设备200或700可从脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积去除包括在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积中的传播波分量110的面积,并且可通过使用去除了传播波分量110的影响的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。例如,心血管信息估计设备200或700可确定包括在脉搏波信号410中的传播波分量的最大点的时间,并且可确定脉搏波信号410的与该时间对应的点。此外,心血管信息估计设备200或700可基于确定的脉搏波信号410的点和参考点来确定传播波分量110的面积;并且可从在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积去除传播波分量110的面积。

[0115] 图9是示出根据示例实施例的确定在脉搏波信号下方且在参考点高上方的面积的方法的示图。图9的方法可以是在图8的操作820中确定在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积的示例。

[0116] 参照图9,在操作910中,心血管信息估计设备200或700可确定脉搏波信号上的参考点。

[0117] 在一个实施例中,心血管信息估计设备200或700可确定包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的最大点的时间,并且可将脉搏波信号410的与该时间对应的点确定为参考点。例如,心血管信息估计设备200或700可确定脉搏波信号410的二阶微分信号,并且可确定二阶微分信号的预定间隔中的局部最小点。此外,心血管信息估计设备200或700可将确定的局部最小点的时间确定为传播波分量110的最大点的时间,并且可将脉搏波信号的与该时间对应的点确定为参考点。

[0118] 在另一实施例中,心血管信息估计设备200或700可从脉搏波信号410检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;并且可将下面中的一个确定为参考点:从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。在这种情况下,心血管信息估计设备200或700可将脉搏波信号410的最小点、或在脉搏波信号410的最大上升斜率点处的切线与脉搏波信号410的最小点的高度之间的交点检测为脉搏波起始点。

[0119] 在操作920中,心血管信息估计设备200或700可对脉搏波信号410进行归一化。在一个实施例中,心血管信息估计设备200或700可基于下面中的至少一个对脉搏波信号410进行归一化:与包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度;在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上

升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及与脉搏波信号410的比参考点高的部分所对应的持续时间。

[0120] 在操作930中,心血管信息估计设备200或700可确定在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积。

[0121] 图10是示出根据另一示例实施例的确定在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积的方法的示意图。图10的方法可以是在图8的操作820中确定在脉搏波信号410下方且在参考点上方的面积的另一示例。

[0122] 参照图10,在操作1010中,心血管信息估计设备200或700可确定脉搏波信号410上的参考点。

[0123] 在操作1020中,心血管信息估计设备200或700可确定在脉搏波信号410下方且在脉搏波信号410上的参考点上方的面积。

[0124] 在操作1030中,心血管信息估计设备200或700可对脉搏波信号410进行归一化。在一个实施例中,心血管信息估计设备200或700可基于下面中的至少一个对脉搏波信号410进行归一化:与包括在脉搏波信号410中的传播波分量110的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度;在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及与脉搏波信号410的比参考点高的部分所对应的持续时间。

[0125] 图11是示出根据另一示例实施例的估计心血管信息的方法的示意图。图11的心血管信息估计方法可由图2的心血管信息估计设备200或图7的心血管信息估计设备700执行。以上参照图8描述了图11的操作810、820和830,因此将省略其详细描述。

[0126] 在操作815中,心血管信息估计设备200或700可从获得的脉搏波信号去除噪声。例如,心血管信息估计设备200或700可通过使用各种滤波技术(诸如,带通滤波器、滑动平均等)从脉搏波信号410去除噪声。

[0127] 图12是示出根据另一示例实施例的用于估计心血管信息的设备的示意图;图13是解释在第一操作模式下提取的第一特征和第二特征的示意图;图14是解释获得图13的 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3) 和 T_n (T_1 、 T_2 、 T_3) 的方法的示意图;图15是解释获得图13的 $P_{\max}$ 和 $T_{\max}$ 的方法的示意图。

[0128] 参照图12,心血管信息估计设备1200包括脉搏波信号获得器210和处理器1210。这里,处理器1210可包括一个或多个处理器、存储器或它们的组合。以上参照图2和图3描述了脉搏波信号获得器210,因此将省略其详细描述。

[0129] 处理器1210可控制心血管信息估计设备1200的总体操作。

[0130] 以预定间隔或响应于用户的请求,处理器1210可控制脉搏波信号获得器210接收对象的脉搏波信号1300。

[0131] 处理器1210可从获得的脉搏波信号1300去除噪声。例如,处理器1210可通过使用各种滤波技术(诸如,带通滤波器、滑动平均等)从脉搏波信号1300去除噪声。

[0132] 处理器1210可确定脉搏波信号1300的二阶微分信号1400;并且如果在二阶微分信号1400的预定间隔中存在局部最小点,则处理器1210可在第一操作模式下估计心血管信息,如果在二阶微分信号1400的预定间隔中不存在局部最小点,则处理器1210可在第二操作模式下估计心血管信息。在这种情况下,预定间隔可以是在其中可能出现包括在脉搏波信号1300中的传播波分量的间隔,并且可通过实验被获得为预设值。

[0133] 在下文中,将分别解释第一操作模式和第二操作模式。

[0134] <第一操作模式>

[0135] 在第一操作模式下,处理器1210可从脉搏波信号1300提取第一特征值和/或第二特征值。在这种情况下,第一特征值可与心输出量相关联,第二特征值可与总外周阻力相关联。在一个实施例中,处理器1210可通过分析脉搏波信号1300的二阶微分信号1400来确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;并且可确定与传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间中的每个时间对应的脉搏波信号幅度。此外,处理器1210可通过对传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、与反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度等中的至少一个进行组合,来提取第一特征值和/或第二特征值。

