



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107837078 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201710075148.5

(22)申请日 2017.02.10

(30)优先权数据

10-2016-0120201 2016.09.20 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 朴昌淳 权义根 金泳秀

(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 张川绪 王兆赓

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

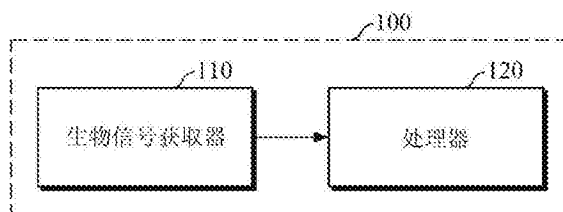
权利要求书3页 说明书15页 附图13页

(54)发明名称

用于生物测量学信息检测的设备及方法及可穿戴装置

(57)摘要

公开了用于生物测量学信息检测的设备及方法及可穿戴装置。一种被配置为执行生物测量学信息检测的特征提取设备包括:生物信号获取器,被配置为获取生物信号;处理器,被配置为将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲,并基于分量脉冲的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。



1. 一种被配置为执行生物测量学信息检测的特征提取设备,所述特征提取设备包括:
生物信号获取器,被配置为获取生物信号;
处理器,被配置为:将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲,并且基于分量脉冲的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。
2. 根据权利要求1所述的特征提取设备,其中,处理器包括:波形分解器,被配置为根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号,来获得后续的分量脉冲。
3. 根据权利要求2所述的特征提取设备,其中,波形分解器包括:
脉冲估计器,被配置为:基于生物信号的波形估计分量脉冲之中的将被分解出的特定的分量脉冲,从而生成估计结果;
脉冲生成器,被配置为基于估计结果生成所述特定的分量脉冲。
4. 根据权利要求3所述的特征提取设备,其中,波形分解器还包括:脉冲消除器,被配置为:每当所述特定的分量脉冲被生成时,从当前的生物信号消除生成的分量脉冲,以更新生物信号,并且当已经生成的分量脉冲的数量小于预设的数量时,基于通过消除生成的分量脉冲生成的更新的生物信号来估计另一后续的分量脉冲。
5. 根据权利要求3所述的特征提取设备,其中,脉冲估计器被配置为:基于获取的生物信号的波形来对分量脉冲波形函数进行建模,并估计分量脉冲波形函数的参数。
6. 根据权利要求5所述的特征提取设备,其中,脉冲估计器还被配置为:基于高斯波形函数和不对称因子,将分量脉冲波形函数建模为关于时间轴两侧不对称。
7. 根据权利要求6所述的特征提取设备,其中,波形分解器还包括:因子调整器,被配置为:当基于当前的生物信号和不对称因子来估计所述特定的分量脉冲时,基于通过从当前的生物信号消除估计的分量脉冲生成的新的生物信号来调整不对称因子,并且脉冲估计器还被配置为:基于当前的生物信号和调整后的不对称因子来重新估计所述特定的分量脉冲。
8. 根据权利要求7所述的特征提取设备,其中,因子调整器还被配置为:基于确定消除的分量脉冲的平均时间小于峰值点处的时间,来调整不对称因子。
9. 根据权利要求1所述的特征提取设备,其中,处理器包括:特征提取器,被配置为基于特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征,所述特性点包括分解出的分量脉冲的时间、幅度、标准差和偏移中的一个或多个。
10. 根据权利要求1所述的特征提取设备,其中,生物信号获取器被配置为:通过向用户的皮肤发射光并检测从用户的皮肤返回的光,来获取生物信号。
11. 根据权利要求1所述的特征提取设备,还包括:通信器,被配置为:从生物测量学信息检测设备接收生物信号,将生物信号转发到生物信号获取器,并将基于接收的生物信号的处理的结果发送到生物测量学信息检测设备。
12. 一种用于生物测量学信息检测的特征提取方法,所述特征提取方法包括:
获取生物信号;
将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲;
基于每一个分量脉冲的特性点,来提取用于生物测量学信息检测的特征。
13. 根据权利要求12所述的特征提取方法,其中,所述分解的步骤包括:根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号,来获得后续的分量脉冲。

14. 根据权利要求13所述的特征提取方法, 其中, 所述分解的步骤还包括:

基于生物信号的波形, 来估计分量脉冲之中的将被分解出的特定的分量脉冲, 从而生成估计结果;

基于估计结果生成所述特定的分量脉冲。

15. 根据权利要求14所述的特征提取方法, 还包括: 每当所述特定的分量脉冲被生成时, 从当前生物信号消除生成的分量脉冲, 以更新生物信号,

其中, 消除特定的分量脉冲的步骤包括: 当已经生成的分量脉冲的数量小于预设的数量时, 基于通过消除生成的分量脉冲生成的更新的生物信号来估计另一后续的分量脉冲。

16. 根据权利要求14所述的特征提取方法, 其中, 估计特定的分量脉冲的步骤包括: 基于生物信号的波形对分量脉冲波形函数进行建模, 并估计分量脉冲波形函数的参数。

17. 根据权利要求16所述的特征提取方法, 其中, 对分量脉冲波形函数进行建模的步骤包括: 基于高斯波形函数和不对称因子, 将分量脉冲波形函数建模为关于时间轴两侧不对称。

18. 根据权利要求17所述的特征提取方法, 还包括: 调整用于将被估计的特定分量脉冲的波形的不对称因子。

19. 根据权利要求18所述的特征提取方法, 其中, 调整不对称因子的步骤包括:

基于生物信号和不对称因子, 来估计所述特定的分量脉冲;

从生物信号消除估计的分量脉冲;

将消除的分量脉冲的平均时间与峰值点处的时间进行比较,

响应于确定所述平均时间小于峰值点处的时间, 调整不对称因子并重新估计所述特定的分量脉冲。

20. 一种生物测量学信息检测设备, 包括:

测量器, 被配置为: 向用户的皮肤发射光, 检测从用户的皮肤反射的光, 并基于检测的光测量生物信号;

处理器, 被配置为: 将生物信号的波形分解为分量脉冲, 基于分量脉冲的特性点来提取生物信号的特征, 并基于所述特征检测生物测量学信息。

21. 根据权利要求20所述的生物测量学信息检测设备, 其中, 处理器还被配置为: 根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号, 来获得后续的分量脉冲。

22. 根据权利要求21所述的生物测量学信息检测设备, 其中, 处理器还被配置为: 基于高斯波形函数和不对称因子, 对关于时间轴不对称的分量脉冲波形函数进行建模, 并基于建模的分量脉冲波形函数将生物信号分解成分量脉冲。

23. 根据权利要求20所述的生物测量学信息检测设备, 其中, 处理器还被配置为: 基于特性点来提取特征, 其中, 所述特性点包括分量脉冲的时间、幅度、标准差和偏移中的一个或多个。

24. 根据权利要求20所述的生物测量学信息检测设备, 还包括: 通信器, 被配置为: 将测量的生物信号发送到特征提取设备, 并从特征提取设备接收以下项中的至少一个: 基于生物信号被分解出的一个或多个额外的分量脉冲、每一个额外的分量脉冲的特性点以及基于特性点提取的特征。

25. 根据权利要求20所述的生物测量学信息检测设备, 其中, 生物测量学信息包括: 血

压、血管年龄、动脉硬化程度、主动脉压波形、应力指数和疲劳程度中的一个或多个。

26. 一种可穿戴装置,包括:

主体;

测量器,设置在主体中,并且被配置为:向用户的皮肤发射光,检测从用户的皮肤反射的光,并基于检测的光测量生物信号;

处理器,设置在主体中,并且被配置为:通过控制测量器来获取生物信号,将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲,基于分量脉冲的特性点来提取特征,使用提取的特征检测生物测量学信息,并基于检测的生物测量学信息来生成处理结果;

显示器,设置在主体中,并且被配置为显示处理器的处理结果。

27. 根据权利要求26所述的可穿戴装置,其中,显示器包括:第一部分,被配置为显示检测的生物测量学信息或者检测的生物测量学信息的变化。

28. 根据权利要求27所述的可穿戴装置,其中,显示器还包括:第二部分,被配置为显示从第一部分选择的用于检测生物测量学信息的分量脉冲。

29. 根据权利要求28所述的可穿戴装置,其中,显示器还被配置为:在第一部分中显示用于指示检测的生物测量学信息或者从第一部分选择的生物测量学信息的标记。

30. 根据权利要求26所述的可穿戴装置,还包括:通信器,设置在主体中,并且被配置为:建立与外部装置的连接以进行通信,并将处理器的处理结果经由所述连接发送到外部装置。

用于生物测量学信息检测的设备及方法及可穿戴装置

[0001] 本申请要求于2016年9月20日提交到韩国知识产权局的第10-2016-0120201号韩国专利申请的优先权,所述韩国专利申请的公开为了所有的目的通过引用全部合并于此。

技术领域

[0002] 在此公开的与示例性实施例一致的方法和设备涉及一种用于通过从生物信号提取特征并使用提取的特征无创地检测生物测量学信息的技术。

背景技术

[0003] 由于近来人口老龄化,医疗费用增加以及专业医疗服务人员的短缺,关于IT技术和医疗技术相结合的IT-医疗融合技术的研究正在进行。特别地,对人体的健康状态的监测不仅仅限于在固定的地方(诸如,医院)执行,而是扩展到在日常生活中的任何地方(诸如,在家和在办公室)在任何时间提供对用户的健康状态的监测的移动医疗领域。心电图(ECG)、光电血管容积图(PPG)和肌电图(EMG)信号是指示个人健康状况的生物信号的典型示例,并且已经开发了用于在日常生活中测量这样的信号的各种生物信号传感器。特别地,在PPG传感器的情况下,可通过分析指示用户的心血管状态的脉搏波的形状来测量用户的血压等。

[0004] PPG生物信号研究已经表明,完整PPG信号是由从心脏开始朝向身体远端的传播波和从身体远端返回的反射波的叠加组成。另外,已知可通过提取与传播波或反射波相关的各种特征来获得用于估计血压的信息。

发明内容

[0005] 提供本发明内容用于以简化的形式来介绍在下面具体实施方式中进一步描述的构思的选择。本发明内容不旨在标识要求保护的主题的关键特征或必要特征,也不旨在用作帮助确定要求保护的主题的范围。

[0006] 根据示例性实施例的一方面,提供一种被配置为执行生物测量学信息检测的特征提取设备,所述特征提取设备包括:生物信号获取器,被配置为获取生物信号;处理器,被配置为将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲,并且基于分量脉冲的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。

[0007] 处理器可包括:波形分解器,被配置为根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号,来获得后续的分量脉冲。

[0008] 波形分解器可包括:脉冲估计器,被配置为基于生物信号的波形估计分量脉冲之中的将被分解出的特定的分量脉冲,从而生成估计结果;以及脉冲生成器,被配置为基于估计结果生成所述特定的分量脉冲。

[0009] 波形分解器还可包括:脉冲消除器,被配置为:当所述特定的分量脉冲被生成时,从生物信号消除生成的分量脉冲,并且当生成的分量脉冲的数量小于预设的数量时,基于通过消除生成的分量脉冲生成的另一新的生物信号来估计另一后续的分量脉冲。

[0010] 脉冲估计器可被配置为:基于获取的生物信号的波形来对分量脉冲波形函数进行建模,并估计分量脉冲波形函数的参数。

[0011] 脉冲估计器可被配置为:基于高斯波形函数和不对称因子,将分量脉冲波形函数建模为关于时间轴两侧不对称。

[0012] 波形分解器还可包括:因子调整器,被配置为:当基于当前的生物信号和不对称因子来估计所述特定的分量脉冲时,基于通过从当前的生物信号消除估计的分量脉冲生成的新的生物信号来调整不对称因子,并且脉冲估计器可被配置为:基于当前的生物信号和调整后的不对称因子来重新估计所述特定的分量脉冲。

[0013] 因子调整器可被配置为:基于确定消除的分量脉冲的平均时间段小于峰值点处的时间段,来调整不对称因子。

[0014] 处理器可包括:特征提取器,被配置为基于特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征,所述特性点包括分解出的分量脉冲的时间、幅度、标准差和偏移中的一个或多个。

[0015] 生物信号获取器可被配置为:通过向用户的皮肤发射光并检测从用户的皮肤返回的光,来获取生物信号。

[0016] 特征提取设备还可包括:通信器,被配置为从生物测量学信息检测设备接收生物信号,将生物信号转发到生物信号获取器,并将基于接收的生物信号的处理的结果发送到生物测量学信息检测设备。

