



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110769748 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 29

(21) 申请号 201880040306.6
 (22) 申请日 2018.04.18
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110769748 A
 (43) 申请公布日 2020.02.07
 (30) 优先权数据
 62/486967 2017.04.18 US
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2019.12.17
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2018/059949 2018.04.18
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02018/192997 EN 2018.10.25
 (73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 (72) 发明人 R·菲罗萨巴迪 S·巴巴埃萨德赫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 专利代理师 刘兆君
 (51) Int.Cl.
 A61B 5/024 (2006.01)
 A61B 5/00 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 102686151 A, 2012.09.19
 WO 2006134501 A1, 2006.12.21
 WO 2016032972 A1, 2016.03.03
 US 2013079606 A1, 2013.03.28
 CN 105792742 A, 2016.07.20
 CN 102686150 A, 2012.09.19
 CN 104837401 A, 2015.08.12
 Hangsik Shin.《Ambient temperature effect on pulse rate variability as an alternative to heart rate variability in young adult》.《J Clin Monit Comput》.2016, 939-948.

审查员 冀晨曦

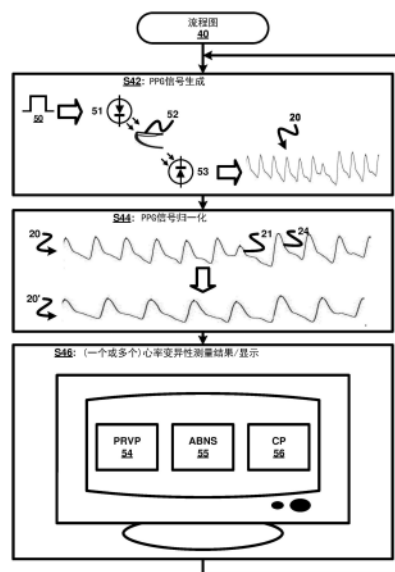
权利要求书3页 说明书13页 附图17页

(54) 发明名称

伪迹宽容的脉搏率变异性测量

(57) 摘要

一种用于生成PPG信号(20)的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV设备。PPG PRV设备采用PPG探头(700)和PPG PRV控制器(710)。在操作中,所述PPG探头(700)生成PPG信号(20)。响应于其,所述PPG PRV控制器(710)生成归一化的PPG信号(20'),所述归一化的PPG信号包括所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为至少一个异常脉冲的至少一个脉冲,其中,所述归一化的PPG信号(20')的HRV与所述ECG信号相当。PPG PRV控制器(710)从归一化PPG信号(20')的HRV测量结果中导出PRV参数。



1. 一种用于生成PPG信号(20)的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV设备,所述PPG PRV设备包括:

PPG探头(700),其能生成PPG信号(20);以及

PPG PRV控制器(710),其能与所述PPG探头(700)进行信号通信以接收所述PPG信号(20),所述PPG PRV控制器(710)被配置为:

生成归一化的PPG信号(20'),所述归一化的PPG信号包括所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为至少一个异常脉冲的至少一个脉冲,其中,所述归一化的PPG信号(20')在HRV方面与所述ECG信号相当;

从所述归一化的PPG信号(20')的HRV测量结果中导出所述PRV参数;并且

基于所述PRV参数来生成对所述ECG信号的HRV参数的估计。

2. 根据权利要求1所述的PPG PRV设备,其中,PPG PRV控制器(710)还被配置为:

控制由所述PPG探头(700)对所述PPG信号(20)的生成。

3. 根据权利要求1所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)还被配置为:

基于由所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少一个基准所描绘的所述PPG信号(20)的每个脉冲的搏动间隔,将所述PPG信号(20)的当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲。

4. 根据权利要求3所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)被配置为:

将搏动间隔偏差生成为所述PPG信号(20)的所述当前脉冲的搏动间隔与所述PPG信号(20)的脉冲的所述搏动间隔的平均值之间的差;并且

将所述搏动间隔偏差与搏动间隔偏差阈值进行比较,作为将所述PPG信号的所述当前脉冲指定为所述正常脉冲或所述异常脉冲的至少一个基础。

5. 根据权利要求1所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)还被配置为:

基于由所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少两个基准所描绘的所述PPG信号(20)的每个脉冲的幅值,将所述PPG信号(20)的当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲。

6. 根据权利要求5所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)还被配置为:

将幅值比率生成为所述PPG信号(20)的所述当前脉冲的幅值与所述PPG信号(20)的脉冲的幅值的平均值之间的商;并且

将所述幅值比率与幅值比率阈值进行比较,作为将所述PPG信号(20)的所述当前脉冲指定为所述正常脉冲或所述异常脉冲的至少一个基础。

7. 根据权利要求1所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)被配置为:基于顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的相继的指定正常脉冲的计数小于正常脉冲段阈值来从所述归一化的PPG信号(20')中排除所述PPG信号(20)中的指定正常脉冲。

8. 根据权利要求1所述的PPG PRV设备,其中,所述PPG PRV控制器(710)被配置为:从所述归一化的PPG信号(20')中排除顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的指定正常脉冲。

9. 一种用于生成PPG信号(20)的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV控制器(710),所述PPG PRV控制器(710)包括:

PPG信号归一化器(712),其被配置为生成归一化的PPG信号(20'),所述归一化的PPG信

号包括所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为至少一个异常脉冲的至少一个脉冲,其中,所述归一化的PPG信号(20')在HRV方面与所述ECG信号相当;以及

PRV参数分析器(713),其被配置为从所述归一化的PPG信号(20')的HRV测量结果导出所述PRV参数并且基于所述PRV参数来生成对所述ECG信号的HRV参数的估计。

10.根据权利要求9所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)还被配置为:

基于由所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少一个基准所描绘的所述PPG信号(20)的每个脉冲的搏动间隔,将所述PPG信号(20)的当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲。

11.根据权利要求10所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)被配置为:

将搏动间隔偏差生成为所述PPG信号(20)的所述当前脉冲的搏动间隔与所述PPG信号(20)的脉冲的所述搏动间隔的平均值之间的差;并且

将所述搏动间隔偏差与搏动间隔偏差阈值进行比较,作为将所述PPG信号的所述当前脉冲指定为所述正常脉冲或所述异常脉冲的至少一个基础。

12.根据权利要求9所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)还被配置为:

基于由所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少两个基准所描绘的所述PPG信号(20)的每个脉冲的幅值,将所述PPG信号(20)的当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲。

13.根据权利要求12所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)还被配置为:

将幅值比率生成为所述PPG信号(20)的所述当前脉冲的幅值与所述PPG信号(20)的脉冲的幅值的平均值之间的商;并且

将所述幅值比率与幅值比率阈值进行比较,作为将所述PPG信号(20)的所述当前脉冲指定为所述正常脉冲或所述异常脉冲的至少一个基础。

14.根据权利要求9所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)被配置为:

基于顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的相继的指定正常脉冲的计数小于正常脉冲段阈值来从所述归一化的PPG信号(20')中排除所述PPG信号(20)中的指定正常脉冲。

15.根据权利要求9所述的PPG PRV控制器(710),其中,所述PPG信号归一化器(712)被配置为:

从所述归一化的PPG信号(20')中排除顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的指定正常脉冲。

16.一种用于生成PPG信号(20)的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV方法,所述PPG PRV方法包括:

由PPG PRV控制器(710)生成归一化的PPG信号(20'),所述归一化的PPG信号包括所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号(20)中的由所述PPG PRV控制器(710)指定为至少一个异常脉冲的至少一个脉冲,

其中,所述归一化的PPG信号(20')在HRV方面与所述ECG信号相当;

由所述PPG PRV控制器(710)从所述归一化的PPG信号(20')的HRV测量结果导出所述PRV参数;并且

由所述PPG PRV控制器(710)基于所述PRV参数来生成对所述ECG信号的HRV参数的估计。

17.根据权利要求16所述的PPG PRV方法,其中,所述归一化的PPG信号(20')的所述生成包括:

描绘由所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少一个基准所描绘的所述PPG信号(20)的每个脉冲的搏动间隔;

将搏动间隔偏差生成为所述PPG信号(20)的当前脉冲的搏动间隔与所述PPG信号(20)的脉冲的所述搏动间隔的平均值之间的差;并且

将所述搏动间隔偏差与搏动间隔偏差阈值进行比较,作为将所述PPG信号(20)的所述当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲的至少一个基础。

18.根据权利要求16所述的PPG PRV方法,其中,所述归一化的PPG信号(20')的所述生成包括:

通过所述PPG信号(20)的每个脉冲的至少两个基准来描绘所述PPG信号(20)的每个脉冲的幅值;

将幅值比率生成为所述PPG信号(20)的当前脉冲的幅值与所述PPG信号(20)的脉冲的幅值的平均值之间的商;并且

将所述幅值比率与幅值比率阈值进行比较,作为将所述PPG信号(20)的所述当前脉冲指定为正常脉冲或异常脉冲的至少一个基础。

19.根据权利要求16所述的PPG PRV方法,其中,所述归一化的PPG信号(20')的所述生成包括:

基于顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的相继的指定正常脉冲的计数小于正常脉冲段阈值来从所述归一化的PPG信号(20')中排除所述PPG信号(20)中的指定正常脉冲。

20.根据权利要求16所述的PPG PRV方法,其中,所述归一化的PPG信号(20')的所述生成包括:

从所述归一化的PPG信号(20')中排除顺序地在所述PPG信号(20)的指定异常脉冲之后的所述PPG信号(20)的指定正常脉冲。

伪迹宽容的脉搏率变异性测量

技术领域

[0001] 本公开的发明总体涉及测量脉搏率变异性 (PRV) 作为对心率变异性 (HRV) 的估计, 并且更具体地涉及使用光电体积描记 (PPG) 技术测量脉搏率变异性的系统、设备和方法。

背景技术

[0002] 能够收集和分析生理参数的可穿戴设备的使用正在迅速增加。尽管通常认为心电图 (ECG) 是监测心脏健康的标准工具, 但使用可穿戴设备来记录和分析 ECG 在方法上是困难的。作为 ECG 监测的替代方法, 可穿戴设备中使用的光电体积描记 (PPG) 技术使它们可以用作便携式健康监测工具, 用于以非侵入的方式测量临床参数, 例如脉搏率、血氧饱和度、呼吸以及呼吸道中的许多其他特征。这些 PPG 设备使用光学传感器通过透射光 (例如, 经由指尖施加) 或反射光 (例如, 经由腕部施加) 的量来检测血容量的变化。

[0003] 更具体地, 在心脏监测中要测量的重要特征是心率变异性 (HRV), 其由连续搏动之间的搏动间隔变化来定义。如本公开领域中已知的 (例如, 参见, ask Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. European Heart Journal, 17, 1996, 第354-381页), 因为血管系统受自主神经系统调节, 因此 HRV 具有临床意义, 而 HRV 值的降低与几种心脏病和非心脏病疾病有关 (例如, 心肌梗塞, 糖尿病性神经病变, 心肌功能障碍和四肢瘫痪)。此外, 已经发现心脏移植患者的 HRV 值降低。

[0004] 计算 HRV 需要准确地测量搏动间隔, 这在具有锐利的 r 波峰的 ECG 心跳中比具有平滑形状的 PPG 脉冲更可达到, 但是通过可穿戴设备收集 ECG 的实际问题促使本公开的发明人计算 PPG 技术中的脉搏率变化率 (PRV) 作为对 HRV 的估计。

[0005] 然而, 如本公开领域中已知 (参见, G. Lu, F. Yang, Limitations of oximetry to measure heart rate variability measures, Cardiovasc Eng. 9:119-125, 2009), 使用 PPG 技术测量脉搏率变异性 (PRV) 需要高度精确的测量, 这由于 PPG 脉冲的若干固有特性 (例如脉冲平滑度) 并且还由于 PPG 脉冲具有更高水平的伪迹 (其带宽与底下的 PPG 频谱交叠) 而具有挑战性。使用利用 PPG 技术的基于加速度计的运动传感器可能有助于更方便地检测伪迹损坏的脉冲, 但是这些传感器并不总是可用于伪迹检测。因此, 本公开的技术教导了一种根据使用 PPG 技术作为 ECG 信号的 HRV 的估计的方式。

发明内容

[0006] 本公开的发明涉及一种基于 PPG 信号的异常脉冲的检测和去除来在单通道 PPG 中的测脉搏率变异性 (PRV) 参数而无需任何附加传感器 (例如, 加速度计) 的方法, 其中, 基于 PPG 的 PRV 参数可与同时的 ECG 记录的心率变异性 (HRV) 参数相比。本公开的发明提供并描述了用于通过分析 PPG 的单个通道来估计心率 HRV 参数的系统、设备和方法。

[0007] 本公开的发明的一个示例性实施例是一种 PPG PRV 设备, 用于生成 PPG 信号的 PRV

参数作为对ECG信号的HRV参数的估计。PPG PRV设备采用PPG探头和PPG PRV控制器。在操作中,PPG探头生成PPG信号。响应于此,PPG PRV控制器生成归一化的PPG信号,所述归一化的PPG信号包括由PPG PRV控制器指定为正常脉冲的PPG信号的多个脉冲,并且排除由PPG PRV控制器指定为异常脉冲的PPG信号的一个或多个脉冲,其中,归一化的PPG信号的HRV与ECG信号相当。PPG PRV控制器从归一化的PPG信号的HRV测量结果中导出PRV参数。

[0008] 在本公开的发明的第二示例性实施例中,所述PPG PRV控制器采用PPG信号归一化器以生成归一化的PPG信号,所述归一化的PPG信号包括所述PPG信号中的被PPG信号归一化器指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号中的由所述PPG信号归一化器指定为(一个或多个)异常脉冲的一个或多个脉冲,其中,所述归一化的PPG信号在HRV方面与ECG信号相当。所述PPG PRV控制器采用PRV参数分析器,用于从所述归一化的PPG信号的HRV测量结果中导出PRV参数。

[0009] 在本公开的发明的第三示例性实施例中,一种用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV方法包括PPG PRV控制器生成归一化的PPG信号,所述归一化的PPG信号包括所述PPG信号中的由所述PPG PRV控制器指定为正常脉冲的多个脉冲,并且排除所述PPG信号中的由所述PPG PRV控制器指定为(一个或多个)异常脉冲的一个或多个脉冲,其中,所述归一化的PPG信号在HRV方面与ECG信号相当。所述PPG PRV方法还包括所述PPG PRV控制器从所述归一化的PPG信号的HRV测量中导出PRV参数。

[0010] 出于描述和要求保护本公开的发明的目的,

[0011] (1) 在本公开的领域中的术语,包括但不限于,“光电体积描记(PPG)”,“脉搏率变异性(PVR)”,“心电图‘ECG’”和“心率变异性(HRV)”应该如本公开的领域中所理解的以及如本文中示例性所描述的被解释;

[0012] (2) 术语“PPG设备”广泛地涵盖在本公开之前和之后已知的,用于收集PPG波形的一个通道的所有设备,并且术语“PPG PRV”设备广泛地涵盖并入了如本文示例性地所描述的本发明的发明原理的、用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的所有PPG设备。“PPG设备”的示例包括但不限于利用可穿戴无线包、活动监测手表(例如Actiwatch和HealthWatch)和家庭睡眠监测设备(例如Alice PDx)的飞利浦Intellivue Guardian解决方案。设备和相关应用的此列表绝不旨在进行限制,而是仅被提供作为可以在示例性实施例中使用/与之一起使用的本公开的设备 and 应用的类型的样本和示例,包括当今已知和将来已知的设备 and 应用;

[0013] (3) 术语“PPG方法”广泛地涵盖在本公开之前和之后已知的,用于收集PPG波形的一个通道的所有方法,并且术语“PPG PRV”方法广泛地涵盖并入了如本文示例性地所描述的本发明的发明原理的、用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的所有PPG方法;

[0014] (4) 术语“HRV测量”广泛地涵盖在本公开之前和之后已知的用于计算ECG信号的HRV参数的所有技术。HRV测量的示例包括但不限于,本公开领域中已知的时域参数(例如,SDNN, pNN50, RMSSD, SDDSD, NN50),本公开的领域中已知的频域参数(例如,ULF, VLF, LF, HF, LF/HF)和本公开的领域中已知的非线性参数(例如,庞加莱图,采样熵);

[0015] (5) 术语“在HRV方面相当”广泛地涵盖根据如本文所述的本发明的发明原理归一化的PPG信号,其中,对PPG信号的HRV测量生成PRV参数,所述PRV参数与通过对ECG信号的

HRV测量生成的HRV参数相对应或者等价于其；

[0016] (6) 从PPG信号中排除异常脉冲广泛地涵盖排除PPG信号脉冲之前和/或之后的区间。

[0017] (6) 术语“控制器”广泛地涵盖用于控制本公开中示例性描述的本公开的各种发明原理的应用的专用主板或专用集成电路的所有结构配置，如本公开的领域中所理解的以及如本公开中示例性描述的。控制器的结构配置可以包括但不限于，(一个或多个) 处理器，(一个或多个) 计算机可用/计算机可读存储介质，操作系统，(一个或多个) 应用模块，(一个或多个) 外围设备控制器，(一个或多个) 槽和(一个或多个) 端口。

[0018] (7) 术语“应用模块”广泛地涵盖图像引导的运动缩放的机器人控制器的部件，其包括用于执行特定应用的电子电路和/或可执行程序(例如，存储在(一个或多个) 非瞬态计算机可读介质上的可执行软件和/或固件)；本文中的应用程序模块(例如“PPG探头激活器”模块，“PPG信号归一化器”模块和“PRV参数分析器”)的任何描述性标记均用于识别本文中所述和要求保护的特定应用程序模块，而不指定或暗示对术语“应用程序模块”的任何额外限制；并且

[0019] (8) 术语“信号”广泛地涵盖如本公开的领域中所理解的以及本文中示例性描述的用于传递信息以支持应用如本文中随后描述的本公开的各种发明原理的所有形式的可检测物理量或脉冲(例如，电压、电流或磁场强度)。本文中针对术语“信号”的任何描述性标记有助于如本文所述和所要求保护的信号之间的区分，而不指定或暗示对术语“信号”的任何额外限制。