[0136] 在下文中,将参照图13至图15描述在第一操作模式下提取的特征值(例如,第一特征值和第二特征值)的示例。

[0137] 参照图13,脉搏波信号1300可通过三个分量脉搏1310至1330的叠加被形成。这里,参考标号1300表示脉搏波信号;参考标号1310表示第一分量脉搏(传播波分量);参考标号1320表示第二分量脉搏(第一反射波分量);参考标号1330表示第三分量脉搏(第二反射波分量)。此外, T_1 表示第一分量脉搏1310的最大点的时间; P_1 表示脉搏波信号1300的在 T_1 的幅度; T_2 表示第二分量脉搏1320的最大点的时间; P_2 表示脉搏波信号1300的在 T_2 的幅度; T_3 表示第三分量脉搏1330的最大点的时间; P_3 表示脉搏波信号1300的在 T_3 的幅度; $T_{\max}$ 表示在脉搏波信号1300的预定间隔(例如,第一间隔)中的最大点的时间; $P_{\max}$ 表示脉搏波信号1300的在 $T_{\max}$ 的幅度; T_{sys} 表示 T_1 与 $T_{\max}$ 之间的中间点的时间; P_{sys} 表示脉搏波信号1300的在 T_{sys} 的幅度; τ_{dur} 表示系统设置因子 $0 \leq \tau_{\text{dur}} \leq 1$ (例如,0.7); P_{area} 表示脉搏波信号1300的在从0到 $\tau_{\text{dur}} \times T_{\text{period}}$ 的间隔(例如,第二间隔)中的幅度之和。

[0138] 第一特征是与心输出量相关联的特征,并且可包括例如通过 $P_{\max}/P_{\text{area}}$ 、 $P_{\max}/P_3$ 、 P_{sys}/P_3 、 P_1/P_3 、 P_2/P_3 、 P_2/P_1 等获得的值。

[0139] 第二特征是与总外周阻力相关联的特征,并且可包括例如通过 $1/(T_3-T_{\text{sys}})$ 、 $1/(T_3-T_{\max})$ 、 $1/(T_3-T_1)$ 、 $1/(T_3-T_2)$ 、 P_3/P_1 、 P_2/P_1 等获得的值。

[0140] 虽然 T_{sys} 表示图13中的 T_1 与 $T_{\max}$ 之间的中间点的时间,但是 T_{sys} 不限于此。也就是说, T_{sys} 可以是 T_1 与 $T_{\max}$ 之间的内部分界点,并且可以是 T_1 与 T_2 之间的内部分界点。

[0141] 参照图14,可基于脉搏波信号1300的二阶微分信号1400获得图13的 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3)和 T_n (T_1 、 T_2 、 T_3)。一旦通过对脉搏波信号1300执行二阶微分了生成二阶微分信号1400,则二阶微分信号1400可包括多个局部最小点min1至min3。通过以时间顺序排列包括在二阶微分信号1400中的局部最小点min1至min3,第一局部最小点min1对应于 T_1 ,第二局部最小点min2对应于 T_2 ,并且第三局部最小点min3对应于 T_3 。此外,脉搏波信号1300的在 T_1 的幅度对应于 P_1 ;脉搏波信号1300的在 T_2 的幅度对应于 P_2 ;脉搏波信号1300的在 T_3 的幅度对应于 P_3 。

[0142] 参照图15,可基于脉搏波信号1300的二阶微分信号1400获得图13的 $P_{\max}$ 和 $T_{\max}$ 。一旦通过对脉搏波信号1300执行二阶微分生成了二阶微分信号1400,则二阶微分信号1400可包括多个局部最大点max1至max3。通过以时间顺序排列包括在二阶微分信号1400中的局部最大点max1至max3,并且通过将第一局部最大点max1至第三局部最大点max3之中的第三局部最大点max3时间定义为 T_{range} ,可将 $P_{\max}$ 的搜索区域(即,第一间隔)确定为 $0 \leq \text{时间} \leq$

T_{range} 。处理器1210可在搜索区域中搜索 P_{max} 。在这种情况下,在 P_{max} 的搜索区域(第一间隔) ($0 \leq \text{时间} \leq T_{range}$)内,脉搏波信号1300的最大点的时间对应于 T_{max} ,并且脉搏波信号1300的在 T_{max} 的幅度对应于 P_{max} 。

[0143] 处理器1210可通过使用提取的第一特征值和/或第二特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。在一个实施例中,处理器1210可使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型。

[0144] <第二操作模式>

[0145] 处理器1210可在第二操作模式下确定脉搏波信号1300上的参考点。在一个实施例中,处理器1210可从脉搏波信号1300检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;并且可将下面中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。例如,如以上参照图5所述,处理器1210可检测脉搏波起始点510和530或最大上升斜率点520。在这种情况下,脉搏波起始点510可指示脉搏波信号的最小点,脉搏波起始点530可指示在脉搏波信号的最大上升斜率点520处的切线与脉搏波信号的最小点510的高度之间的交点530。也就是说,处理器1210可将脉搏波信号的最小点510、或在脉搏波信号的最大上升斜率点520处的切线与脉搏波信号的最小点510的高度之间的交点530检测为脉搏波起始点。此外,处理器1210可将下面中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点510开始的预定持续时间 L_{dur1} 之后的点540、在从脉搏波起始点530开始的预定持续时间 L_{dur3} 之后的点550、最大上升斜率点520、以及在从最大上升斜率点520开始的预定持续时间 L_{dur2} 之前的点560或之后的点570。