[0017] 根据另一示例性实施例的一方面,提供一种用于生物测量学信息检测的特征提取方法,所述特征提取方法包括:获取生物信号;将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲;基于每一个分量脉冲的特性点,来提取用于生物测量学信息检测的特征。

[0018] 所述分解的步骤可包括:根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号,来获得后续的分量脉冲。

[0019] 所述分解的步骤可包括:基于生物信号的波形,来估计分量脉冲之中的将被分解出的特定的分量脉冲;基于估计结果生成所述特定的分量脉冲。

[0020] 所述特征提取方法还可包括:当所述特定的分量脉冲被生成时,从生物信号消除生成的分量脉冲,其中,消除特定的分量脉冲的步骤可包括:当生成的分量脉冲的数量小于预设的数量时,基于通过消除生成的分量脉冲生成的另一新的生物信号来估计另一后续的分量脉冲。

[0021] 估计特定的分量脉冲的步骤可包括:基于生物信号的波形对分量脉冲波形函数进行建模,并估计分量脉冲波形函数的参数。

[0022] 对分量脉冲波形函数进行建模的步骤可包括:基于高斯波形函数和不对称因子,将分量脉冲波形函数建模为关于时间轴两侧不对称。

[0023] 所述特征提取方法还可包括:调整用于将被估计的特定分量脉冲的波形的不对称因子。

[0024] 调整不对称因子的步骤可包括:基于生物信号和不对称因子,来估计所述特定的分量脉冲;从生物信号消除估计的分量脉冲;将消除了分量脉冲的生物信号的平均时间段与峰值点处的时间段进行比较,响应于确定所述平均时间段小于峰值点处的时间段,调整不对称因子并重新估计所述特定的分量脉冲。

[0025] 根据另一示例性实施例的一方面,提供一种生物测量学信息检测设备,包括:测量器,被配置为向用户的皮肤发射光,检测从用户的皮肤反射的光,并基于检测的光来测量生物信号;处理器,被配置为将生物信号的波形分解为分量脉冲,基于分量脉冲的特性点来提取生物信号的特征,并基于所述特征检测生物测量学信息。

[0026] 处理器还可被配置为:根据基于一个分量脉冲生成的新的生物信号,来获得后续的分量脉冲。

[0027] 处理器还可被配置为:基于高斯波形函数和不对称因子,对关于时间轴不对称的分量脉冲波形函数进行建模,并基于建模的分量脉冲波形函数将生物信号分解成分量脉冲。

[0028] 处理器还可被配置为:基于特性点来提取特征,其中,所述特性点包括分量脉冲的时间、幅度、标准差和偏移中的一个或多个。

[0029] 生物测量学信息检测设备还可包括:通信器,被配置为将测量的生物信号发送到特征提取设备,并从特征提取设备接收以下项中的至少一个:基于生物信号分解出的一个或多个额外的分量脉冲、每一个额外的分量脉冲的特性点以及基于特性点提取的特征。

[0030] 生物测量学信息可包括:血压、血管年龄、动脉硬化程度、主动脉压波形、应力指数和疲劳程度中的一个或多个。

[0031] 根据另一示例性实施例的一方面,提供一种可穿戴装置,包括:主体;测量器,设置在主体中并且被配置为向用户的皮肤发射光,检测从用户的皮肤反射的光,并基于检测的光测量生物信号;处理器,设置在主体中并且被配置为通过控制测量器来获取生物信号,将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲,基于分量脉冲的特性点来提取特征,使用提取的特征检测生物测量学信息,并基于检测的生物测量学信息来生成处理结果;显示器,设置在主体中并且被配置为显示处理器的处理结果。

[0032] 显示器可包括:第一部分,被配置为显示检测的生物测量学信息或者检测的生物测量学信息的变化。

[0033] 显示器还可包括:第二部分,被配置为显示从第一部分选择的用于检测生物测量学信息的分量脉冲。

[0034] 显示器可被配置为:在第一部分中显示用于指示检测的生物测量学信息或者从第一部分选择的生物测量学信息的标记。

[0035] 可穿戴装置还可包括:通信器,设置在主体中并且被配置为建立与外部装置的连接以进行通信,并将处理器的处理结果经由所述连接发送到外部装置。

[0036] 从下面的具体实施方式、附图和权利要求,其他特征和方面将是清楚的。

附图说明

[0037] 图1是示出根据示例性实施例的特征提取设备的框图;

[0038] 图2是示出根据另一示例性实施例的特征提取设备的框图;

[0039] 图3是示出特征提取设备的处理器的配置的示例性实施例的框图;

[0040] 图4A和图4B是用于描述提取生物信号的特征的总体方法的示意图;

[0041] 图5是示出图3的波形分解器的示例性实施例的框图;

[0042] 图6A、图6B、图6C和图6D是用于描述通过图5的波形分解器执行的波形分解的方法

的示图；

[0043] 图7是示出图3的波形分解器的另一示例性实施例的框图；

[0044] 图8是用于描述通过图7的因子调整器执行的不对称因子调整的方法的曲线图；

[0045] 图9是示出根据示例性实施例的特征提取的方法的流程图；

[0046] 图10是示出图9的波形分解的操作的示例性实施例的流程图；

[0047] 图11是示出图10的不对称因子调整的操作的示例性实施例的流程图；

[0048] 图12是示出根据示例性实施例的生物测量学信息检测设备的框图；

[0049] 图13是示出根据示例性实施例的生物测量学信息检测的方法的流程图；

[0050] 图14是示出根据另一示例性实施例的生物测量学信息检测设备的框图；

[0051] 图15A、图15B、图15C和图15D是根据示例性实施例的用于描述可穿戴装置的示图。

[0052] 贯穿附图和具体实施方式，除非另有描述，否则相同的附图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，这些元件的相对大小和描绘可被夸大。

具体实施方式

[0053] 通过参照示例性实施例，本技术公开的优点和特征以及实现其的方法将是清楚的，其中，下面参照附图详细地描述示例性实施例。然而，本公开的范围不限于下面描述的示例性实施例，并且可对其进行各种修改。提供示例性实施例仅为了彻底公开示例性实施例并且向本领域的普通技术人员传达示例性实施例。贯穿说明书，相同的参考标号表示相同的元件。

[0054] 将理解，虽然在此可使用术语第一、第二等来描述各种元件，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进行区分。除非上下文另外清楚指示，否则如在此使用的单数形式也旨在包括复数形式。此外，将理解，术语“包含”或“包括”说明存在叙述的元件，但不排除存在或添加一个或多个其它元件。诸如“…单元”和“模块”的术语表示处理至少一个功能或操作的单元，并且可通过使用硬件、软件或硬件和软件的组合来实现它们。

[0055] 在下文中，将参照附图详细地描述用于检测生物测量学信息的特征提取设备和方法、生物测量学信息检测设备和可穿戴装置的示例性实施例。

[0056] 图1是示出根据示例性实施例的特征提取设备的框图。可以以安装在终端（诸如，可穿戴装置、智能电话、平板PC、台式PC、笔记本PC等）和用于检测生物测量学信息（诸如，血压）的装置中的软件或硬件模块的形式来实现特征提取设备100。另外，特征提取设备100可被实现为独立的硬件装置，并且可被用于对生物信号的波形的分析的研究的目的，其中，在这种情况下，生物信号的波形由多个分量脉冲（component pulse）之和组成。然而，示例性实施例的方面不限于上面的描述，可根据示例性实施例的使用目的对特征提取设备100进行各种修改。

[0057] 参照图1，特征提取设备100包括生物信号获取器110和处理器120。可通过一个或多个电路、处理器、存储器或它们的组合来实现生物信号获取器110和处理器120。

[0058] 生物信号获取器110可获取用于检测生物测量学信息的对象的生物信号，并将获取的生物信号转发给处理器120。在这种情况下，生物测量学信息可包括血压、血管年龄、动脉硬化程度、主动脉搏波形、应力指数（stress index）、疲劳程度等。然而，生物测量学信息

不限于上面的示例。另外,用于检测生物测量学信息的生物信号可以是心电图 (ECG) 信号、光电血管容积图 (PPG) 信号、肌电图 (EMG) 信号等。

[0059] 在下文中,将通过关注使用PPG信号(在下文中,称为“脉搏波信号”)检测血压的示例来描述示例性实施例。然而,这仅是为了方便描述的目的,并且示例性实施例的方面不限于此。

[0060] 生物信号获取器110可包括向对象发射光并检测从对象返回的光的传感器。在这种情况下,生物信号获取器110可响应于预定的控制信号来驱动传感器并获取对象的脉搏波信号。在这种情况下,可通过在特征提取设备100中实现的控制模块来生成控制信号。控制模块可被实现为处理器120的一个功能,并且可基于用户的输入生成控制信号。传感器可响应于控制信号来驱动光源向对象发射光,并且可检测从对象散射或反射的光以测量脉搏波信号。在这种情况下,传感器可安装在特征提取设备100中,但不限于此,传感器可被实现为单独的硬件装置。

[0061] 当生物信号获取器110获取生物信号时,生物信号获取器110可对生物信号执行预处理,诸如,滤波、生物信号的放大或者转换成数字信号。

[0062] 处理器120可从生物信号获取器110接收生物信号,并且分析接收的生物信号的波形以提取用于检测生物测量学信息的特征。例如,处理器120可获得基于接收的生物信号的完整波形 (full waveform) 分解出的一个或多个分量脉冲。在这种情况下,可根据将要检测的生物测量学信息的类型来预先设置基于生物信号分解出的分量脉冲的数量。另外,可从分解出的分量脉冲中的每一个分量脉冲获取特性点(诸如,时间、幅度等),并且可提取一个或多个特性点的组合作为用于生物测量学信息检测的特征。在这种情况下,从每个分量脉冲提取的特性点不限于上面的描述,并且特性点可包括根据生物测量学信号的类型的各种信息、波形的特性、将被检测的生物测量学信息的类型等。

[0063] 图2是示出根据另一示例性实施例的特征提取设备的框图。

[0064] 参照图2,特征提取设备200包括生物信号获取器110、处理器120和通信器210。根据示例性实施例,可通过一个或多个电路、存储器、处理器或者它们的组合将生物信号获取器110和处理器120实现为一个模块。

[0065] 根据一个示例性实施例,生物信号获取器110可从测量生物信号的外部装置获取生物信号。例如,当生物信号获取器110接收到生物信号测量控制信号时,生物信号获取器110可控制通信器210连接到生物测量学信息检测设备1400。

[0066] 根据一个示例,通信器210可在生物信号获取器110的控制下使用通信技术访问通信网络并连接到生物测量学信息检测设备1400,并且可从生物测量学信息检测设备1400接收生物测量学信息。在这种情况下,生物测量学信息检测设备1400可包括将在下面描述的用于测量生物信号的传感器,并且可将从对象测量的生物信号发送到通信器210。

[0067] 在这种情况下,通信技术可包括,但不限于包括,蓝牙、蓝牙低功耗 (BLE)、近场通信 (NFC)、WLAN、ZigBee、红外数据协会 (IrDA)、Wi-Fi直连 (WFD)、超宽带 (UWB)、Ant+、Wi-Fi以及移动通信技术。

[0068] 根据另一示例,响应于从生物测量学信息检测设备1400接收的连接请求信号,通信器210可连接到生物测量学信息检测设备1400,并且接收对于用于检测生物测量学信息的信息和使用生物信号提取用于检测生物测量学信息的特征请求。另外,通信器210可将

包括使用生物信号提取的特征信息并且由处理器120生成的处理结果发送到生物测量学信息检测设备1400。

[0069] 当通信器210从生物测量学信息检测设备1400接收到生物信号时,通信器210可将接收的生物信号发送到生物信号获取器110。在这种情况下,当生物信号获取器110从生物测量学信息检测设备1400接收到生物信号时,生物信号获取器110可对接收的生物信号进行预处理,并将预处理的信号发送到处理器120。

[0070] 处理器120可通过分析接收的生物信号的波形将接收的生物信号分解成一个或多个分量脉冲,并通过获取每个分量脉冲的特性点来提取用于检测生物测量学信息的特征。

[0071] 在下文中,将参照图3至图8来描述在图1和图2中分别示出的特征提取设备100和特征提取设备200的处理器120的各种示例性实施例。

[0072] 图3是示出特征提取设备100和特征提取设备200中的处理器120的配置的示例性实施例的框图。图4A和图4B是用于描述提取生物信号的特征的总体方法的示图。