[0020] 结合随附图阅读，根据对本发明的各种实施例的详细描述，本公开的发明的前述实施例和其他实施例以及本发明的各种特征和优点将变得更加明显。详细描述和附图仅是本公开内容的例示而非限制，本公开内容的范围由所附权利要求及其等价方案限定。

附图说明

[0021] 图1图示了由心律失常引起的异常PPG脉冲之前和之后的搏动间隔的根据本发明的发明原理的光电体积描记(PPG)信号的脉搏率变异性(PRV)的示例性排除。

[0022] 图2图示了由伪迹引起的三个异常PPG脉冲之前和之后的搏动间隔的根据本发明的发明原理的PPG信号的PRV的示例性排除。

[0023] 图3图示了表示根据本公开的发明原理的PPG PRV方法的示例性实施例的流程图。

[0024] 图4图示了表示根据本公开的发明原理的图3中的PPG PRV方法的第一示例性实施例的流程图。

[0025] 图5图示了表示根据本公开的发明原理的图3中的PPG PRV方法的第二示例性实施例的流程图。

[0026] 图6图示了根据本公开的发明原理的PPG信号的示例性基准点。

[0027] 图7图示了根据本公开的发明原理的基于搏动间隔准则的第一示例性异常PPG脉冲检测。

[0028] 图8图示了根据本公开的发明原理的基于搏动间隔准则的第二示例性异常PPG脉冲检测。

[0029] 图9图示了根据本公开的发明原理的基于幅值比率准则的第一示例性异常PPG脉

冲检测。

[0030] 图10图示了根据本公开的发明原理的基于幅值比率准则的第二示例性异常PPG脉冲检测。

[0031] 图11图示了根据本公开的发明原理的归一化的PPG信号的示例性实施例。

[0032] 图12图示了根据本公开的发明原理的第一示例性PPG搏动间隔和移动平均值。

[0033] 图13示出了根据本公开的发明原理的第一示例性PPG基准幅值和移动平均值。

[0034] 图14图示了根据本公开的发明原理的第二示例性PPG搏动间隔和移动平均值。

[0035] 图15示出了根据本公开的发明原理的第二示例性PPG基准幅值和移动平均值。

[0036] 图16为根据本公开的发明原理的PPG信号设备的示例性实施例。

[0037] 图17为根据本公开的发明原理的PRV控制器的示例性实施例。

具体实施方式

[0038] 本公开提供了用于通过分析单通道PPG来估计心率变异性 (HRV) 参数的新颖且非显而易见的系统、设备和方法,其中,在搏动间隔的PRV分析之前从PPG信号中检测单通道PPG的异常脉冲并将其排除。更具体地,为了对搏动间隔进行准确的PRV分析,必须检测PPG信号的异常并将其排除在根据本公开的PRV分析之外,例如由运动伪迹和心律不齐的心跳引起的PPG信号的脉冲(例如,室性早搏(PVC)和房性早搏(PAC))。

[0039] 例如,图1示出了PPG信号20、ECG导联II通道30、ECG导联V通道31和ECG导联aVR通道32,其中,由PVC引起的PPG通道20的异常脉冲21从同样由PVC引起的各ECG信号30、31和32的异常脉冲33、34和35被延迟。根据本公开,为了将PPG信号20转换成与对应的ECG信号在HRV方面相当的信号,由心律不齐(PVC)引起的紧接在异常PPG脉冲20之前和/或紧接其后的间隔(由双向箭头表示)必须被检测到,并将其排除在PPG信号的PRV分析之外。

[0040] 通过另一个示例,图2示出了PPG通道20和ECG导联II通道36,其中,由在随机时间点出现的伪迹引起的三(3)个异常脉冲23的序列。根据本公开,为了将PPG信号22转换成与对应的ECG信号在HRV方面相当的信号,紧接异常PPG脉冲20之前和/或紧随其后的间隔(由双向箭头表示)偏离平均搏动间隔,应当被丢弃并且不被包括在PPG信号的PRV分析中。

[0041] 为了促进对本公开的各种发明的理解,以下对图3-16的描述教导了根据本公开的用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的各种方法的基本发明原理。根据本说明,本领域普通技术人员将理解如何根据本公开来应用用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的方法的其他实施例的本公开的发明原理。

[0042] 图3图示了表示本公开的PPG PRV方法的实施例的流程图40。参考图3,流程图40的阶段S42涵盖PPG信号的生成。在实践中,可以通过本公开领域中已知的任何技术来生成PPG信号。在阶段S42中所示的一个实施例中,激活信号50被施加到光发射器51(例如,红外LED),在此处由光探测器53(例如,光电二极管)接收透射通过解剖结构(例如,如图所示的手指52、或耳朵或前额)的光,从而生成PPG信号20。

[0043] 流程图40的步骤S44涵盖通过排除被指定为异常的PPG信号20的脉冲(例如,指定的异常脉冲21)来对PPG信号20进行归一化,从而产生与ECG在HRV方面可比的归一化的PPG信号20'。任选地,也可以排除紧接PPG信号20的指定异常脉冲之后的任何正常脉冲,例如指定的正常脉冲24。阶段S44的实施例将在这里结合图4的描述来进一步描述。

[0044] 流程图40的阶段S46涵盖归一化的PPG信号20'的HRV测量,以产生PRV参数54用于显示。任选地,还可以生成并显示异常得分55和覆盖百分比。阶段S46的实施例将在这里结合图4的描述来进一步描述。

[0045] 图4图示了表示图3的PPG PRV方法的实施例的流程图60。参考图4,流程图60的阶段S62涵盖针对PPG信号的脉冲序列的每个脉冲的基准点的描绘,例如像,如在图S62中所示被符号化为块点的PPG信号20的基准点的描绘。

[0046] 在达到特定数量的描绘脉冲之后,流程图60的步骤S64涵盖对PPG信号的每个描绘脉冲的正常/异常指定。在实践中,在阶段S64期间可以采用任何用于检测由于心律不齐、伪迹等导致的PPG信号异常脉冲的技术。

[0047] 在阶段S64所示的一个实施例中,为了检测异常水平,将3维“异常分数”分配给每个PPG脉冲。“异常分数”由“搏动间隔偏差”71、“幅值比率”73和“异常脉冲接近度”元素75组成。利用3个阈值使用关于这些分数的准则消除由伪迹或心律失常损坏的异常脉冲,所述3个阈值被定义为:搏动间隔偏差阈值(T)72,其是搏动间隔与其移动平均值的最大可接受偏差;幅值比率阈值(M)74,其是脉冲幅值相对于其移动平均值的最大可接受比率(如果比率小于1,则为其倒数);以及正常脉冲段阈值(N)76,其是相继的正常间隔的最小数量。阈值可以手动或自动调整。阶段S64示出了由阈值相对于原点77定义的异常分数的图形范围70。

[0048] 在一个实施例中,搏动间隔偏差71是从100ms开始以毫秒为单位测量的,其中,搏动间隔偏差阈值(T)72为200ms,脉冲幅值是以毫伏为单位测量的,其中,幅值比率阈值(M)74为3,并且正常脉冲段阈值(N)76可以是3。

[0049] 阶段S64可以进一步定义“覆盖百分比”以示出由算法分析的正常脉冲相对于所有检测到的脉冲的百分比。调整阈值将改变PRV之外的覆盖百分比。最佳阈值将通过PRV的覆盖百分比和与从参考ECG导出的HRV的一致性进行折衷来确定,如本公开中将进一步描述的。

[0050] 流程图60的阶段S66涵盖基于基准点的、来自阶段S64的归一化的PPG信号20'的HRV测量。

[0051] 图5图示了代表流程图60(图4)的实施例的流程图80。流程图80并入了基准点检测器,所述基准点检测器包括每个PPG脉冲上的波谷、上坡和峰值点。然后验证这些点相对于其相对幅值是否有效。

[0052] 例如,图6图示了相继的PPG脉冲120之间的两个三间隔,包括在PPG脉冲120的峰值基准点之间延伸的峰-峰值间隔121,在PPG脉冲120的上坡基准点之间延伸的上坡-上坡122以及在PPG脉冲120的谷点基准点之间延伸的谷-谷间隔123。PPG搏动间隔被定义为这三个间隔的中值。还示出了每个脉冲的峰-谷(PV)幅值124和125。为了比较,示出了可比较的ECG搏动间隔131(正常R波峰之间的距离)。

[0053] 使用检测到的基准点,流程图80提供了针对每个脉冲的来自PPG信号波形的多个参数的测量。这些参数之一是搏动间隔(ABI),它是连续PPG脉冲之间三个其他间隔的中值:图6的峰-峰间隔121,上坡-上坡间隔122和谷-谷间隔123。PPG搏动间隔被定义为这三个间隔的中值。