[0146] 处理器1210可对脉搏波信号进行归一化。处理器1210可基于下面中的至少一个对脉搏波信号进行归一化:在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度;在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度;在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度;以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。

[0147] 处理器1210可确定在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积,并且可通过使用确定的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。在一个实施例中,处理器1210可使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息模型。

[0148] 在一个实施例中,为了仅考虑反射波分量信息,处理器1210可从脉搏波信号下方且在参考点上方的面积去除包括在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积中的传播波分量的面积,并且可通过使用去除了传播波分量的影响的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。例如,处理器1210可基于确定的脉搏波信号的点和参考点来确定传播波分量的面积;并且可从在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积去除传播波分量的面积。在这种情况下,确定的脉搏波信号的点可以是在其处可能出现包括在脉搏波信号中的传播波分量的点,并且可通过实验被获得为预设值。

[0149] 另外,在如上所述对脉搏波信号进行归一化时,处理器1210还可计算在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积;并且在计算在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积时,处理器1210还可对计算的面积进行归一化。

[0150] 图16是示出根据另一示例实施例的估计心血管信息的方法的示图。图16的心血管信息估计方法可由图12的心血管信息估计设备1200执行。

[0151] 参照图16,在操作1610中,心血管信息估计设备1200可获得对象的脉搏波信号。这里,脉搏波信号可以是PPG信号。例如,心血管信息估计设备1200可通过从测量和/或存储脉搏波信号的外部装置接收脉搏波信号来获得对象的脉搏波信号,或者可通过发射预定波长的光并接收从对象反射或散射的光来获得脉搏波信号。

[0152] 心血管信息估计设备1200可在操作1620中确定脉搏波信号的二阶微分信号,并且可在操作1630中确定在二阶微分信号的预定间隔中是否存在局部最小点。在这种情况下,预定间隔可以是在其中可能出现包括在脉搏波信号中的传播波分量的间隔,并且可通过实验被获得为预设值。

[0153] 如果在二阶微分信号的预定间隔中存在局部最小点,则在操作1640中,心血管信息估计设备1200可在第一操作模式下估计对象的心血管信息。

[0154] 如果在二阶微分信号的预定间隔中不存在局部最小点,则在操作1650中,心血管信息估计设备1200可在第二操作模式下估计对象的心血管信息。

[0155] 图17是示出根据示例实施例的在第一操作模式下估计心血管信息的方法的示意图。图17的方法可以是图16的操作1640中的在第一操作模式下估计心血管信息的示例。

[0156] 参照图17,在操作1710中,心血管信息估计设备1200可从脉搏波信号中提取至少一个特征值。在这种情况下,特征值可包括第一特征值和第二特征值,其中,第一特征值可与心输出量相关联,第二特征值可与总外周阻力相关联。在一个实施例中,心血管信息估计设备1200可分析脉搏波信号的二阶微分信号,以确定传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间;并且可确定与传播波分量的最大点的时间和反射波分量的最大点的时间中的每个时间对应的脉搏波信号幅度。此外,心血管信息估计设备1200可通过对传播波分量的最大点的时间、与传播波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度、反射波分量的最大点的时间、与反射波分量的最大点的时间对应的脉搏波信号幅度等进行组合来提取至少一个特征值。以上参照图13至图15详细描述了第一特征值和第二特征值,因此将省略其详细描述。

[0157] 在操作1720中,心血管信息估计设备1200可通过使用提取的至少一个特征值作为心血管特征值来估计心血管信息。在一个实施例中,心血管信息估计设备1200可使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息估计模型。

[0158] 图18是示出根据示例实施例的在第二操作模式下估计心血管信息的方法的示意图。图18的方法可以是图16的操作1650中的在第二操作模式下估计心血管信息的示例。

[0159] 参照图18,在操作1810中,心血管信息估计设备1200可确定在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积。在这种情况下,如上所述,参考点可以是用于确定将被用作心血管特征值的面积的参考的点。

[0160] 在一个实施例中,心血管信息估计设备1200可确定脉搏波信号上的参考点,可对脉搏波信号进行归一化,然后可确定在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积。

[0161] 更具体地,心血管信息估计设备1200可从脉搏波信号检测脉搏波起始点或最大上升斜率点;并且可将下面中的一个确定为参考点:在从脉搏波起始点开始的第一持续时间之后的点、最大上升斜率点、以及在从最大上升斜率点开始的第二持续时间之前或之后的点。在这种情况下,脉搏波起始点可指示脉搏波信号的最小点,或者在脉搏波信号的最大上

升斜率点处的切线与脉搏波信号的最小点的高度之间的交点。心血管信息估计设备1200可基于下面中的至少一个对脉搏波信号进行归一化：在从脉搏波起始点开始的第三持续时间之后的点处的脉搏波信号幅度；在最大上升斜率点处的脉搏波信号幅度；在从最大上升斜率点开始的第四持续时间之前或之后的点处的脉搏波信号幅度；以及与脉搏波信号的比参考点高的部分所对应的持续时间。心血管信息估计设备1200可确定在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积。