[0073] 参照图3,分别在图1和图2中示出的特征提取设备100和特征提取设备200的处理器120均包括波形分解器121和特征提取器122。

[0074] 当波形分解器121接收到生物信号时,波形分解器121可通过分析接收的生物信号的完整波形而将接收的生物信号分解成分量脉冲。在这种情况下,可根据各种标准(诸如,生物测量学信息的类型、波形的特性等)来预先设置基于生物信号将被分解出的分量脉冲的数量。另外,波形分解器121可基于生物信号的完整波形通过分解来顺序地获得分量脉冲。在这种情况下,可从用于后续的分量脉冲的分解的生物信号消除从生物信号分解出的分量脉冲。即,如将在下面描述的,在基于从生物信号获取器110接收的生物信号的完整波形分解出第一分量脉冲之后,可基于顺序地消除了先前分解的分量脉冲的生物信号来分解出后续的分量脉冲。

[0075] 例如,图4A示出了用于测量血压的脉搏波信号40和构成脉搏波信号40的五个分量脉冲41、42、43、44和45。通常,脉搏波信号由以下波的叠加组成:从心脏开始朝向身体远端的传播波和从身体远端返回的反射波。当每个分量脉冲的时间或幅度信息被适当地组合时,可提取与血压具有高相关性的特征。通常,由于前三个分量脉冲主要用于估计血压,因此可将基于生物信号将被分解出的分量脉冲的数量设置为“3”。在一些人中可能不会观察到后续脉冲,并且可能由于噪声而难以找到后续脉冲,或者甚至当发现后续脉冲时,后续脉冲与血压估计通常可能是低相关的。

[0076] 图4B是用于描述使用生物信号提取特征的总体过程的图。用于从生物信号提取特征的总体设备可以从生物信号的二阶微分信号搜索局部最小点,并且可获取与局部最小点对应的时间点T1、T2和T3以及完整生物信号的与时间点T1、T2和T3对应的幅度P1、P2和P3作为特性点。另外,可使用获取的特性点来提取用于检测生物测量学信息的特征。在这种情况下,局部最小点表示在减小的信号再次增加时观察到的生物信号的一部分中的特定点,并且还可被称为向下凸点。

[0077] 这样,在提取特征的总体方法中,不是每个分量脉冲的特性点,而是生物信号的完整波形的幅度信息被用作特性点来检测特征,使得精确地检测生物测量学信息存在限制。

[0078] 返回参照图3,特征提取器122可从由波形分解器121从生物信号的完整波形分解的每一个分量脉冲来获取特性点,并且特征提取器122可使用获取的信息来提取特征。在这

种情况下,特性点可包括从每一个分量点获取的时间、幅度和标准差以及生物信号的完整波形的与每一个分量脉冲的时间对应的幅度信息,但不限于此。

[0079] 例如,当波形分解器121将图4A所示的脉搏波信号40分解成三个分量脉冲41、42和43时,特征提取器122可从各个分量脉冲41、42和43获取幅度信息A1、A2和A3,并通过使用下面的等式1将各个分量脉冲41、42和43的幅度信息A1、A2和A3组合,来提取用于血压估计的特征F。

$$[0080] \quad F = \frac{(A1+A2)}{A3} \quad \text{等式 (1)}$$

[0081] 将参照图5至图8更加详细地描述通过图3的波形分解器121将生物信号分解成波形的示例性实施例。

[0082] 图5是示出图3的波形分解器的示例性实施例的框图。图6是用于描述由图5的波形分解器执行的波形分解的方法的示意图。

[0083] 参照图5,根据示例性实施例的波形分解器500包括脉冲估计器510、脉冲生成器520和脉冲消除器530。

[0084] 参照图5和图6A至图6D,脉冲估计器510可基于图6A的生物信号来估计将被分解出的分量脉冲。在这种情况下,生物信号可以是消除了先前分解出的分量脉冲的生物信号。例如,脉冲估计器510可假设将被分解出的分量脉冲是高斯波形,并且可基于高斯波形函数对分量脉冲波形函数进行建模。在这种情况下,由于高斯波形函数通常表示关于时间轴两侧对称的形状,根据本示例性实施例的脉冲估计器510可基于高斯波形函数对将被分解出的分量脉冲波形函数进行建模,对此,脉冲估计器510可通过下面的等式2使用表示关于时间轴两侧不对称的程度的不对称因子 γ 来对不对称分量脉冲波形函数进行建模,如图6B所示。

$$[0085] \quad g_i(t) = A_i \exp\left(-\frac{(t-m_i)^2}{2\sigma_i^2(t)}\right) + B_i$$

$$\sigma_i(t) = \begin{cases} \sigma_i, & t \leq m_i \\ \gamma\sigma_i, & \text{其他} \end{cases} \quad \text{等式 (2)}$$

[0086] 这里, $g_i(t)$ 表示第*i*分量脉冲($1 \leq i \leq L$,其中, L 表示基于生物信号将被分解出的分量脉冲的数量)。 t 表示时间, A_i 、 m_i 、 σ_i 和 B_i 分别表示第*i*分量脉冲的幅度、平均时间、标准差和偏移。这里,偏移可指示分量脉冲波形的幅度离参考位置有多远。

[0087] 如等式2所示,由脉冲估计器510建模的分量脉冲波形可通过适当地改变不对称因子 γ ,来调整分量脉冲波形关于时间轴的两侧不对称的程度。例如,不对称因子可被预先设置为1与2之间的值。如果不对称因子被设置为“1”,则获得两侧对称的高斯波形,并且通过将不对称因子逐渐增大为大于1,分量脉冲波形的整体形状在左侧急剧增加,而在右侧相对逐渐减小。

[0088] 然后,当通过等式2对分量脉冲波形函数建模时,脉冲估计器510可估计分量脉冲波形函数的参数,例如,幅度 A_i 、平均时间 m_i 、标准差 σ_i 和偏移 B_i 。当估计分量脉冲波形函数的参数时,脉冲估计器510可使用预先设置的不对称因子来估计分量脉冲。

[0089] 脉冲生成器520可从估计的分量脉冲生成分量脉冲信号,脉冲消除器530可通过从

生物信号消除分量脉冲来生成新的生物信号,如图6C所示。

[0090] 脉冲估计器510、脉冲生成器520和脉冲消除器530可重复地执行图6A至图6C中示出的操作直到预设数量的分量脉冲被生成。

[0091] 如图6D所示,当预设数量(例如,3)的分量脉冲被分解出时,可获得每一个分量脉冲的特性点,例如,幅度 A_1 、 A_2 和 A_3 ,平均时间 m_1 、 m_2 和 m_3 ,标准差 σ_1 、 σ_2 和 σ_3 以及初始生物信号的幅度 P_1 、 P_2 和 P_3 。

[0092] 在下文中,将描述用于估计分量脉冲的脉冲估计器510的过程的示例。

[0093] 脉冲估计器510首先估计第一($i=1$)分量脉冲 $g_1(t)$ 的参数 A_1 、 m_1 、 σ_1 和 B_1 。脉冲估计器510通过从图1的生物信号获取器110接收的生物信号波形函数 $g(t)$ 的一阶微分和二阶微分来分别获得 $g'(t)$ 和 $g''(t)$ 。例如,假设在生物信号波形函数 $g(t)$ 中,时间 t 的值是增加1的数字采样索引, $n=1$ 时的一阶微分信号 $g'(t)$ 和 $n=2$ 时的二阶微分信号 $g''(t)$ 可使用下面的等式3来获得。

$$[0094] \quad g^{(n)}(t) = g^{(n-1)}(t) - g^{(n-1)}(t-1) \quad \text{等式 (3)}$$

[0095] 然后,脉冲估计器510获得在一阶微分函数 $g'(t)$ 和二阶微分函数 $g''(t)$ 的每一个波形中的峰值点的时间值 t_1 和 t_2 。可通过下面的等式4来表示获得的时间值 t_1 和 t_2 与分量脉冲的平均时间 m_i 和标准差 σ_i 之间的关系。

$$[0096] \quad t_1 = m_i - \sigma_i$$

$$[0097] \quad t_2 = m_i - \sqrt{3} \sigma_i \quad \text{等式 (4)}$$

[0098] 如等式5所示,脉冲估计器510可使用等式4来获得第一分量脉冲的平均时间 m_1 和标准差 σ_1 。

$$[0099] \quad m_1 = \frac{\sqrt{3} t_1 - t_2}{\sqrt{3} - 1}$$

$$[0100] \quad \sigma_1 = \frac{t_1 - t_2}{\sqrt{3} - 1} \quad \text{等式 (5)}$$

[0101] 在这种情况下,由于生物信号 $g(t)$ 的完整波形的前侧部分可与分量脉冲的左侧部分类似并且重叠,因此可解释为,在小于平均时间 m_i 的时间 t 的范围内的生物信号 $g(t)$ 的微分的结果与分量脉冲的左侧部分的微分的结果类似。因此,可以看出,当作为与分量脉冲波形的左侧部分对应的函数的等式2的 $A_i \exp(-(t-m_i)^2/(2\sigma_i^2)) + B_i$ 的二阶微分和三阶微分的结果变为0的时间点被获得时,等式4被验证。

[0102] 然后,脉冲估计器510可使用分别与获得的时间点 t_1 和 t_2 对应的生物信号 $g(t)$ 的幅度 $g(t_1)$ 和 $g(t_2)$,来估计第一分量脉冲 $g_1(t)$ 的幅度 A_1 和偏移 B_1 。在这种情况下,可通过下面的等式6来表示生物信号 $g(t)$ 的幅度 $g(t_1)$ 和 $g(t_2)$ 与第一分量脉冲 $g_1(t)$ 的幅度 A_1 和偏移 B_1 之间的关系。

$$[0103] \quad g(t_1) \cong g_i(t_1) = A_i \exp\left(-\frac{(t_1-m_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) + B_i = A_i \exp(-1/2) + B_i$$

$$[0104] \quad g(t_2) \cong g_i(t_2) = A_i \exp\left(-\frac{(t_2-m_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) + B_i = A_i \exp(-3/2) + B_i \quad \text{等式 (6)}$$

[0105] 在等式6中, $g(t_1) \cong g_i(t_1)$ 和 $g(t_2) \cong g_i(t_2)$ 指示生物信号波形 $g(t)$ 和 $g_i(t)$ 在比平均值 m_i 小的时间 t 的范围内在形状上彼此相似。通过使用等式6, 可如等式7所示来估计第一分量脉冲 $g_1(t)$ 的幅度 A_1 和偏移 B_1 。

$$[0106] \quad A_1 = \frac{g_1(t_1) - g_1(t_2)}{\exp\left(-\frac{1}{2}\right) - \exp\left(-\frac{3}{2}\right)}$$

$$[0107] \quad B_1 = \frac{-\exp\left(-\frac{3}{2}\right)g_1(t_1) + \exp\left(-\frac{1}{2}\right)g_1(t_2)}{\exp\left(-\frac{1}{2}\right) - \exp\left(-\frac{3}{2}\right)} \quad \text{等式 (7)}$$

[0108] 脉冲估计器510可如上所述估计第一分量脉冲的参数, 并且可使用预设的不对称因子来估计第一分量脉冲 $g_1(t)$ 。

[0109] 当脉冲估计器510估计出分量脉冲波形函数的参数时, 脉冲生成器520使用所述参数生成第一分量脉冲信号。

[0110] 当生成分量脉冲信号时, 脉冲消除器530可通过从当前的生物信号消除生成的分量脉冲来生成用于估计后续的分量脉冲的生物信号。例如, 如下面等式8所示, 脉冲消除器530可通过从图1的生物信号获取器110接收的初始生物信号 $g(t)$ 消除第一分量脉冲信号 $g_1(t)$, 来生成用于估计第二分量脉冲 $g_2(t)$ 的新的生物信号 $g(t)$ 。

$$[0111] \quad g(t) = g(t) - g_1(t) \quad \text{等式 (8)}$$

[0112] 同时, 当生成分量脉冲时, 脉冲估计器510确定生成的分量脉冲的总数是否满足预设的数量(例如, 3), 如果不满足, 则可估计后续的分量脉冲。

[0113] 在下文中, 将描述用于估计第二分量脉冲和后续的分量脉冲 ($i \geq 2$) 的脉冲估计器510的过程。如上所述, 假设已消除了先前生成的分量脉冲的生物信号的前侧部分与当前将被估计的分量脉冲的左侧部分类似。此外, 可以看出, 在针对第一 ($i=1$) 分量脉冲的等式8的消除处理期间, 从完整的生物信号消除了第一分量脉冲的偏移 B_1 。因此, 由于构成一个生物信号的分量脉冲的偏移通常彼此相同和/或相似, 所以可以看出, 将要使用已经消除了第一分量脉冲的非零直流 (DC) 分量的生物信号被分解出的第二分量脉冲和后续的分量脉冲的DC分量为0。即, 假设第二分量脉冲和后续的分量脉冲的偏移 B_i 为0。