[0054] $ABI = \text{中值}(T_{PP}, T_{UU}, T_{TT})$

[0055] 如图6中示例性所示,峰谷幅值(PT_{amp1})是测量从最低点到最高点的每个脉冲的高

度的参数。

[0056] 第三个参数是当前脉冲距最近的异常脉冲之间的距离,其为这之间的正常脉冲的数量。远离异常脉冲的脉冲更可靠。

[0057] 流程图80的学习阶段涉及对多个初始脉冲的分析,并且仅计算IBI和 PT_{amp1} 的初始平均值。对于不在学习阶段的脉冲,计算异常分数并将其用于异常准则中,以决定针对当前脉冲的正常或异常。如果脉冲被标记为异常,并且在此脉冲之前有长度 $<N$ 个脉冲的短的区间的连续的正常脉冲,则将消除该段,并排除该段中的计算。 N 是算法中的可配置的阈值中的一个。

[0058] 如果脉冲被标记为正常并且跟随异常脉冲(第一个正常搏动),则将其排除并不再执行任何计算,否则将更新IBI和 PT_{amp1} 的平均值,计算PRV参数,并测量覆盖百分比。在任选的步骤中,阈值将根据异常评分和覆盖百分比手动或自动更新。

[0059] 根据流程图80的异常准则:

[0060] 本公开的一个示例性实施例使用以下准则来检测异常脉冲并将其排除在分析之外:

[0061] 1. 幅值比率:

$$[0062] \quad R = \begin{cases} PT/PT_{avg}, & PT > PT_{avg} \\ PT_{avg}/PT, & \text{其他情况} \end{cases}$$

[0063] 如果 $R > M$ (M 为幅值比率阈值),则脉冲是异常的。

[0064] 2. 搏动间隔偏差:

$$[0065] \quad \Delta = |IBI - IBI_{avg}|$$

[0066] 如果 $\Delta > T$ (T 是搏动间隔偏差阈值),则脉冲是异常的。

[0067] 3. 正常脉冲段计数:

[0068] 如果相继的正常脉冲数小于 N (N 是正常脉冲段阈值),则该段将被排除。

[0069] 4. 第一正常脉冲

[0070] 排除异常脉冲之后的第一个正常脉冲。

[0071] 仍然参考图6,现在将描述流程图80的实现。

[0072] 流程图80的阶段S82涵盖读取当前PPG脉冲,并且流程图80的阶段S84涵盖当前PPG脉冲的基准点的描绘。流程图80的阶段S86涵盖确定是否在阶段S84期间描绘了所有基准点。如果在阶段S84中未描绘所有基准点,则如果阶段S82和S84可用一个下一个PPG脉冲,则流程图80进行到阶段S88以读取下一个PPG脉冲。如果在阶段S84中已描绘所有基准点,则流程图80进行到阶段S90,以确定是否已读取最小数量的PPG脉冲并且描绘了性质以从学习阶段开始。

[0073] 如果在阶段S90期间学习阶段没有开始,则流程图80进行到阶段S92以计算基准的当前移动平均值,然后如前所述进一步进行到阶段S88。如果学习阶段在阶段S90期间开始,则流程图80进行到阶段S94以计算脉冲异常分数,如本文先前所描述。

[0074] 例如,图7图示了在存在PVC的情况下PPG信号220的异常评分的示例,其中PVC脉冲与通过平均搏动间隔确定的其预测位置的距离大于阈值($\Delta > T$),并且该脉冲被标记为异

常。更具体地,峰-峰间隔230、231、233、234和235与相应的平均峰-峰间隔240、241、244和245之间的搏动间隔偏差小于阈值T,由此相关联的脉冲221、222、223、226和227被指定为正常。相反,峰-峰间隔232和平均峰-峰间隔242之间的搏动间隔偏差大于阈值T,由此将相关联的脉冲224指定为异常。此外,鉴于脉冲224被指定为异常,峰-峰间隔236与平均峰-峰间隔243的两倍之间的搏动间隔偏差小于阈值T,由此相关的脉冲223和225将被融合并且被指定为正常。

[0075] 通过另一个示例,图8图示了伪迹脉冲中PPG信号320的异常评分的示例,其中,伪迹脉冲与由平均心拍间隔确定的其预测位置的距离大于阈值($\Delta > T$),并且该脉冲被标记为异常。更具体地,峰-峰间隔330、336、337和338与相应的平均峰-峰间隔340、343、344和345之间的搏动间隔偏差小于阈值T,由此相关联的脉冲321、327、328和329被指定为正常。相反,在331、332、333和334的峰-峰间隔与相应的平均峰-峰间隔之间的搏动间隔偏差大于阈值T,由此将相关联的脉冲323、324和325指定为异常。此外,鉴于脉冲323、324和325被指定为异常,峰-峰间隔334与平均峰-峰间隔341的两倍之间的搏动间隔偏差小于阈值T,由此相关的脉冲322和326将被融合并且被指定为正常。

[0076] 通过另一个示例,图9图示了针对低幅值脉冲430、431和432的异常评分的示例,其中各个脉冲幅值对由平均PT幅值确定的其预测值的比率的倒数大于阈值($R = PT_{avg}/PT > M$,其中, $M=3$),并且脉冲430、431和432被标记为异常。相反,对于高幅值脉冲421、422、423、426和427的异常评分,其中,各个脉冲幅值对通过平均PT幅值确定的其预测值的比率的倒数小于阈值($R = PT_{avg}/PT < M$ 且 $M=3$),并且脉冲421、422、423、426和427被标记为正常。此外,对于高幅值脉冲424、425和428的异常评分,其中,各个脉冲幅值对通过平均PT幅值确定的其预测值的比率小于阈值($R = PT/PT_{avg} < M$, $M=3$),并且脉冲424、425和428标记为正常。

[0077] 通过另一个示例,图10图示了针对高幅值脉冲530的异常评分的示例,其中,脉冲幅值对通过平均PT幅值确定的其预测值的比率大于阈值($R = PT/PT_{avg} > M$, $M=3$),并且脉冲530被标记为异常。相反,对于低幅值脉冲521、523、524和528的异常评分,其中各个脉冲幅值对通过平均PT幅值确定的其预测值的比率的倒数小于阈值($R = PT_{avg}/PT < M$ 且 $M=3$),并且脉冲521、523、524和528被标记为正常。此外,对于高幅值脉冲522、525、526和527的异常评分,其中各个脉冲幅值对通过平均PT幅值确定的其预测值的比率小于阈值($R = PT/PT_{avg} < M$, $M=3$),并且脉冲522、525、526和527标记为正常。

[0078] 返回参考图5,流程图80的阶段S96确定在阶段S94期间电流脉冲被指定为正常还是异常。如果在步骤S94期间当前脉冲被指定为异常,则流程图80进行到步骤S98以将当前脉冲标记为异常以进行提取,然后进入步骤S100以确定在紧接指定的异常当前脉冲之后的正常脉冲段是否是短的。如果正常脉冲段不是短的,则流程图80如前所述进行到阶段S88。如果正常脉冲段是短的,则流程图80进行到阶段S102以排除正常脉冲段,并且然后如前所述进入阶段S88。

[0079] 例如,图11示出了脉冲630和632被指定为异常,并且脉冲621、622和624-627被指定为正常。这样,鉴于正常脉冲段中的两个脉冲的数量小于正常脉冲段阈值($N=4$),将排除脉冲621和622的短的正常PPG段。相反,鉴于正常脉冲段中的脉冲数等于正常脉冲段阈值($N=4$),不排除脉冲624-627中的短的正常PPG段。

[0080] 返回参考图5,如果在步骤S94期间当前脉冲被指定为正常,则流程图80进行到步

骤S104以将当前脉冲标记为正常用于非提取目的,并且然后进行到步骤S106以确定紧接在前的脉冲是否被指定为异常。如果在步骤S104期间将紧邻的前一个脉冲指定为异常,则流程图80进行到步骤S108以排除正常的当前脉冲,并且然后如前所述进入步骤S88。

[0081] 例如,图11示出了脉冲631和633被指定为异常,并且脉冲623和628被指定为正常。这样,鉴于随后的指定异常脉冲631和633,将排除脉冲623和628。

[0082] 返回参考图5,如果在步骤S104期间将紧接的前一个脉冲指定为异常,则流程图80顺序地进行到步骤S110以计算正常脉冲的基准平均值,进行到阶段S112来根据正常脉冲的HRV测量来计算PRV参数,进行到任选的阶段S114以在阶段S88之前更新标准阈值,如前所述。

[0083] 更具体地说,通过找到正常的PPG脉冲及其相应的搏动间隔,可以计算出与HRV参数相当的PRV参数,例如,HRV参数pNN50是相继的脉冲中的搏动间隔差异大于50毫秒的数量与搏动的总数的比率。本公开的发明提供了从PPG测量结果计算出的PRV pNN50参数针对从ECG信道计算出的其对应项。

[0084] 例如,在一个实施例中,图12和图13图示了在正常PPG脉冲上计算出并应用于阶段112的PPG搏动间隔和PT幅值的即时值和移动平均值。对于该实施例,例如,第11行的最佳阈值在pNN50中具有最低的差异,并且然后具有较高的覆盖百分比($T=150\text{ms}$, $M=1.5$, 并且 $N=6$)。