[0162] 在操作1820中，心血管信息估计设备1200可通过使用确定的在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积作为心血管特征值，来估计心血管信息。在一个实施例中，心血管信息估计设备1200可使用定义心血管特征值与心血管信息之间的关系的心血管信息模型。

[0163] 此外，在一个实施例中，为了仅考虑反射波分量信息，心血管信息估计设备1200可从脉搏波信号下方且在参考点上方的面积去除包括在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积中的传播波分量的面积，并且可通过使用去除了传播波分量的影响的面积作为心血管特征值来估计心血管信息。例如，心血管信息估计设备1200可基于确定的脉搏波信号的点和参考点来确定传播波分量的面积；并且可从在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积去除传播波分量的面积。在这种情况下，确定的脉搏波信号的点可以是在其处可能出现包括在脉搏波信号中的传播波分量的点，并且可通过实验被获得为预设值。

[0164] 另外，如上所述，在对脉搏波信号进行归一化时，心血管信息估计设备1200还可计算在脉搏波信号下方且在归一化的脉搏波信号上的参考点上方的面积；并且在计算在脉搏波信号下方且在参考点上方的面积时，心血管信息估计设备1200还可对计算的面积进行归一化。

[0165] 虽然不限于此，但是示例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可存储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，并且在执行程序的通用数字计算机或专用数字计算机中被接收和实现。此外，理解的是，在示例实施例中，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。

[0166] 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它类型的设备。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，对本领域的技术人员而言，许多替代物、修改和变化将是清楚的。