[0114] 当脉冲生成器520生成第 ($i-1$) 分量脉冲并且脉冲消除器530生成通过从当前生物信号消除第 ($i-1$) 分量脉冲而生成的新的生物信号 $g(t)$ 时, 脉冲估计器510可使用上面的等式2来估计第 i 分量脉冲 $g_i(t)$ 。

[0115] 例如, 脉冲估计器510通过新的生物信号 $g(t)$ 的一阶微分来获得峰值点处的时间 t_i 。当获得了峰值点处的时间 t_i 时, 可得到等式4中的第一关系等式。在这种情况下, 由于假设第二分量脉冲和后续的分量脉冲的偏移 B_i 为0, 所以当将等式4的第一表达式应用于生物信号 $g(t)$ 时, 即, 当使用等式6中的第一表达式时, 可获得如下面的等式9所示的关系表达式。

$$[0116] \quad g(t_i) A_i \exp(-0.5) \quad \text{等式 (9)}$$

[0117] 脉冲估计器510可使用等式4中的第一表达式和等式9二者来获得第 i 分量脉冲的幅度 A_i 。

[0118] 然后,为了估计第*i*分量脉冲的平均时间 m_i 和标准差 σ_i ,脉冲估计器510可使用通过下面的等式10获得的时间 t_{offset} ,而不是使用上峰值点处的时间 t_1 ,其中,时间 t_{offset} 为平均时间 m_i 距离左侧 $2\sigma_i$ 。

[0119] $t_{\text{offset}} = m_i - 2\sigma_i$ 等式 (10)

[0120] 通过将获得的时间 t_{offset} 应用到等式6的第一表达式中的 t_1 ,可获得如下面等式11所示的关系等式,其中,通过等式9获得幅度 A_1 ,使得可以计算满足表达式11的 t_{offset} 。

[0121] $g(t_{\text{offset}}) = A_i \exp(-2)$ 等式 (11)

[0122] 上述等式可被概括为如等式12所示,脉冲估计器510可使用等式12来估计第*i*分量脉冲 ($i \geq 2$) 的参数 A_i 、 m_i 、 σ_i 和 B_i 。

[0123] $m_i = 2t_1 - t_{\text{offset}}$

[0124] $\sigma_i = t_1 - t_{\text{offset}}$

[0125] $A_i = g(t_i) / \exp(-0.5)$

[0126] $B_i = 0$ 等式 (12)

[0127] 当如上所述估计第*i*分量脉冲波形函数的参数时,脉冲估计器510可使用预设的不对称因子来估计第*i*分量脉冲。

[0128] 图7是示出图3的波形分解器的另一示例性实施例的框图。图8是用于描述由图7的因子调整器执行的不对称因子调整的方法的曲线图。

[0129] 参照图7,根据另一示例性实施例的波形分解器700包括脉冲估计器510、脉冲生成器520、脉冲消除器530和因子调整器710。

[0130] 已经参照图5详细地描述了脉冲估计器510、脉冲生成器520和脉冲消除器530,因此这里的描述将集中在因子调整器710的配置。

[0131] 根据本示例性实施例,因子调整器710可自适应地调整用于每一个分量脉冲的预设的不对称因子。如上所述,不对称因子使得分量脉冲波形关于时间轴两侧不对称,并且可以通过调整不对称因子来精确地估计每个将被分解出的分量脉冲的波形。

[0132] 例如,当脉冲估计器510通过对第*i*分量脉冲函数建模来估计参数并且使用预设的不对称因子来估计第*i*分量脉冲时,因子调整器710可基于已经消除了第*i*分量脉冲的生物信号来调整不对称因子。当调整不对称因子时,脉冲估计器510可使用调整后的不对称因子来重新估计第*i*分量脉冲,并且因子调整器710可调整估计的第*i*分量脉冲的不对称因子。这样,可重复地执行用于调整第*i*分量脉冲的不对称因子的过程,直到满足预定的标准。

[0133] 因子调整器710可从已经消除了估计的第*i*分量脉冲的生物信号获得平均时间 m_{i+1} 和峰值点处的时间 T_{i+1} ,并且当平均时间 m_{i+1} 小于峰值点处的时间 T_{i+1} 时,可通过调整值来增加不对称因子。在这种情况下,因子调整器710可将生物信号的二阶微分的局部最小点确定为峰值点处的时间 T_{i+1} 。

[0134] 同时,参考信息(诸如,初始值、调整的宽度)或者指示是否调整每个分量脉冲的不对称因子的信息可被预先存储在特征提取设备100的存储装置中。因子调整器710可通过检查预设的参考信息来确定是否调整每个分量脉冲的不对称因子,并且执行上述不对称因子的调整。在这种情况下,调整值越小,不对称因子的调整越精确,然而调整的复杂性增加,因此调整值可被设置为适当的值(例如,0.1)。

[0135] 参考图8,可以看出,第一分量脉冲和第二分量脉冲的各自的不对称因子 γ_1 和 γ_2

分别从初始值(即1)调整到1.3和1.2。随着不对称因子移动远离1,脉冲变得更加两侧不对称,因此第一分量脉冲变得比第二分量脉冲更不对称。

[0136] 图9是示出根据示例性实施例的特征提取的方法的流程图。

[0137] 图9示出由特征提取设备执行的特征提取的方法的示例性实施例。为了说明的目的,下面的描述在执行图9所示的方法时参照图1的特征提取设备100和图2的特征提取设备200,但是示例性实施例不限于此。在操作910中,特征提取设备100和特征提取设备200可获得生物信号,以便提取用于生物测量学信息检测的特征。在这种情况下,例如,特征提取设备可包括用于获取生物信号的传感器,其中,传感器向用户的皮肤发射光并检测从皮肤返回的光并且获得生物信号。在另一示例中,可从外部设备(例如,包括用于获取生物信号的传感器的生物测量学信息检测设备)接收生物信号。

[0138] 在操作920中,生物信号被分解成一个或多个分量脉冲。在这种情况下,可根据生物信号波形的形状、生物测量学信息的类型等来预先设置基于生物信号将被分解出的分量脉冲的数量。将参考图10和图11更详细地描述操作920。

[0139] 然后,在操作930中,当一个或多个分量脉冲被分解出时,从每一个分量脉冲获得特性点,并且使用获得的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。在这种情况下,特性点可包括每一个分量脉冲的时间、幅度、标准差和偏移以及完整生物信号的与每一个分量脉冲的时间对应的幅度中的一个或多个。另外,可通过如等式1所示组合特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。

[0140] 图10是示出在图9的操作920中示出的波形分解的示例性实施例的流程图。图11是示出在图10的操作1040中示出的不对称因子调整的示例性实施例的流程图。

[0141] 参照图10,在操作1010中,当将生物信号波形分解成一个或多个分量脉冲时,在操作910中获得的初始生物信号 $g_0(t)$ 被设置为 $g(t)$,并且用于第一分量脉冲的分解的分量脉冲索引 i 被设置为“1”。

[0142] 然后,在操作1020中,用于估计第 i 不对称分量脉冲波形的不对称因子 γ_i 被设置为初始值 γ_0 。

[0143] 然后,在操作1030中,确定是否调整第 i 分量脉冲的不对称因子 γ_i 。在这种情况下,可通过检查预设标准来进行关于是否调整每一个分量脉冲的不对称因子的确定。

[0144] 此后,在操作1040中,响应于操作1030中确定调整第 i 分量脉冲的不对称因子来调整不对称因子 γ_i 。

[0145] 将参照图11更详细地描述操作1040。首先,在操作1041中,用于估计第 i 分量脉冲的生物信号 $g(t)$ 被设置为用于不对称因子调整的生物信号 $g_\gamma(t)$ 。

[0146] 然后,在操作1042中,使用当前的不对称因子 γ_i 来估计第 i 不对称分量脉冲 $g_i(t)$ 。

[0147] 然后,在操作1043中,生成第 i 分量脉冲 $g_i(t)$,在操作1044中,从生物信号 $g_\gamma(t)$ 消除 $g_i(t)$,以便设置新的生物信号 $g_\gamma(t)$ 。

[0148] 此后,在操作1045中,从新的生物信号 $g_\gamma(t)$ 估计平均时间 m_{i+1} 和峰值点处的时间 T_{i+1} 。在这种情况下,生物信号 $g_\gamma(t)$ 的二阶微分的局部最小值点处的时间可被设置为峰值点处的时间 T_{i+1} 。

[0149] 然后,在操作1046中,将平均时间 m_{i+1} 和峰值点处的时间 T_{i+1} 进行互相比,并且当平均时间 m_{i+1} 等于或大于峰值点处的时间 T_{i+1} 时,不调整不对称因子 γ_i 。否则,将不对称因

子 γ_i 增加调整量 γ_{step} , 并且重复执行操作1041和后续操作。

[0150] 返回参照图10, 当确定将被应用到第 i 分量脉冲的不对称因子时, 在操作1050中, 估计分量脉冲波形 $g_i(t)$, 并且在操作1060中, 生成分量脉冲信号。

[0151] 然后, 在操作1070中, 从生物信号 $g(t)$ 消除生成的分量脉冲 $g_i(t)$, 并且将消除结果设置为用于后续的分量脉冲的估计的新的生物信号 $g(t)$ 。

[0152] 此后, 在操作1080中, 分量脉冲索引 i 增加1。然后, 在操作1090中, 将 i 与将被分解出的分量脉冲的数量 L 进行比较, 如果 i 不大于 L , 则流程进行到用于估计后续的分量脉冲的操作1020。否则, 由于所有的分量脉冲的分解被完成, 所以终止该过程。

[0153] 图12是示出根据示例性实施例的生物测量学信息检测设备的框图。根据本示例性实施例的生物测量学信息检测设备1200可以是采用上述特征提取技术并检测生物测量学信息 (诸如, 血压) 的设备。例如, 生物测量学信息检测设备1200可以是无袖带的间接血压测量设备, 并且可通过诸如可穿戴装置的装置来实现。可穿戴装置可被实现为腕表类型、手镯类型、腕带类型等。然而, 可穿戴装置的类型不限于此, 并且可被实现为环形、眼镜型、发带型等。

[0154] 参照图12, 生物测量学信息检测设备1200包括测量器1210和处理器1220, 其中, 处理器1220包括波形分解器1221、特征提取器1222以及生物测量学信息检测器1223。

[0155] 测量器1210可包括光源和检测器, 其中, 光源响应于预定的控制信号进行操作以向用户的皮肤发射光, 检测器检测从用户的皮肤返回的光, 并且测量器1210可使用检测的光来测量生物信号。在这种情况下, 被发射光的用户的皮肤区域可以是靠近桡动脉的手腕皮肤表面的区域。当在桡动脉经过的用户手腕的皮肤表面测量脉搏波时, 导致测量误差的外部因素 (诸如, 手腕内的皮肤组织的厚度等) 的影响可能相对较小。已知从手腕中的桡动脉测量的血压可以比从手腕中的其他血管测量的血压更精确。然而, 皮肤区域不限于上面的描述, 并且可以是具有高密度血管的人体的远端区域 (诸如, 手指, 脚趾等)。

[0156] 在这种情况下, 当通过接口模块从用户接收到生物测量学信息检测请求时, 处理器1220可生成用于控制测量器1210的控制信号。在这种情况下, 接口模块可包括, 但不限于包括: 显示器、麦克风、扬声器和触觉装置。处理器1220可通过接口模块执行用于与用户交互的各种功能。例如, 处理器1220可在显示器上呈现图形用户界面, 以使用户能够通过触摸显示器来输入控制指令。在另一示例中, 处理器1220可装备有会话代理功能和语音识别功能, 以使用户能够执行交互, 诸如, 通过麦克风、扬声器等的控制指令的语音输入。

[0157] 处理器1220的波形分解器1221和特征提取器1222可执行与参照图3描述的在特征提取设备100和特征提取设备200中包括的波形分解器121和特征提取器122相同的功能, 因此, 将省略其详细的描述。

[0158] 生物测量学信息检测器1223可基于由特征提取器1222提取的特征来检测生物测量学信息。例如, 由于使用等式1估计的特征可能与血压相关, 所以生物测量学信息检测器1223可生成表示相关性的相关性模型, 并使用生成的相关性模型来生成血压。在这种情况下, 相关性模型可以是表示特征与血压之间的相关性的等式, 但是不限于此, 可以以匹配表或用于示出相关性的其他数学工具的形式来代替定义相关性模型。