[0085] 在该示例中:ECG HRV参数:pNN50_ECG=0.74。

行	T (IBI 阈值)	M (幅值阈值)	N (正常脉冲)	pNN50 (%)	覆盖范围 (%)
1	100	1.5	12	0.49	23.2
2	100	1.5	6	0.42	26.9
3	100	1.5	3	0.38	30.1
4	100	2.0	12	0.90	36.6
5	100	2.0	6	0.93	39.0
6	100	2.0	3	0.95	42.0
7	100	3.0	12	1.11	44.2
8	100	3.0	6	1.34	47.4
9	100	3.0	3	1.44	50.6
10	150	1.5	12	0.48	23.6
11	150	1.5	6	0.71	27.4
12	150	1.5	3	0.63	30.7
[0086] 13	150	2.0	12	1.14	39.0
14	150	2.0	6	1.63	42.6
15	150	2.0	3	1.78	45.8
16	150	3.0	12	1.68	44.7
17	150	3.0	6	2.39	48.5
18	150	3.0	3	2.68	52.2
19	200	1.5	12	0.75	24.1
20	200	1.5	6	0.92	28.4
21	200	1.5	3	0.86	31.6
22	200	2.0	12	1.81	40.2
23	200	2.0	6	2.15	43.3
24	200	2.0	3	2.37	46.5
25	200	3.0	12	2.66	44.9
26	200	3.0	6	3.89	49.0
27	200	3.0	3	4.33	52.2

[0087] 表1示出了使用本示例的一组不同阈值的本公开的示例性实施例。在 $T=150\text{ms}$, $M=1.5$ 和 $N=6$ 时选择最佳阈值,其中pNN50在ECG和PPG之间的差异最小,并且然后覆盖百分比高于其他配置。

[0088] 本公开的示例性实施例的第二示例可以使用3小时55分钟长的单通道PPG,在大多数区域中具有较高的PPG信号质量,并且这里未示出PVC脉冲。

[0089] 图14和图15图示了根据本公开的该实施例的,在正常PPG脉冲上计算出并应用于分析的PPG搏动间隔和PT幅值的即时值和移动平均值。

[0090] 例如,本公开的示例性实施例可以使用一组不同的阈值,如在表2中所示。例如,本公开的示例性实施例可以选择最佳阈值行7,其在ECG和PPG之间的pNN50中具有最低的差异,并且然后更高的覆盖百分比($T=100\text{ms}$, $M=3.0$, $N=12$)。在该示例中,ECG HRV参数:pNN50_ECG=0.32。

行	T (IBI 阈值)	M (幅值阈值)	N (正常脉冲)	pNN50 (%)	覆盖范围 (%)
1	100	1.5	12	0.17	76.8
2	100	1.5	6	0.20	77.7
3	100	1.5	3	0.20	78.1
4	100	2.0	12	0.27	80.8
5	100	2.0	6	0.29	81.2
6	100	2.0	3	0.29	81.7
7	100	3.0	12	0.32	81.3
8	100	3.0	6	0.34	81.8
9	100	3.0	3	0.35	82.3
10	150	1.5	12	0.25	77.3
11	150	1.5	6	0.31	78.6
12	150	1.5	3	0.36	79.2
13	150	2.0	12	0.37	81.1
14	150	2.0	6	0.42	82.1
15	150	2.0	3	0.45	82.6
16	150	3.0	12	0.42	81.8
17	150	3.0	6	0.51	82.8
18	150	3.0	3	0.54	83.2
19	200	1.5	12	0.66	79.2
20	200	1.5	6	0.88	80.5
21	200	1.5	3	1.13	81.4
22	200	2.0	12	0.99	83.1
23	200	2.0	6	1.23	84.2
24	200	2.0	3	1.52	85.1
25	200	3.0	12	1.04	84.0
26	200	3.0	6	1.34	85.3
27	200	3.0	3	1.67	86.2

[0092] 表2示出了使用本示例的一组不同阈值的本公开的示例性实施例。在 $T=100\text{ms}$, $M=3$ 和 $N=12$ 时选择最佳阈值,其中pNN50在ECG和PPG之间的差异最小,并且然后覆盖百分比高于其他配置。

[0093] 为了促进对本公开的各种发明的理解,以下对图16和17的描述教导了根据本公开的用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV设备的实施例的基本发明原理。根据本说明,本领域普通技术人员将理解如何根据本公开来应用于生成PPG信号的PRV参数作为对ECG信号的HRV参数的估计的PPG PRV设备的其他实施例的本公开的发明原理。

[0094] 通常,如本领域普通技术人员鉴于本文提供的教导将理解的,本公开的示例性实施例可以在收集PPG波形的至少一个通道的任何PPG设备中或与任何PPG设备一起实施、部署或以其他方式使用。这种PPG设备的示例包括带有可穿戴无线包、活动监视手表(例如Actiwatch和HealthWatch)以及例家庭睡眠监视设备(如Alice PDx)的Philips Intellivue Guardian解决方案。PPG设备和相关应用程序的此列表绝不旨在进行限制,而是仅被提供作为可以在示例性实施例中使用/与之一起使用的本公开的设备 and 应用的类型

的样本和示例,包括当今已知和将来已知的设备和应用。

[0095] 在一个实施例中,如图16中所示,本公开的PPG PVR设备采用如本公开领域已知的PPG探头700,PPG探头700包括光发射器701和光探测器702,用于经由由激活信号714来激活光发射器701来生成解剖结构(例如,如图所示的手指800,或耳朵、手腕或前额)的PPG信号703的。

[0096] 本公开的PPG PVR设备还采用PPG PRV控制器710,其包括以如本公开的领域中已知的那样的用于激活PPG探头700的PPG探头激活器711的形式的模块,用于对PPG信号703进行归一化的PPG信号归一化器712,如先前在本公开中所描述的,以及PVR参数分析器713和用于从归一化的PPG信号703的HRV测量结果导出PRV参数的PVR参数分析器713,如先前在本公开中描述的。

[0097] 在一个实施例中,如图17中所示,控制器710包括经由一条或多条系统总线717互连的处理器714、存储器715、用户接口716、网络接口719和存储设备718。在实践中,控制器710a的部件714-718的实际组织可能比所示的更为复杂。

[0098] 处理器714可以是能够执行存储在存储器或存储设备中或者处理数据的指令的任何硬件设备。这样,处理器714可以包括微处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)或其他类似设备。

[0099] 存储器715可以包括各种存储器,例如L1、L2或L3高速缓存或系统存储器。这样,存储器715可以包括静态随机存取存储器(SRAM)、动态RAM(DRAM)、闪存、只读存储器(ROM)或其他类似的存储器设备。

[0100] 用户接口716可以包括用于实现与诸如管理员的用户的通信的一个或多个设备。例如,用户接口716可以包括用于接收用户命令的显示器、鼠标和键盘。在一些实施例中,用户接口716可以包括命令行接口或图形用户接口,其可以经由网络接口719呈现给远程终端。

[0101] 网络接口719可以包括用于实现与其他硬件设备的通信的一个或多个设备。例如,网络接口719可以包括被配置为根据以太网协议进行通信的网络接口卡(NIC)。另外,网络接口719可以根据TCP/IP协议实现用于通信的TCP/IP栈。用于网络接口的各种替代或附加硬件或配置将是显而易见的。

[0102] 存储设备718可以包括一个或多个机器可读存储介质,诸如只读存储器(ROM),随机存取存储器(RAM),磁盘存储介质,光存储介质,闪存设备或类似的存储介质。在各种实施例中,存储设备718可以存储用于由处理器714执行的指令或者处理器714可以操作的数据。例如,存储设备(718)可以存储用于控制硬件的各种基本操作的基本操作系统(未示出)。

[0103] 更具体地,对于本公开,存储设备718还存储控制模块720,包括PPG探头激活器711a、PPG信号归一化器712a和PRV参数分析器713a。

[0104] 已经参考优选实施例描述了本文中公开的本公开。通过阅读和理解前述的详细描述,本领域技术人员可以想到各种修改和变型。目的是,本发明被理解为包括所有这样的修改和变动,只要它们落了权利要求书或其等价方案的范围之内。

[0105] 此外,鉴于本文提供的教导,本领域普通技术人员将理解,本公开/说明书中描述和/或图中公开和描绘的特征、元件、部件等可以以硬件和软件的各种组合实现,并提供可以组合在单个元件或多个元件中的功能。例如,可以通过使用专用硬件以及能够执行与适

当软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出/示出/描绘的各种特征、元件、部件等的功能。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器,或由多个个体处理器(它们中的一些能够是共享的和/或多路复用的)来提供。此外,对术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应当被解释为排他性地指代能够运行软件的硬件,而是能够暗含地不加限制地包括数字信号处理器(“DSP”)硬件、存储器(例如用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储装置等)以及能够(和/或可配置为)执行和/或控制过程的任何虚拟装置和/或机器(包括硬件、软件、固件、它们的组合等)。