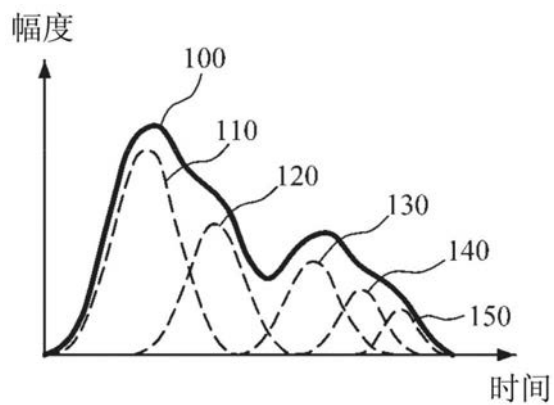


图1

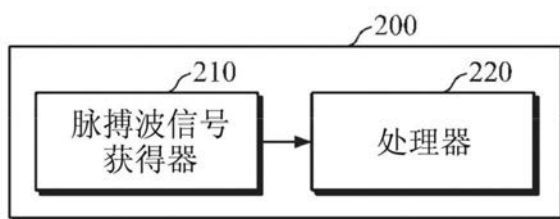


图2

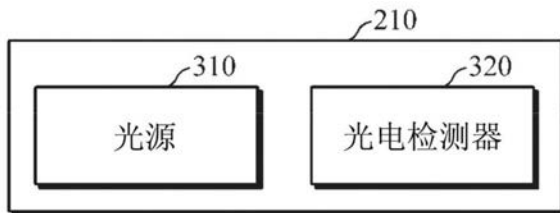


图3

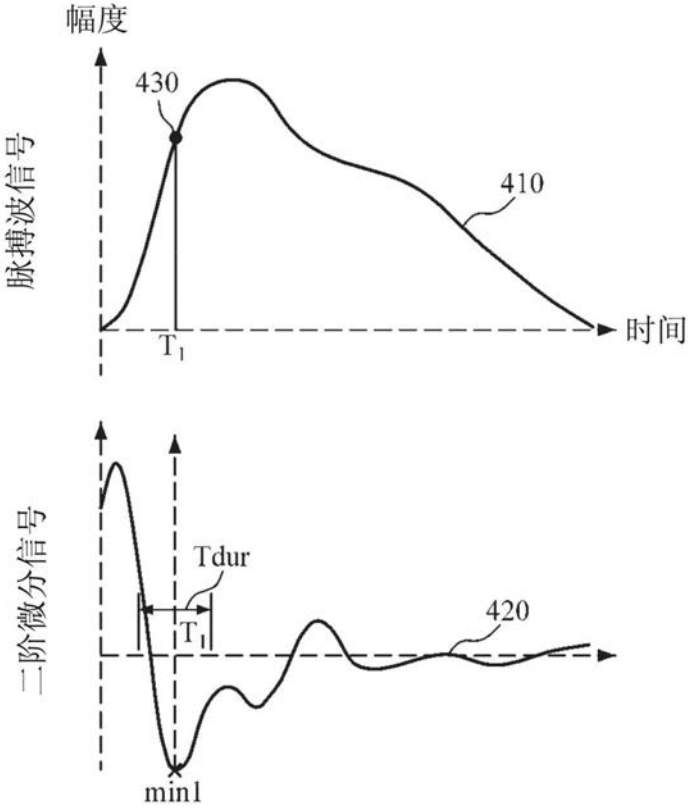


图4

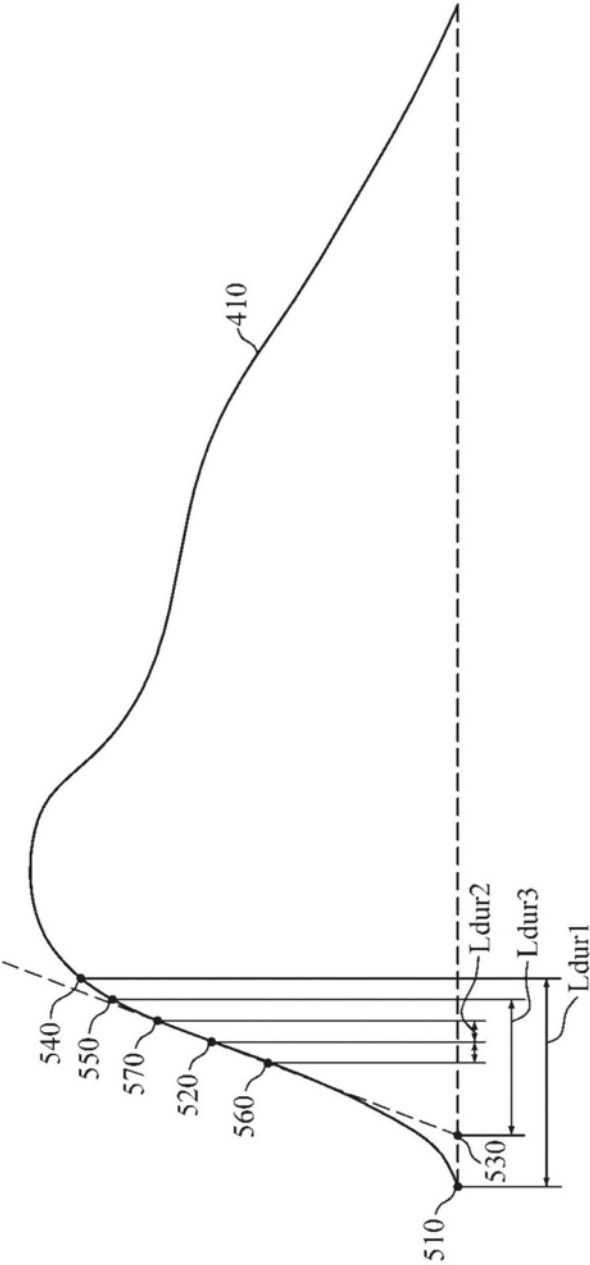


图5

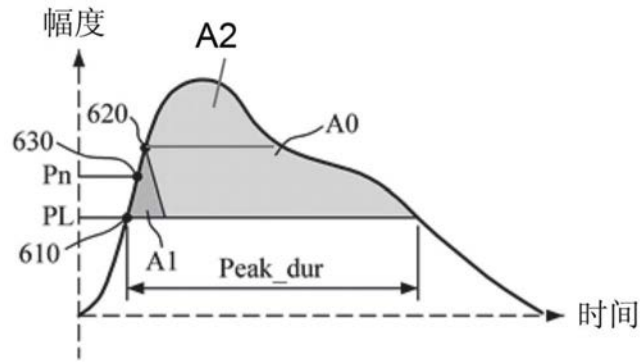


图6

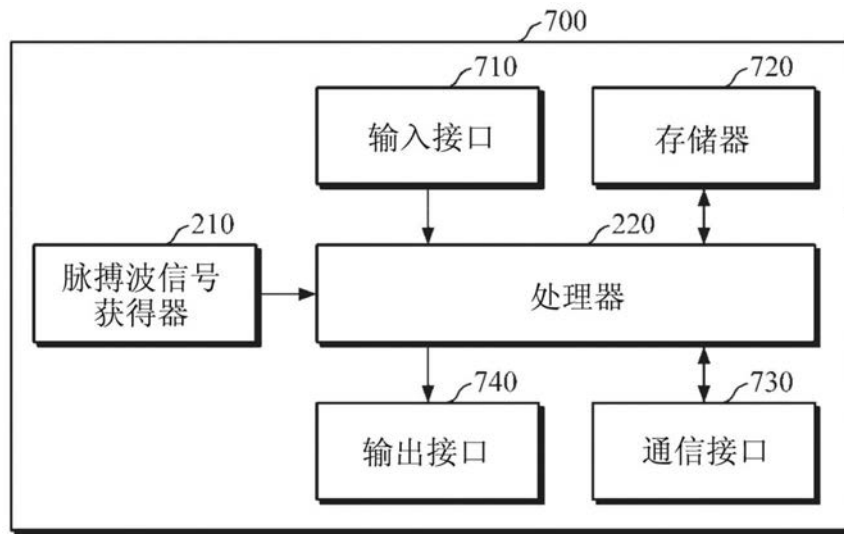


图7