[0159] 在这种情况下, 生物测量学信息检测器1223可控制测量器1210在预定的时间段 (例如, 5小时) 以预定的时间间隔 (例如, 15分钟) 测量生物信号, 并且可通过基于用作训练

数据的测量的生物信号获得特征与实际血压之间的关系来生成相关性模型。

[0160] 同时,处理器1220可通过接口模块向用户提供检测的血压信息和附加信息,例如,风险评分、警告信息等。例如,血压信息或关于对于健康状况的风险分数的信息可被呈现在显示器上并被提供给用户,其中,针对每一个风险分数使用不同的预定义颜色,使得用户能够容易地识别他或她的健康状况。另外,可在显示器上呈现根据风险分数预定义的警告消息。可使用扬声器以可听方式输出血压、风险分数和警告信息。此外,如果安装或连接触觉装置,则可通过触觉或振动将风险分数或警告信息提供给用户。然而,示例性实施例不限于上面的示例,并且可根据接口模块的类型、设备的性能和提供信息的目的,使用两种或更多种视觉方法和非视觉方法的组合来向用户提供信息。

[0161] 图13是示出根据示例性实施例的生物测量学信息检测的方法的流程图。

[0162] 例如,可通过图12的生物测量学信息检测设备1200来执行图13所示的方法,但是不限于此。

[0163] 首先,在操作1310中,从用户接收生物测量学信息检测请求。

[0164] 然后,在操作1320中,通过控制传感器来测量用户的生物信号。

[0165] 在操作1330中,将测量的生物信号的完整波形分解成一个或多个分量脉冲。在这种情况下,每次生成后续的分量脉冲时,通过从其中消除分量脉冲来更新生物信号。

[0166] 然后,在操作1340中,从分解出的分量脉冲中的每一个分量脉冲获得特性点,并且基于获得的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。在这种情况下,可从每一个分量脉冲获得特性点,并且例如,特性点可包括关于每一个分量脉冲的幅度、时间、标准差和偏移中的一个或多个的信息。另外,可通过组合获得的特性点来提取特征。

[0167] 此后,在操作1350中,使用提取的特征来检测生物测量学信息。在这种情况下,可以使用表示特征与生物测量学信息(例如,血压)之间的相关性的相关性模型来检测与提取的特征对应的血压作为最终结果。

[0168] 然后,在操作1360中,将检测的生物测量学信息提供给用户。在这种情况下,可使用接口模块来提供生物测量学信息,诸如,检测的血压、警报或警告消息。此外,可使用各种预定义的视觉方法或非视觉方法向用户提供信息。

[0169] 图14是示出根据另一示例性实施例的生物测量学信息检测设备的框图。

[0170] 参照图14,根据另一示例性实施例的生物测量学信息检测设备1400包括测量器1410、处理器1420以及通信器1430。

[0171] 测量器1410在处理器1420的控制下从用户获取生物信号。在这种情况下,测量器1410可与图12的测量器121相同,因此将不再重复其详细的描述。

[0172] 处理器1420可在从用户接收到生物测量学信息检测请求时,通过生成控制信号来控制测量器1410,并且在测量生物信号时,可控制通信器1430将生物信号和特征提取请求信息发送到特征提取设备200。

[0173] 另外,处理器1420可包括生物测量学信息检测器1421。当处理器1420通过通信器1430从特征提取设备200接收到基于生物信号分解出的每一个分量脉冲以及每一个分量脉冲的特性点和特征信息时,生物测量学信息检测器1421可使用接收的特征信息来检测生物测量学信息。

[0174] 此外,如上所述,处理器1420可向用户提供与检测的生物测量学信息有关的信息。

[0175] 同时,根据示例性实施例的生物测量学信息检测设备1400包括测量器1410、处理器1420和通信器1430被实现为单个硬件装置的示例性实施例以及测量器1410被实现为单独的硬件装置的另一示例性实施例二者。在测量器1410被实现为单独的硬件装置的情况下,测量器1410可被设置在可穿戴装置中,而处理器1420和通信器1430可被设置在用户携带的移动终端装置(诸如,智能电话或平板PC)中。

[0176] 图15A、图15B、图15C和图15D是用于描述根据示例性实施例的可穿戴装置的示图。上述特征提取设备和生物测量学信息检测设备的各种示例性实施例可被装备在智能带式可穿戴装置中。然而,这仅仅是为了描述的方便的一个示例,因此示例性实施例不应被解释为受限于应用在智能带式可穿戴装置中。

[0177] 参照图15A至图15D,可穿戴装置1500包括主体1510和由带部件1521和带部件1522构成的带。

[0178] 带可形成为柔性的并且可以是弯曲的,以环绕用户的手腕或者与手腕分离。在这种情况下,用于向可穿戴装置供电的电池可嵌入在主体1510中或者带部件1521和带部件1522中。

[0179] 另外,在可穿戴装置1500的主体1510中,可嵌入测量器1511和处理器1512,其中,测量器1511通过向用户的皮肤发射光并检测从皮肤散射的光来测量生物信号,处理器1512使用通过测量器1511测量的生物信号来检测用户的生物测量学信息。

[0180] 测量器1511可安装在主体1510的下部(例如,与用户的手腕接触的部分),并且可包括光源和一个或多个检测器,其中,光源响应于处理器1512的控制信号而向用户的皮肤发射光,一个或多个检测器在距离光源不同的距离处被并排布置,并且检测从用户皮肤返回的光。

[0181] 处理器1512可根据用户的请求生成控制信号并控制测量器1511。另外,处理器1512可接收从测量器1511测量的生物信号数据,并使用生物信号数据来检测生物测量学信息。例如,如上所述,处理器1512可将生物信号分解为一个或多个分量脉冲,并利用每一个分解出的分量脉冲的特性点来提取特征。此外,处理器1512可使用提取的特征来检测生物测量学信息。此时,处理器1512可使用表示提取的特征与生物测量学信息之间的相关性的相关性模型,来估计生物测量学信息。

[0182] 此外,处理器1512可通过将检测的生物测量学信息存储在存储装置中来管理检测的生物测量学信息,例如,血压历史信息、在血压测量中利用的生物测量学信息和从生物测量学信息分解出的每一个分量脉冲。此外,处理器1512可生成用于用户的健康监护的附加信息(诸如,与检测的生物测量学信息相关的警报或警告信息或者用户的健康状况的变化),并且通过将附加信息存储在存储装置中来管理附加信息。

[0183] 可穿戴装置1500还可包括均安装在主体1510中的控制器1515和显示器1514。

[0184] 控制器1515可接收用户的控制指令并将控制指令转发到处理器1512,并且可包括用于用户打开和关闭可穿戴装置1500的电源的电源按钮。

[0185] 显示器1514可在处理器1512的控制下向用户提供与检测的生物测量学信息相关的各种信息。例如,显示器1514可以以各种视觉或非视觉方式向用户显示附加信息,诸如,测量的血压、警报或警告消息。

[0186] 例如,如图15B所示,当根据用户的请求检测血压时,显示器1514可呈现检测的血

压信息。另外,如图15C所示,当用户操纵控制器1515或触摸显示器1514以请求详细的信息时,显示器1514可呈现各种详细的信息。显示器1514可包括第一部分1514b和第二部分1514a,并且可如图15B所示呈现检测的血压信息,或者如图15C所示在第一部分1514b中以曲线的形式呈现血压的变化。

[0187] 在这种情况下,显示器1514可在第一部分1514b中呈现指示当前选择的血压信息I的标记M。尽管标记M被呈现为垂直线,但是标记的形状不限于此,并且可以以各种形状(诸如,圆形、多边形、矩形、指示位置的箭头等)来呈现标记。当在第一部分1514b中呈现血压的变化时,用户可通过触摸显示器1514或通过水平移动曲线直到感兴趣的血压信息与标记M对齐,来选择血压信息的一部分。这样,当用户从第一部分1514b选择血压信息时,响应于该选择,显示器1514可在第二部分1514a中呈现用于检测选择的血压信息I的生物信号和从生物信号分解出的每一个分量脉冲。

[0188] 因此,用户可容易地识别血压的变化并且根据血压的变化直观地了解生物信号和分量脉冲的变化。

[0189] 另外,主体1510还可包括在其内部区域中的通信器1513以便与外部装置(诸如,用户的便携式终端)进行通信。

[0190] 通信器1513可将信息发送到具有相对高的计算性能的用户便携式终端,以向用户提供信息。

[0191] 当前示例性实施例可被实现为计算机可读记录介质中的计算机可读代码。本领域的有经验的计算机程序员可容易地推断出构成计算机程序的代码和代码段。计算机可读记录介质包括存储计算机可读数据的所有类型的记录介质。计算机可读记录介质的示例包括ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘以及光学数据存储。此外,记录介质可以以载波的形式(诸如,因特网传输)来实现。此外,计算机可读记录介质可通过网络分布到计算机系统,其中,计算机可读代码可以以分布式方式存储和执行。

[0192] 上面已经描述了多个示例。然而,将理解,可进行各种修改。例如,如果所描述的技术以不同的顺序被执行,和/或如果所描述的系统、架构、装置或电路中的组件以不同的方式被组合和/或由其他组件或它们的等同物替换或补充,则可实现合适的结果。因此,其他实施方式在权利要求的范围内。