[0106] 此外,本文中提到的原理、方面和本公开的示例性实施例的所有陈述以及其具体范例都旨在涵盖其结构上和功能上的等价方案。另外,旨在使这样的等同要件既包括当前已知的等同要件,又包括未来开发的等同要件(例如,所开发出的能够执行相同或基本上相似的功能的元件,而不管其结构如何)。因此,例如,本领域普通技术人员鉴于本文中提供的教导将认识到,本文中呈现的任何方框图能够表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念图。类似地,本领域普通技术人员鉴于本文中提供的教导应当认识到,任意流程图示、流程图等能够表示能够基本上被表示在计算机可读存储介质中并且由计算机、处理器或具有处理能力的其他设备如此运行的各种过程,而无论是否明确示出这样的计算机或处理器。

[0107] 已经公开并描述了本公开的优选实施例和示例性实施例(这些实施例旨在是说明性的而不是限制性的),应注意,根据本文提供的教导,包括附图和权利要求,本领域普通技术人员可以做出修改和变化。因此,应当理解,在本文中公开和描述的本公开和示例性实施例的范围内,可以对本公开的优选和示例性实施例进行改变。

[0108] 此外,预期的是,实施所述设备等的对应的和/或相关的系统也可以在根据本公开的设备中使用/实施,也被预期和认为在本公开的范围内。此外,还预期和认为对应的和/或相关的用于制造和/或使用根据本公开的设备的方法和/或系统的方法在本公开的范围内。

[0109] 示例性实验,测试和研究:根据本公开的示例性实施例,提供以下示例性实验、测试和研究作为示例。提供以下内容,其旨在是说明性的,并且不限制本公开的范围。

[0110] 研究背景:使用光电体积描记术(PPG)来分析心率变异性(HRV)的可行性已成为许多近期研究的主题,但结果是矛盾的。矛盾的部分原因是,分析HRV需要精确测量心动周期,而PPG在心电图方面比ECG更具挑战性,这是由于其固有的特性,例如波形的平滑度和对运动伪迹的敏感性更高。为了处理运动伪迹,某些设备使用加速度计在活动频繁或中等程度的区域禁用分析,但是这种传感器并不总是可用。许多已发布的基于PPG的HRV研究仅限于在理想实验环境中健康对象的干净无运动数据的结果。但是,我们已经开发了使用仅PPG算法的系统、设备和方法,以分析现实生活中的高危住院ICU患者的HRV。在这项研究中,我们将本公开的示例性实施方式的结果与来自同时记录的ECG的结果进行比较。

[0111] 示范方法:本公开的示例性实施例分析波形形态以检测伪迹和异常节律,以便选择具有表示潜在的心动周期的高概率的干净间隔。然后使用这些间隔来计算HRV参数。在单通道PPG波形中的每个PPG脉冲上自动标记三个基准点,并且将三个间隔(波谷,波峰-波峰和相继搏动之间的峰-峰值)的中值用作HRV的搏动间隔分析。使用MIMIC II数据库的大的子集用于评估。ECG间隔从R波峰测量。

[0112] 示例性结果:使用ECG和PPG数据从数据库中的330670条记录(总计238284小时)中

计算出多个时域HRV参数。分别针对ECG和PPG,平均的NN平均值分别为715.6ms和718.5ms,平均的SDNN值为29.0ms和28.8ms,并且平均的SDSD值为16.8ms和20.6ms。下表总结了来自ECG和PPG的pNN50参数的分布。

	pNN50											
	0	0-5	5-10	10-15	15-20	20-25	25-30	30-35	35-40	40-45	45-50	50-100
	(%)											
[0113] ECG	81.5	6.5	3.5	2.1	1.5	1.3	1.2	1.1	0.7	0.3	0.3	
PPG	77.2	9.2	4.2	2.5	1.8	1.4	1.3	1.1	0.7	0.3	0.3	

[0114] 示例性结论:我们已经展示了使用仅PPG算法以及异常间隔的集成的检测和拒绝的仅PPG算法的本公开的示例性实施例可以具有与对医院内ICU患者的基于ECG的HRV分析相当的性能。在该数据库上,本公开的示例性实施例报告仅比ECG多4.3%的PPG记录具有超过5%的pNN50值。对于超过10%的pNN50,此数字为1.6%;超过15%的pNN50,此数字为0.9%。