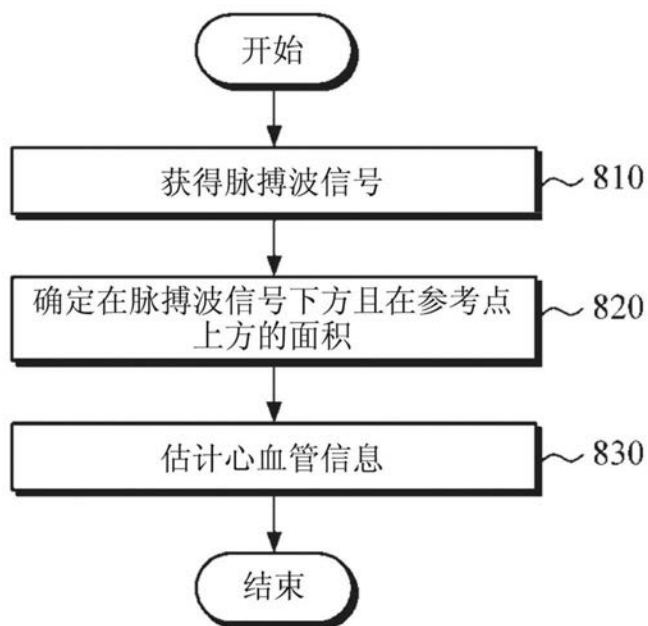


图8

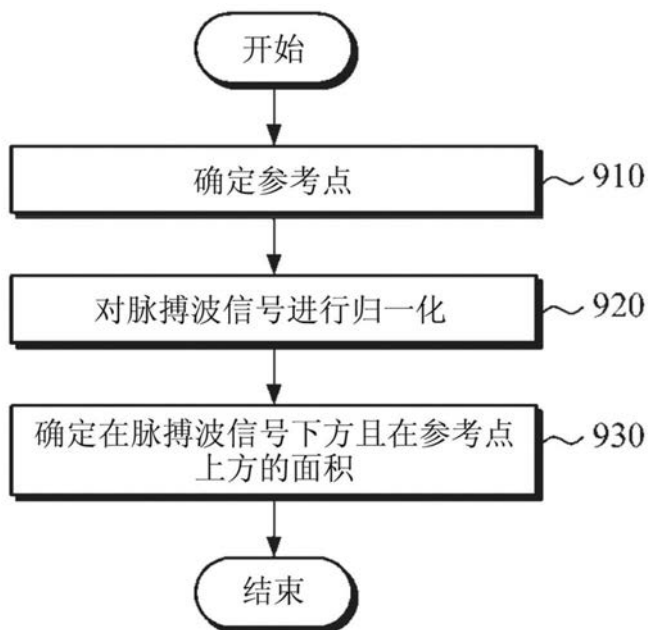


图9

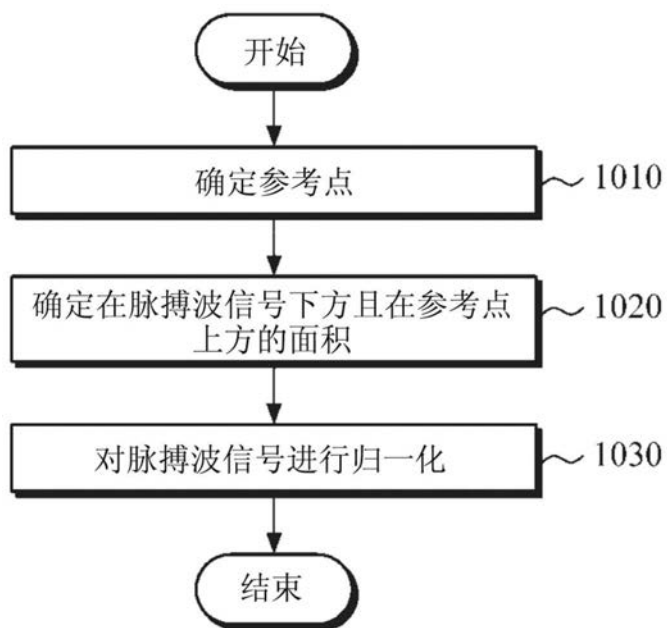


图10

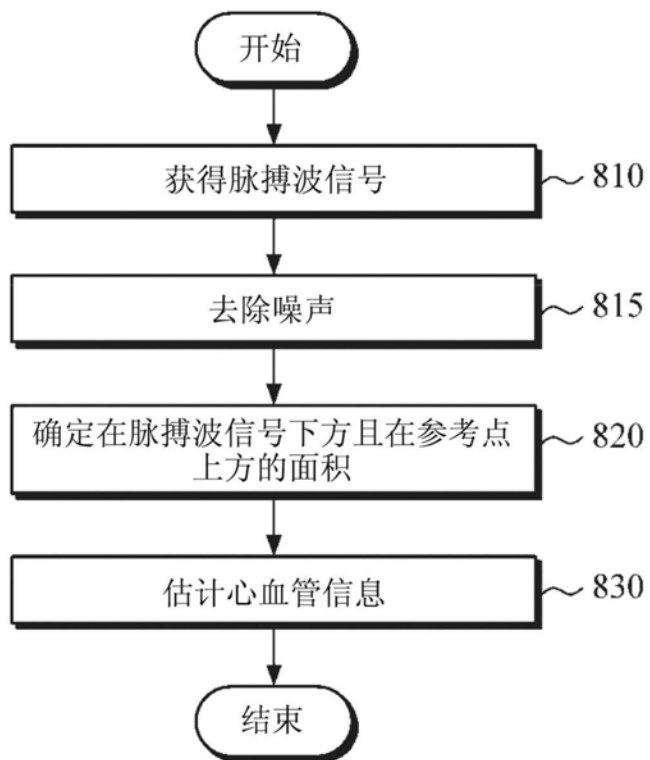


图11

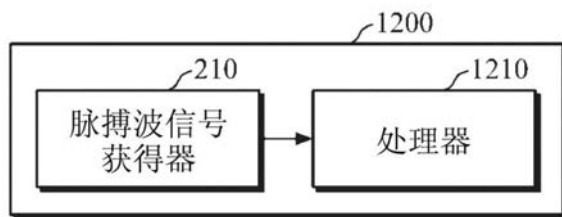


图12

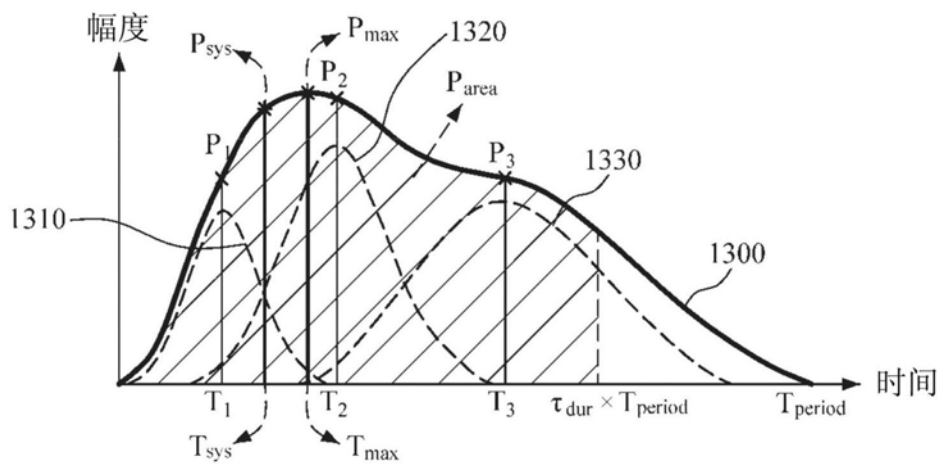


图13

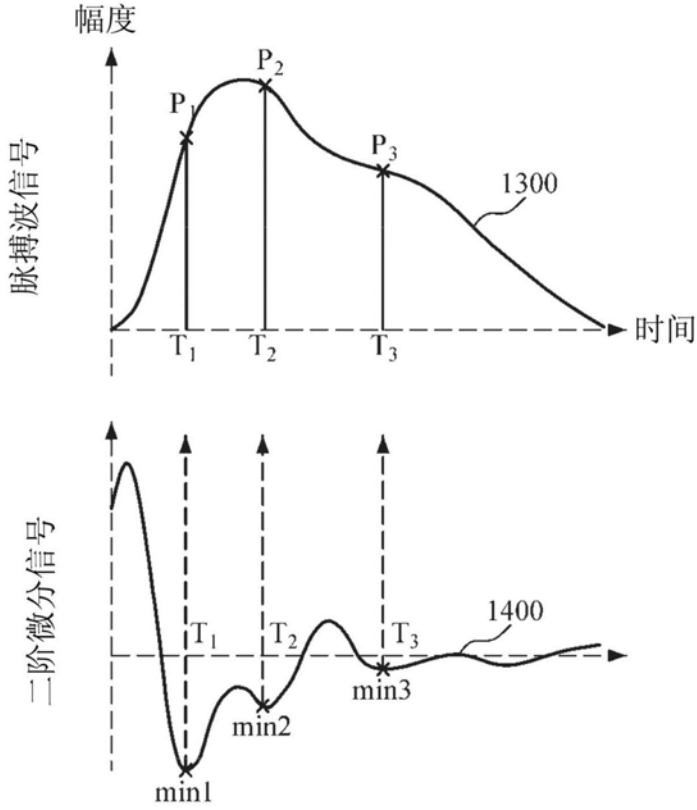


图14