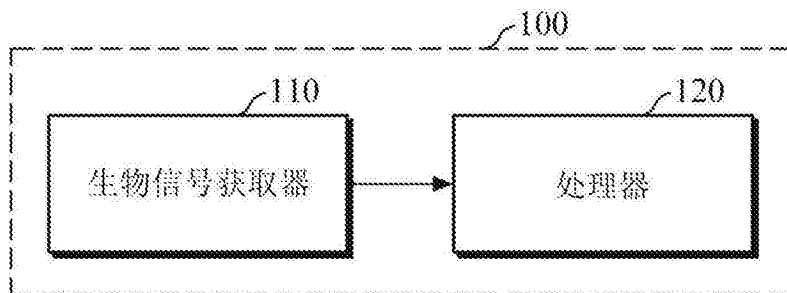


图1

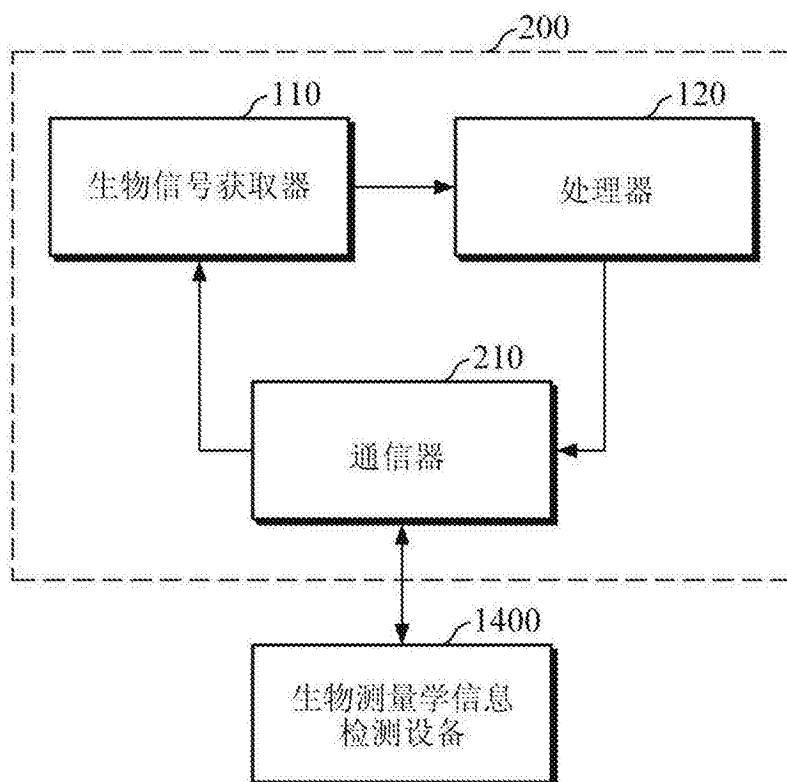


图2

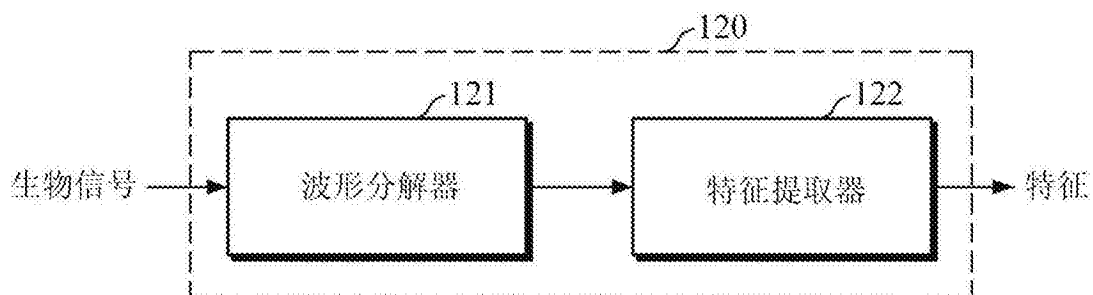


图3

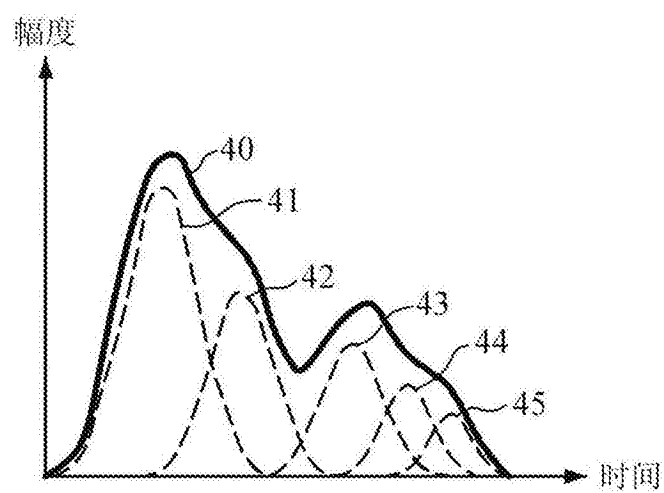


图4A

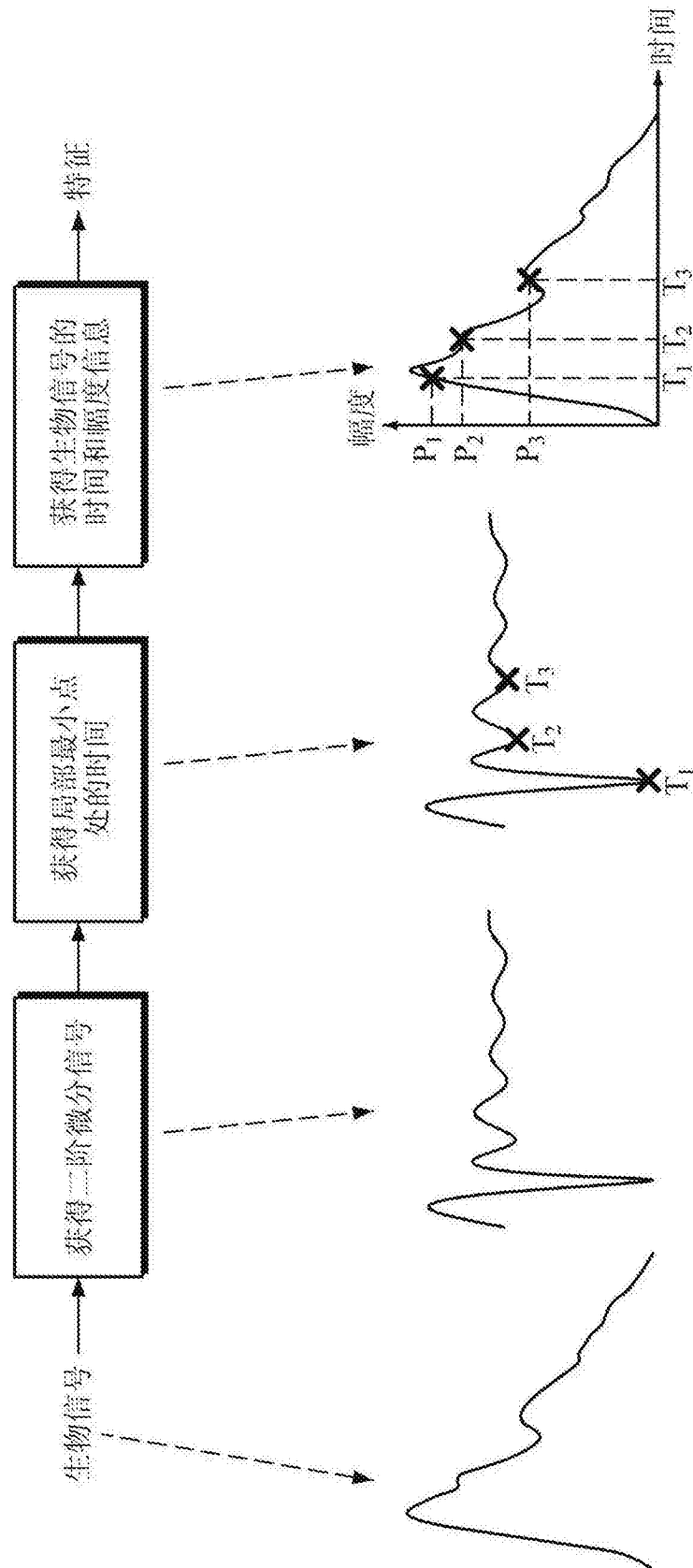


图4B

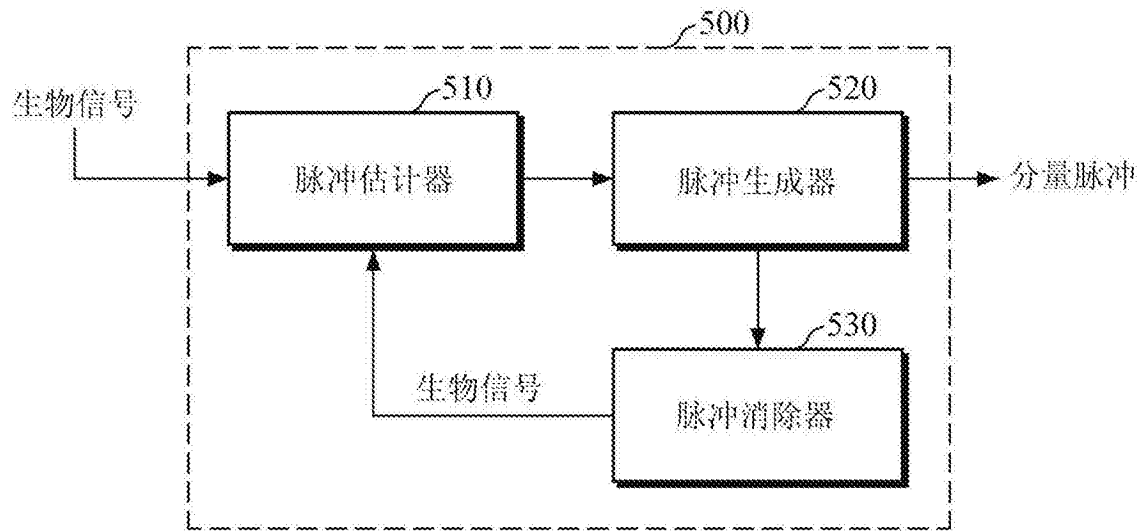


图5



图6A

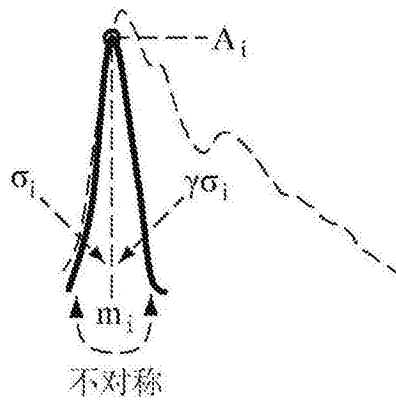


图6B

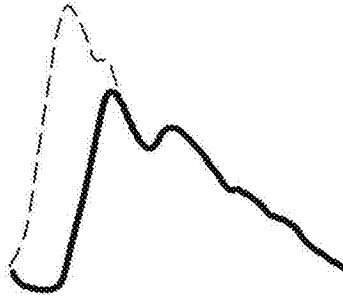


图6C

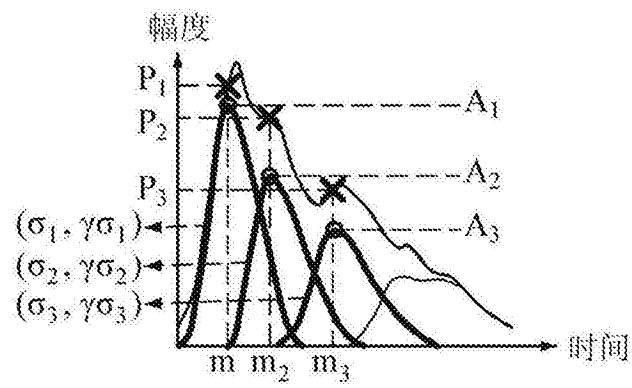


图6D

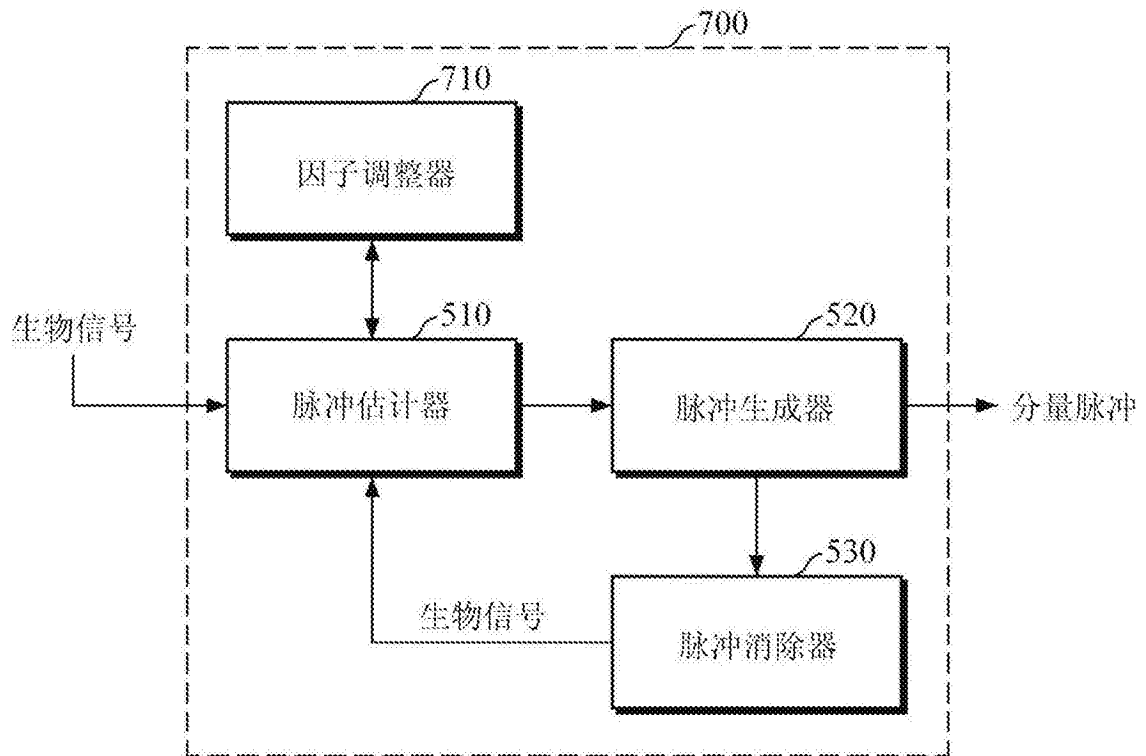


图7

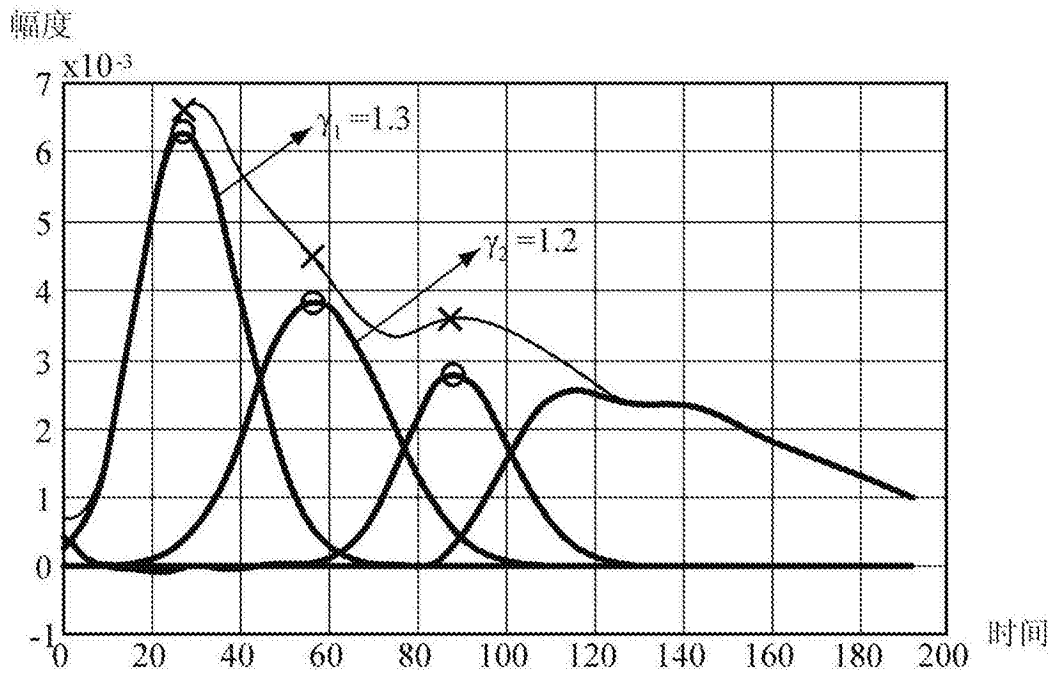


图8