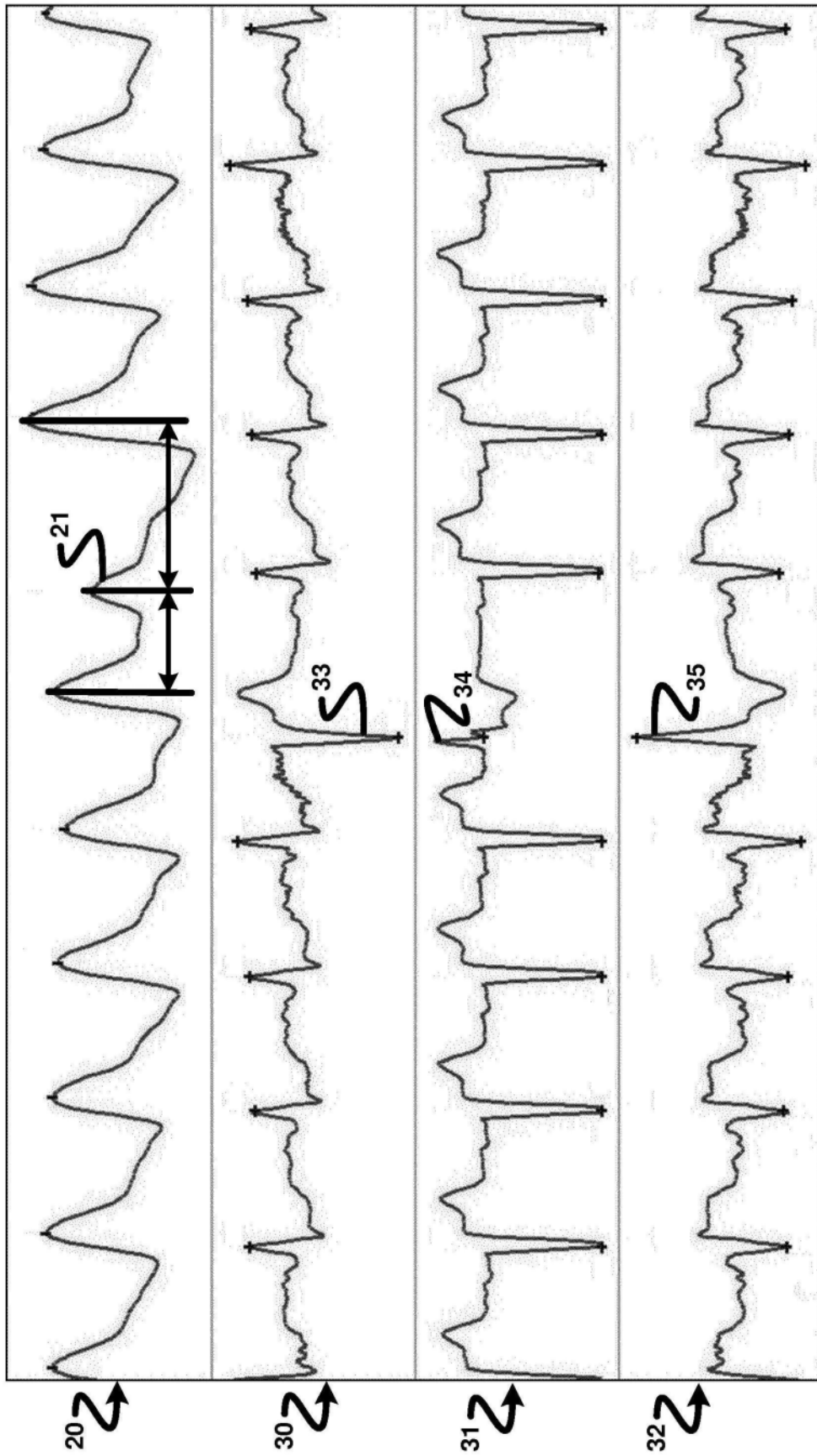


图1

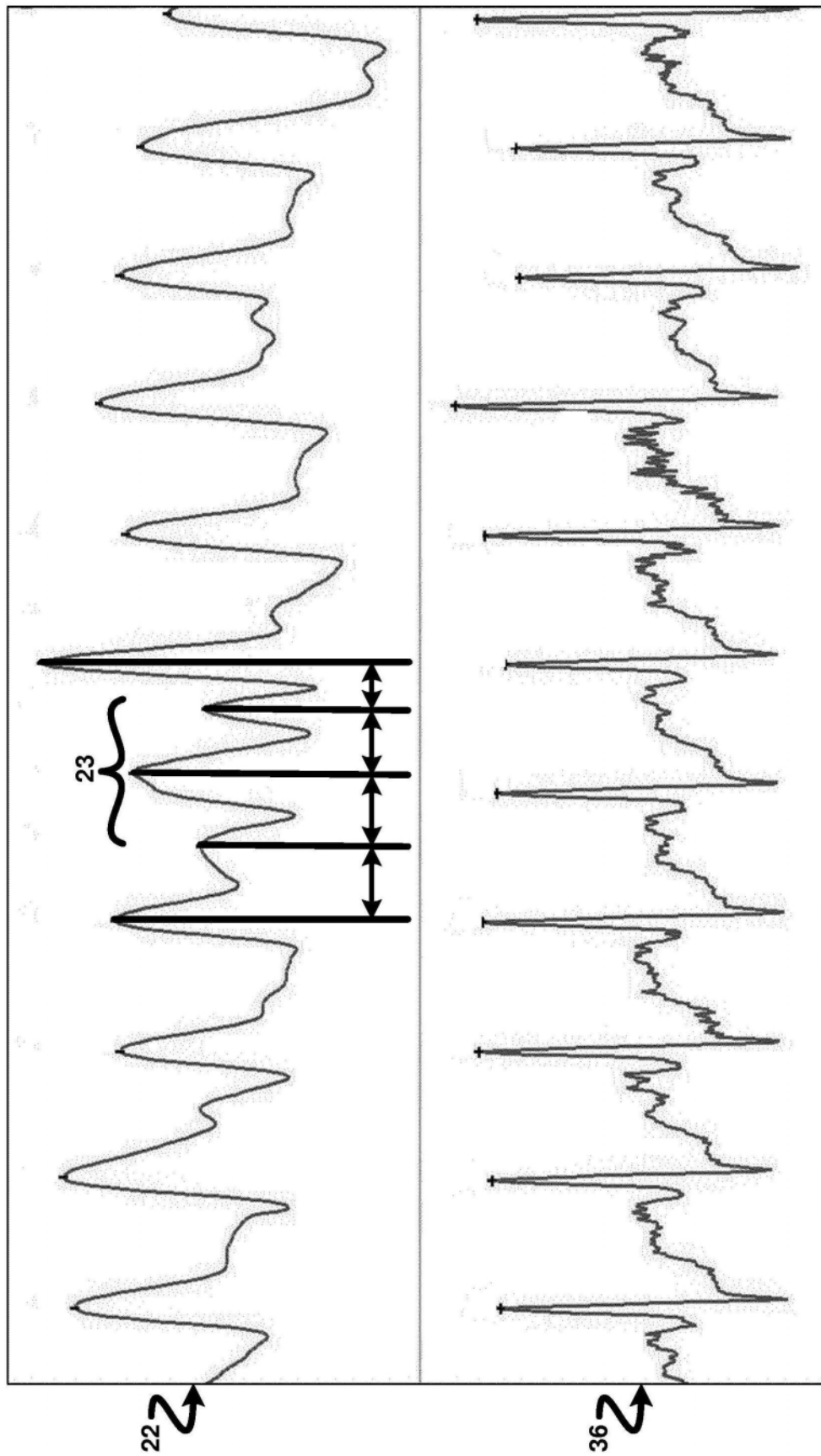


图2

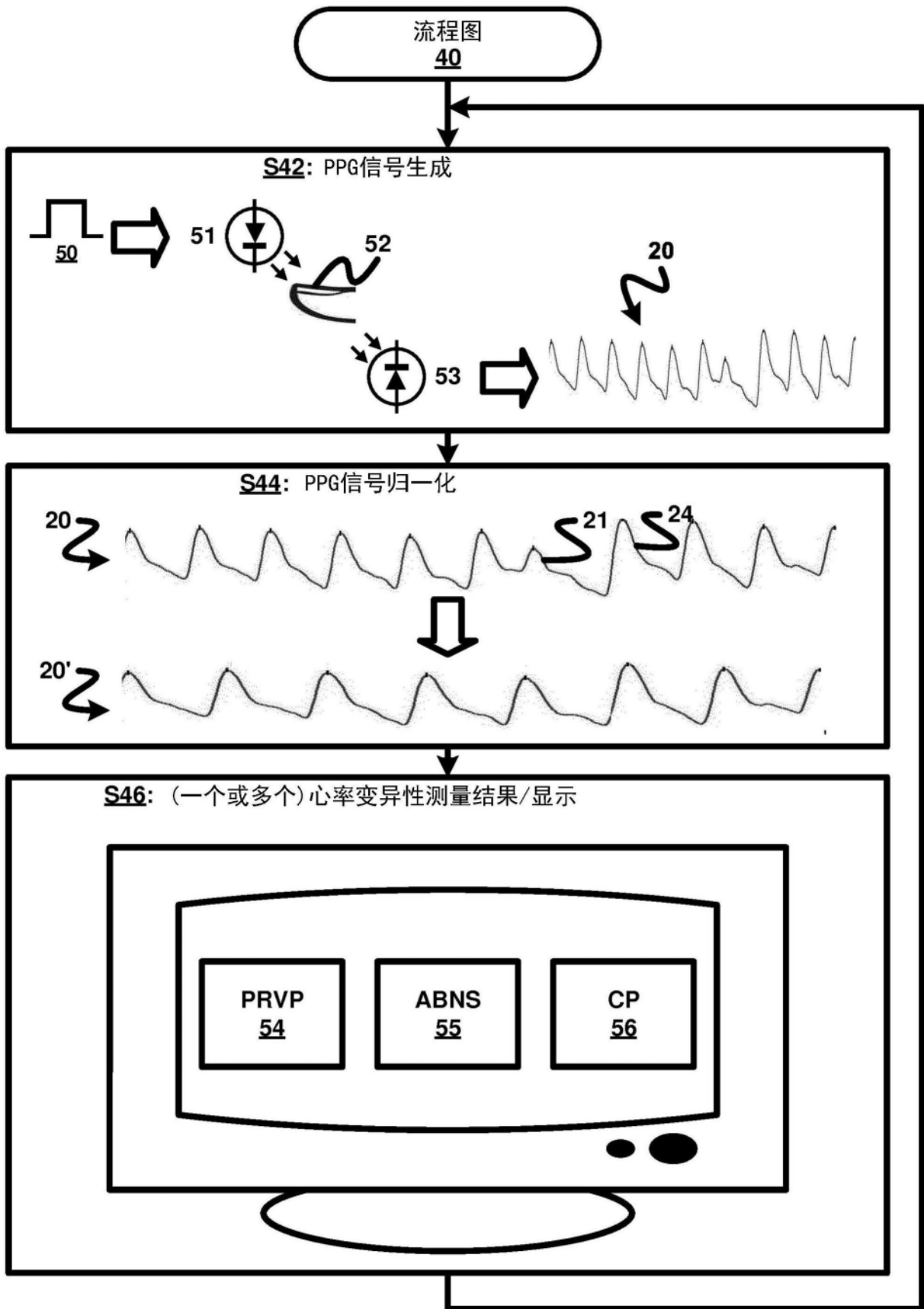


图3