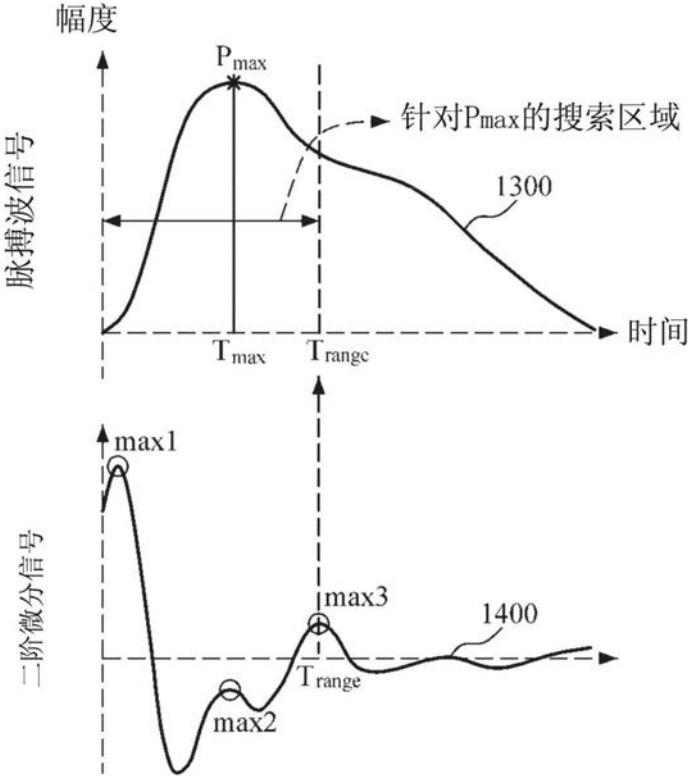


图15

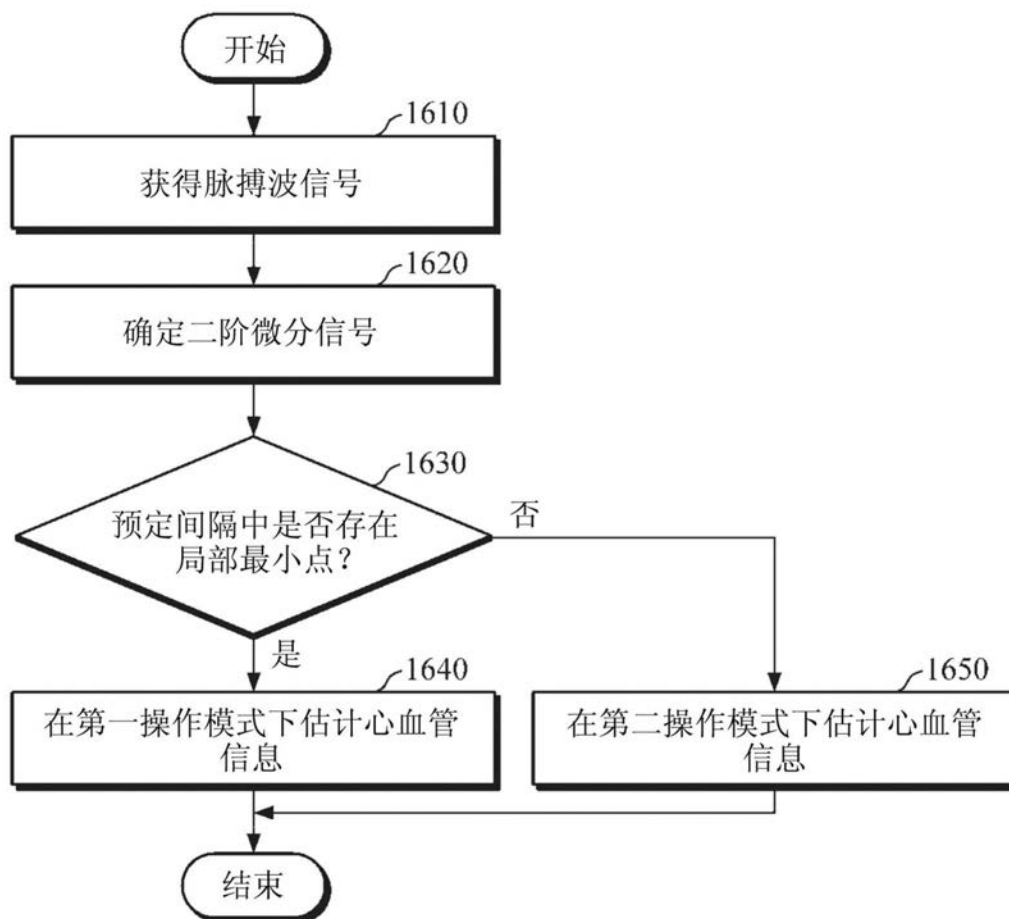


图16

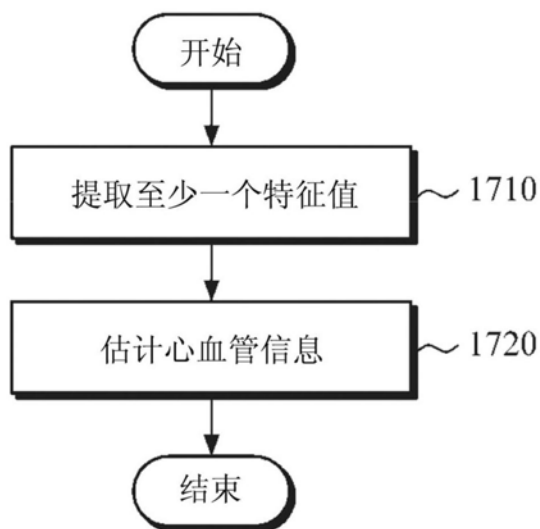


图17

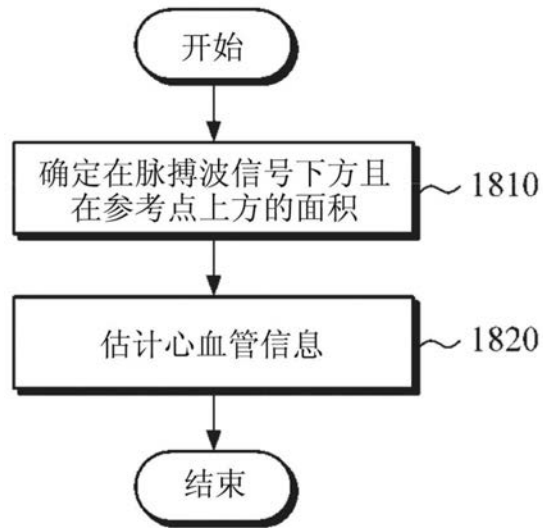


图18

专利名称(译)	用于估计心血管信息的设备		
公开(公告)号	CN111345788A	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN201911336061.4	申请日	2019-12-23
[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 金渊皓 朴昌淳		
发明人	权义根 金渊皓 朴昌淳		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/024 A61B5/00		
代理人(译)	刘灿强		
优先权	1020180167338 2018-12-21 KR		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于估计心血管信息的设备。所述用于估计心血管信息的设备可包括：存储器：存储指令；处理器，被配置为执行所述指令以：获得对象的脉搏波信号；确定在脉搏波信号下方且在脉搏波信号上的参考点上方的面积；和基于脉搏波信号的确定的面积来估计对象的心血管信息。