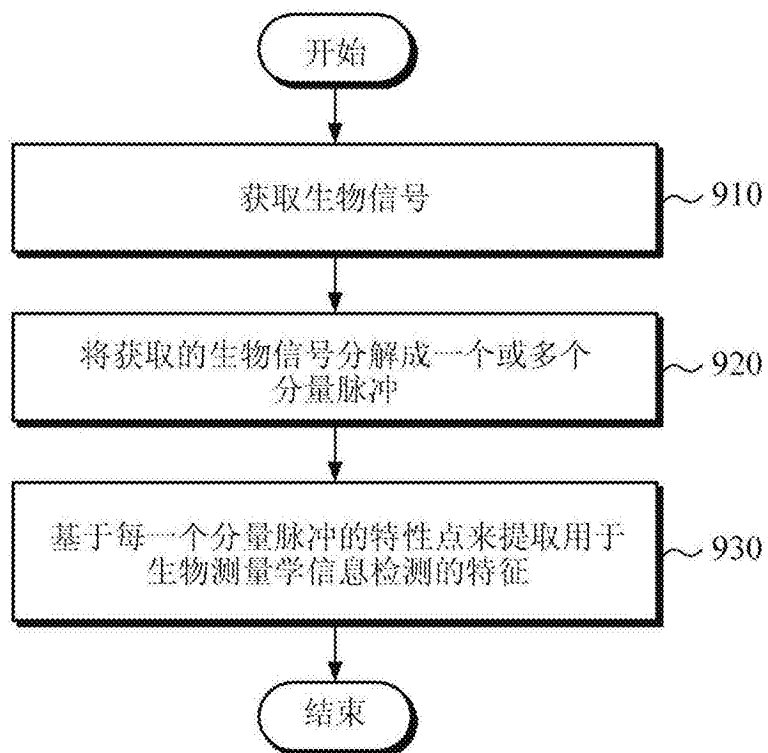


图9

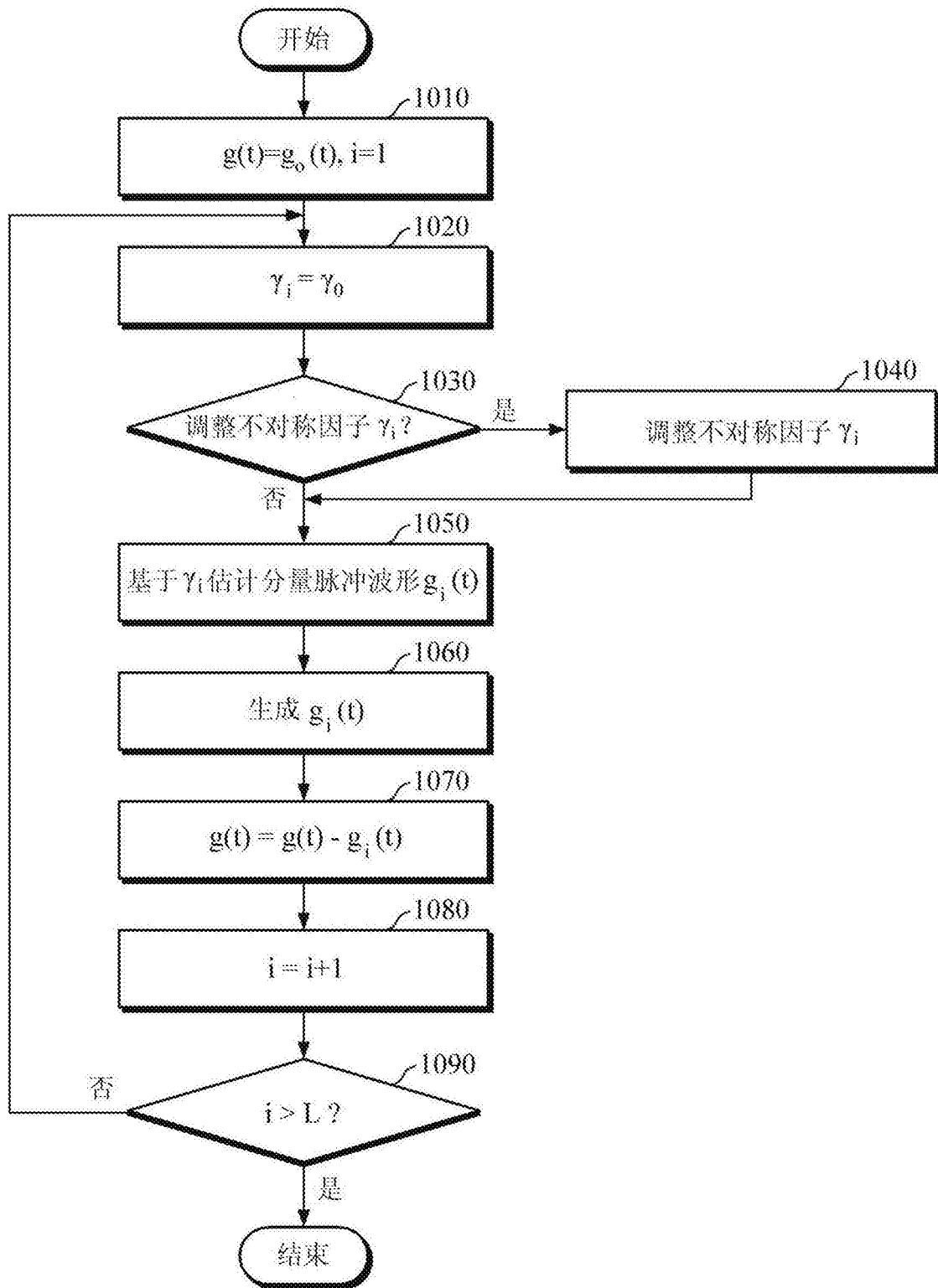


图10

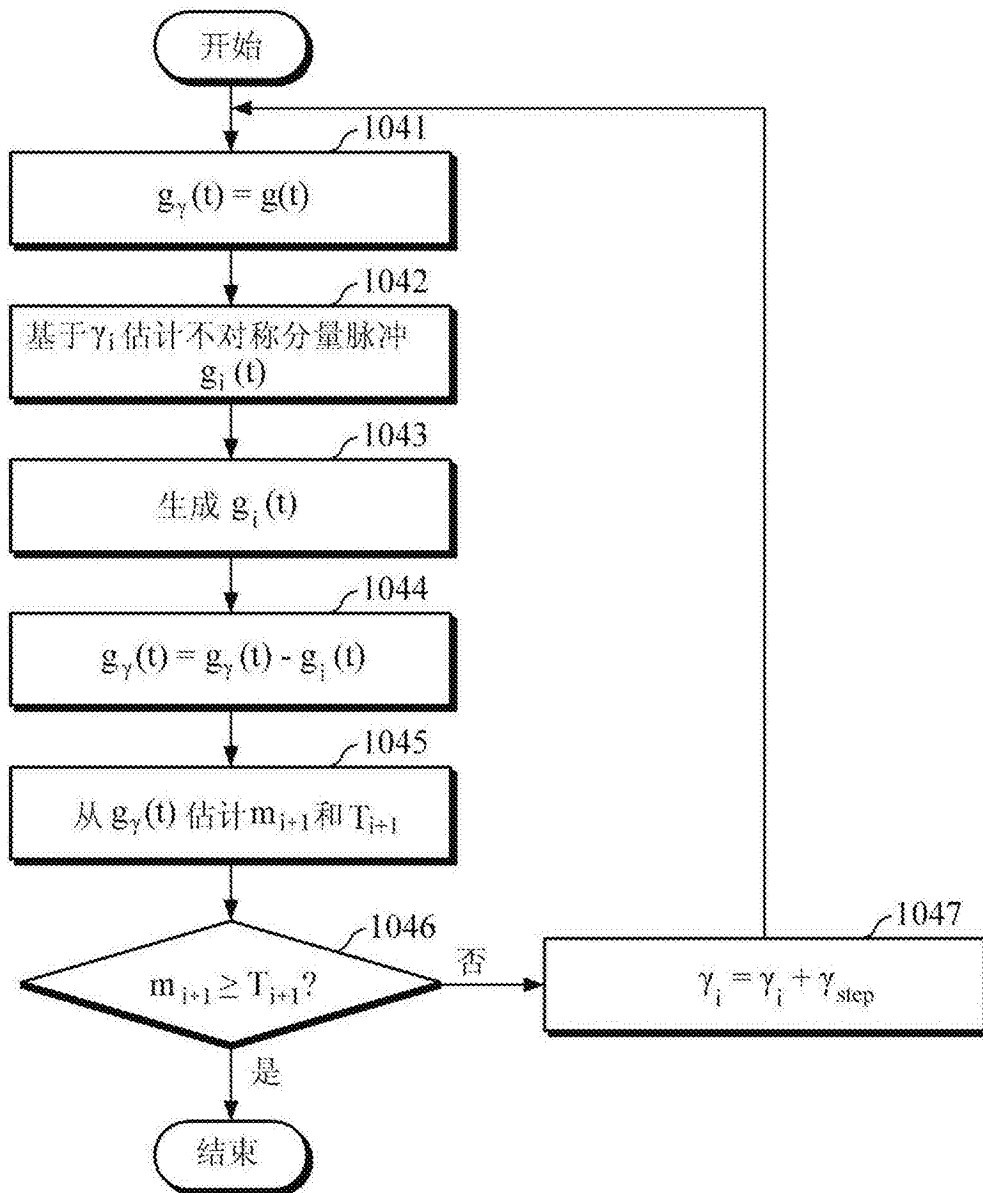


图11

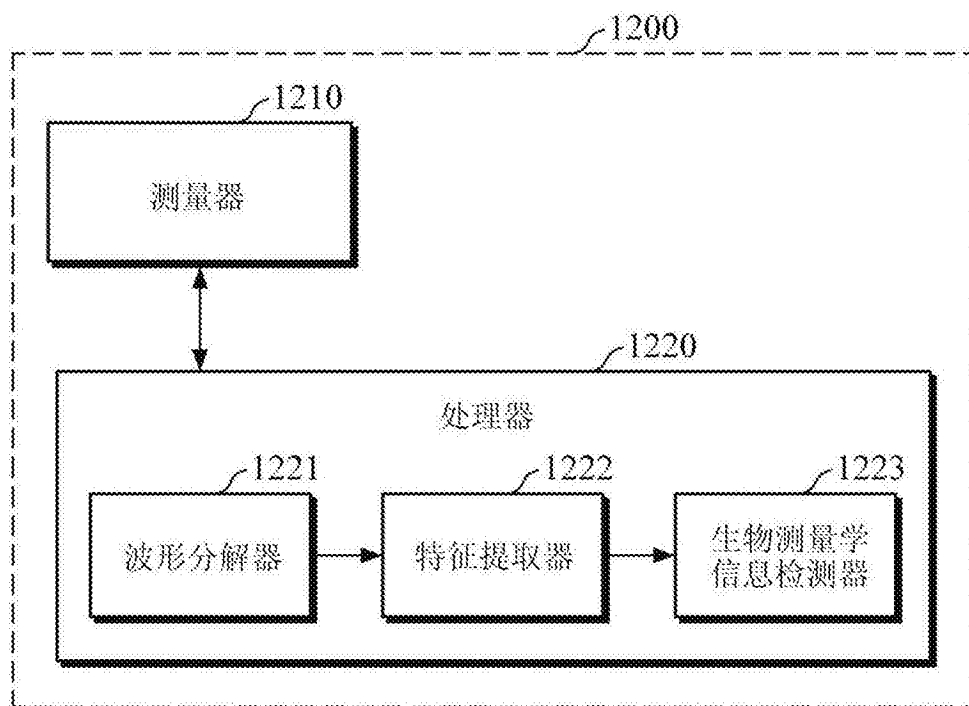


图12

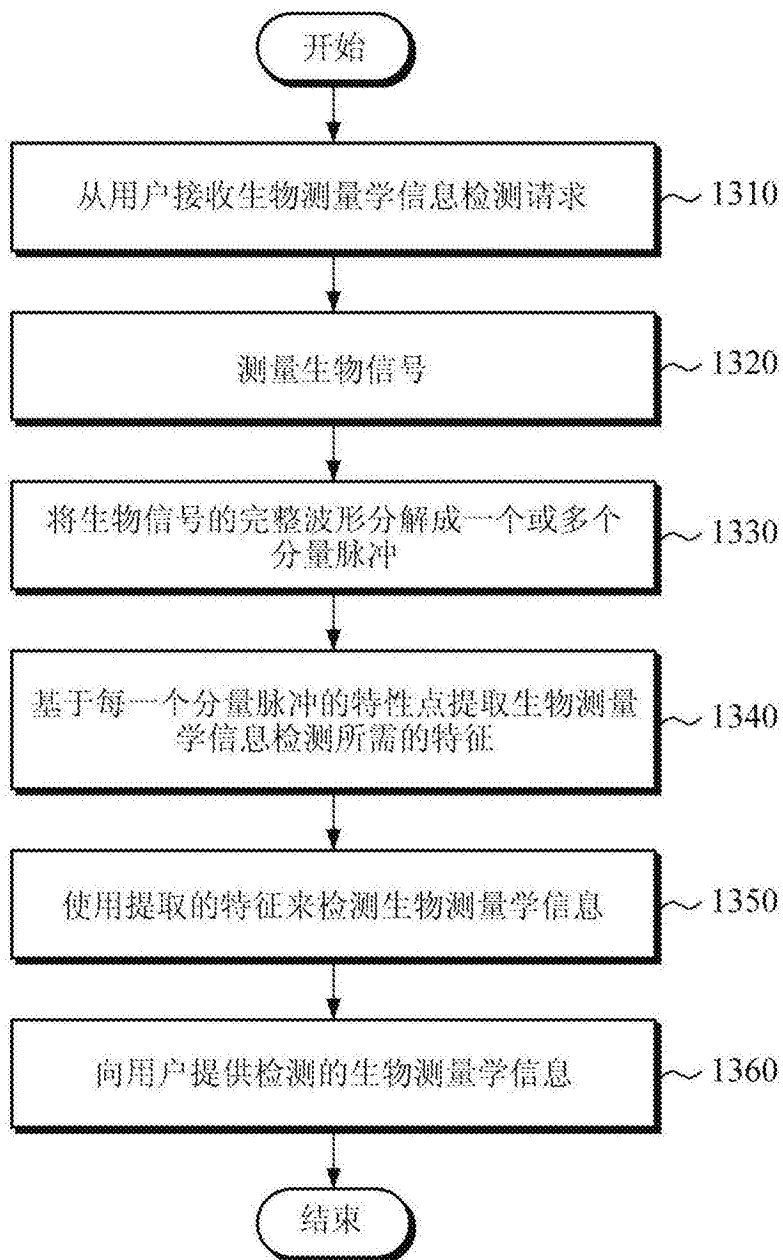


图13

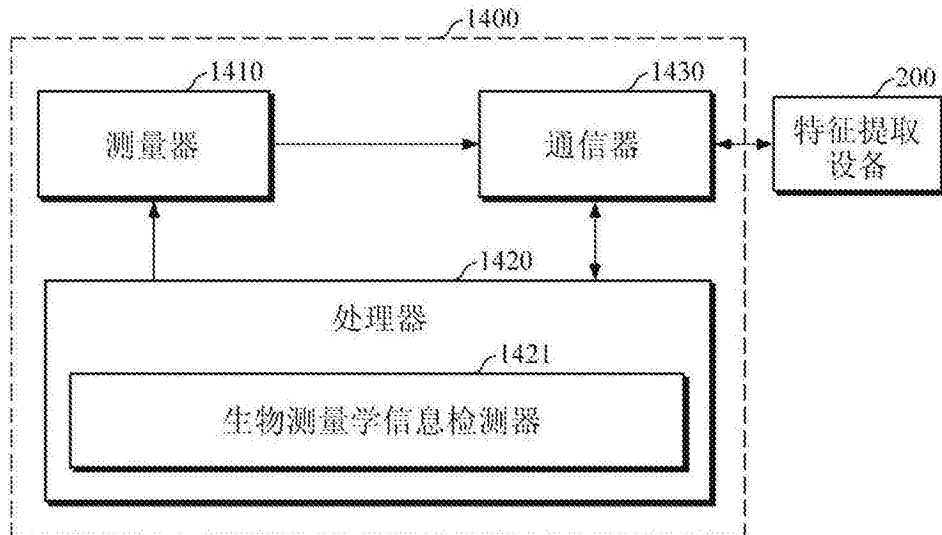


图14

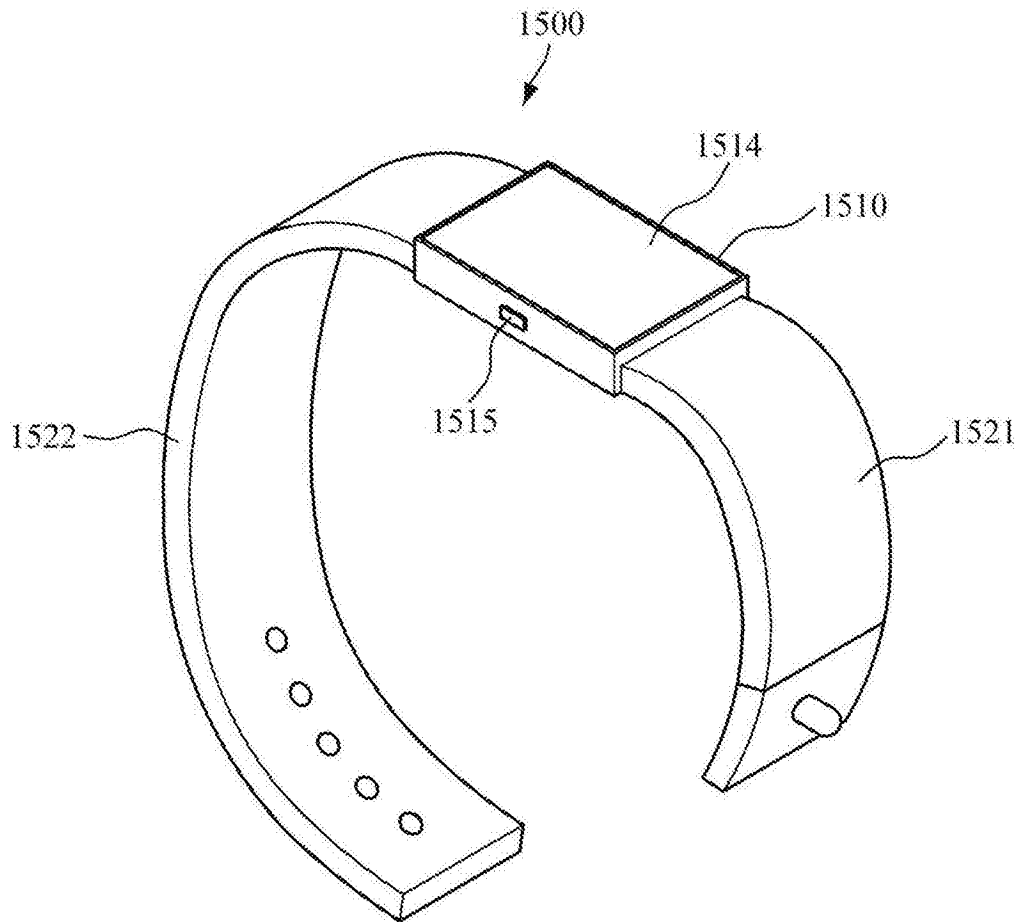


图15A

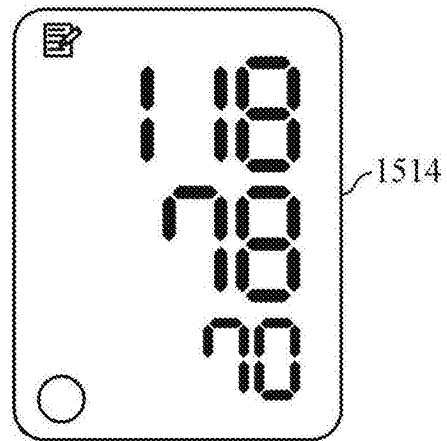


图15B

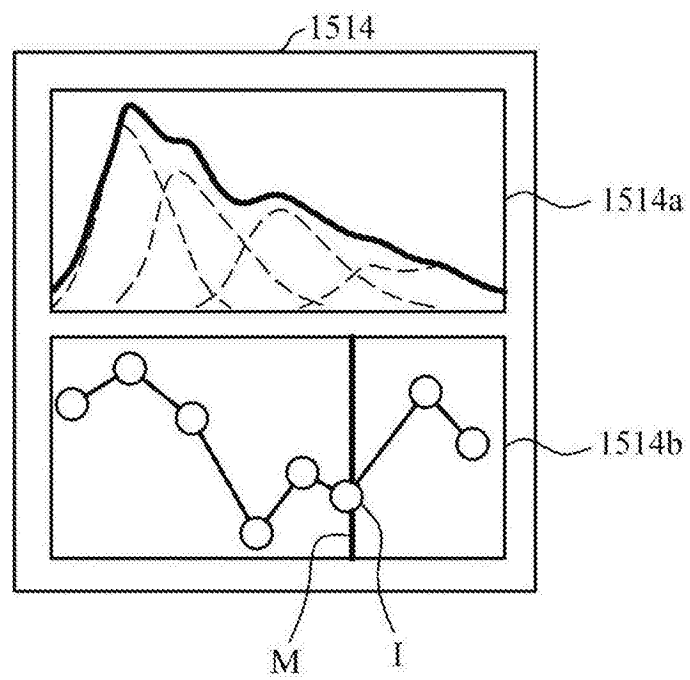


图15C

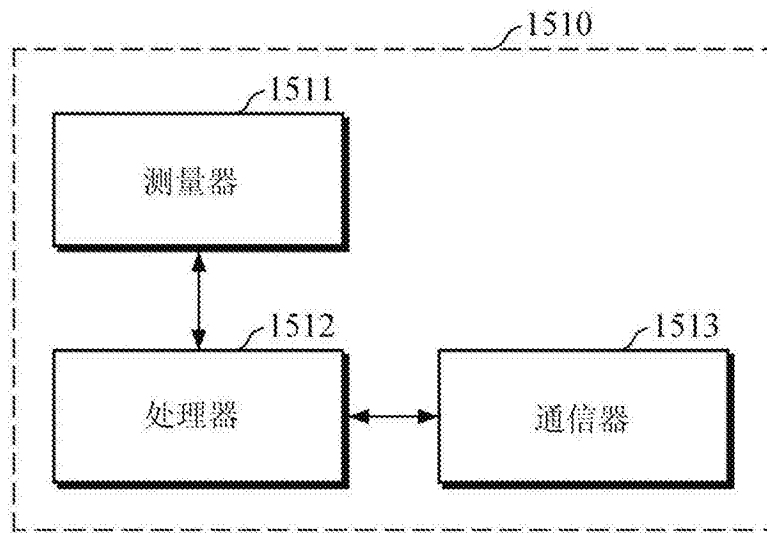


图15D

专利名称(译)	用于生物测量学信息检测的设备及方法及可穿戴装置		
公开(公告)号	CN107837078A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN2017110075148.5	申请日	2017-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	朴昌淳 权义根 金泳秀		
发明人	朴昌淳 权义根 金泳秀		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02108 A61B5/6801 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/0002 A61B5/02116 A61B5/681 A61B5/02007 A61B5/021 A61B5/7239 A61B5/7246 A61B5/7278		
优先权	1020160120201 2016-09-20 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于生物测量学信息检测的设备及方法及可穿戴装置。一种被配置为执行生物测量学信息检测的特征提取设备包括：生物信号获取器，被配置为获取生物信号；处理器，被配置为将获取的生物信号的波形分解成分量脉冲，并基于分量脉冲的特性点来提取用于生物测量学信息检测的特征。