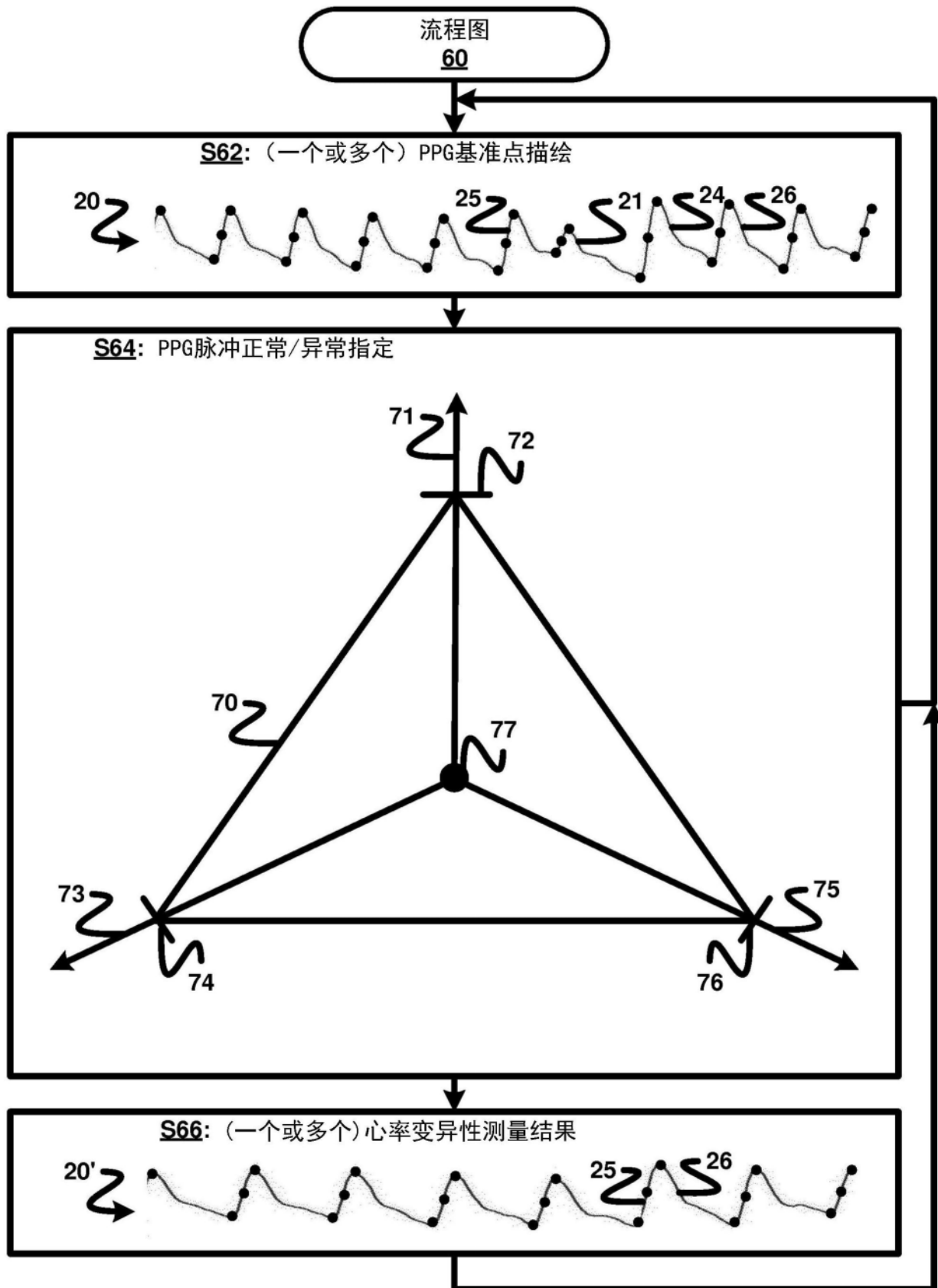


图4

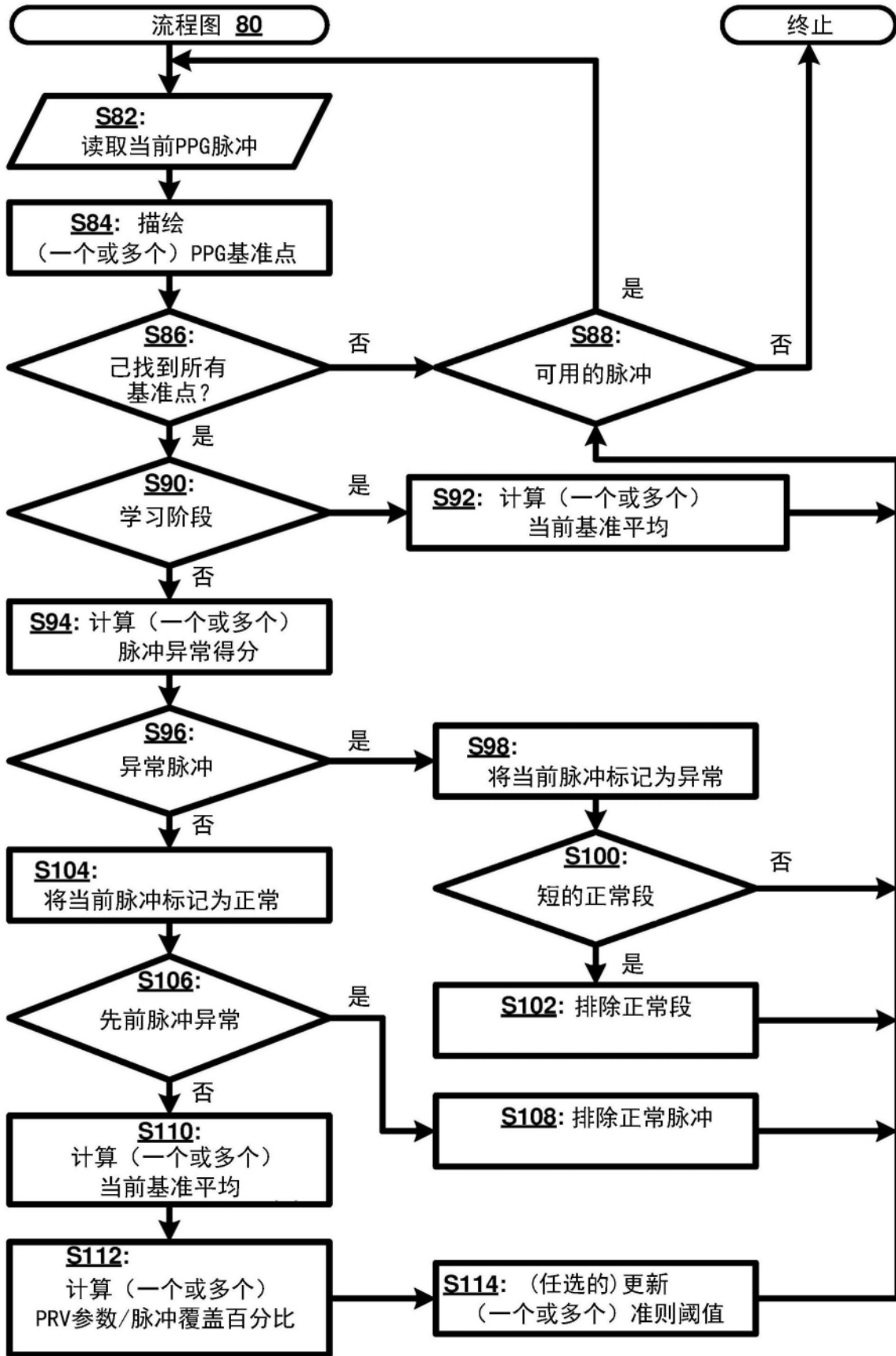


图5

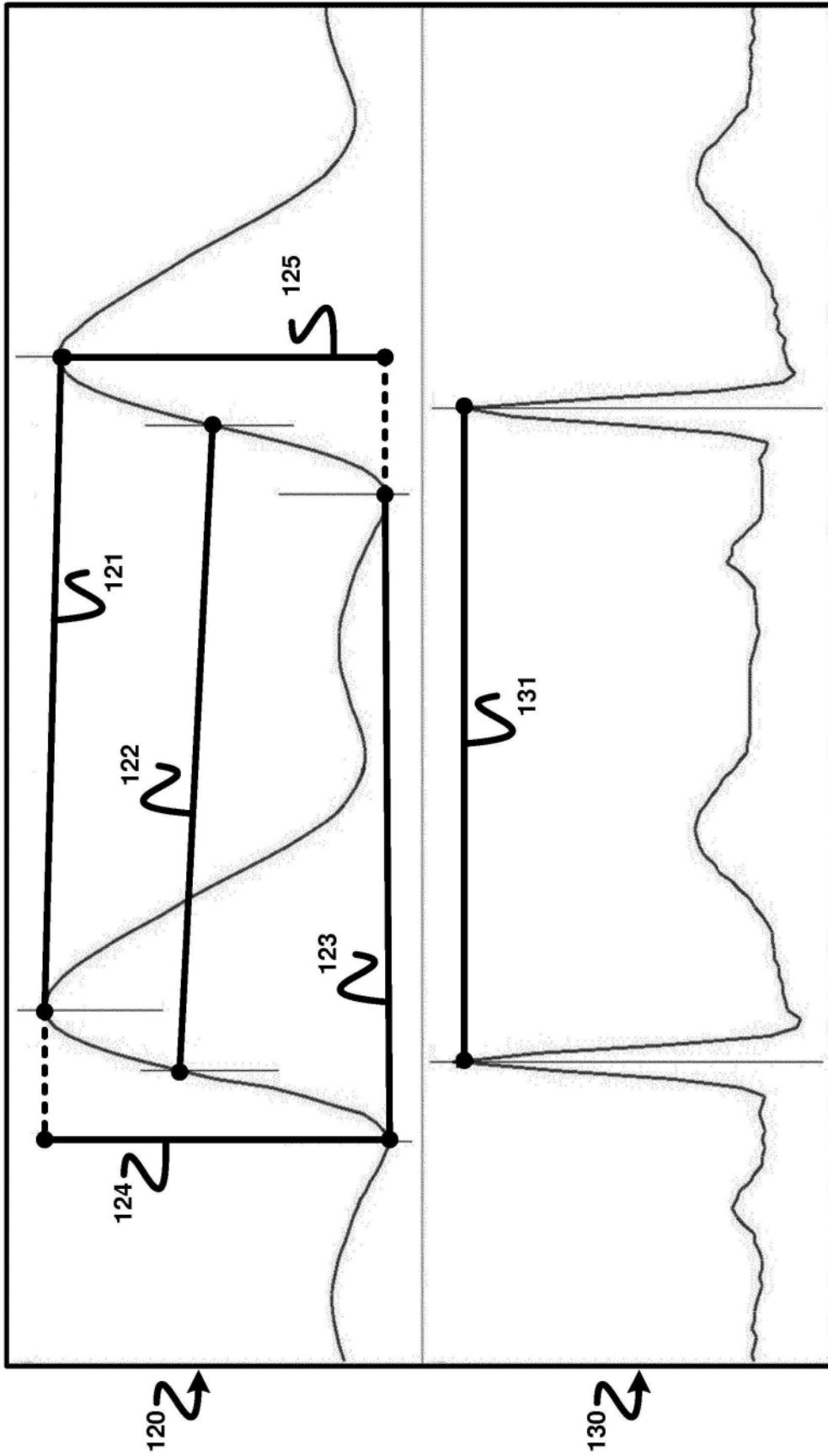


图6

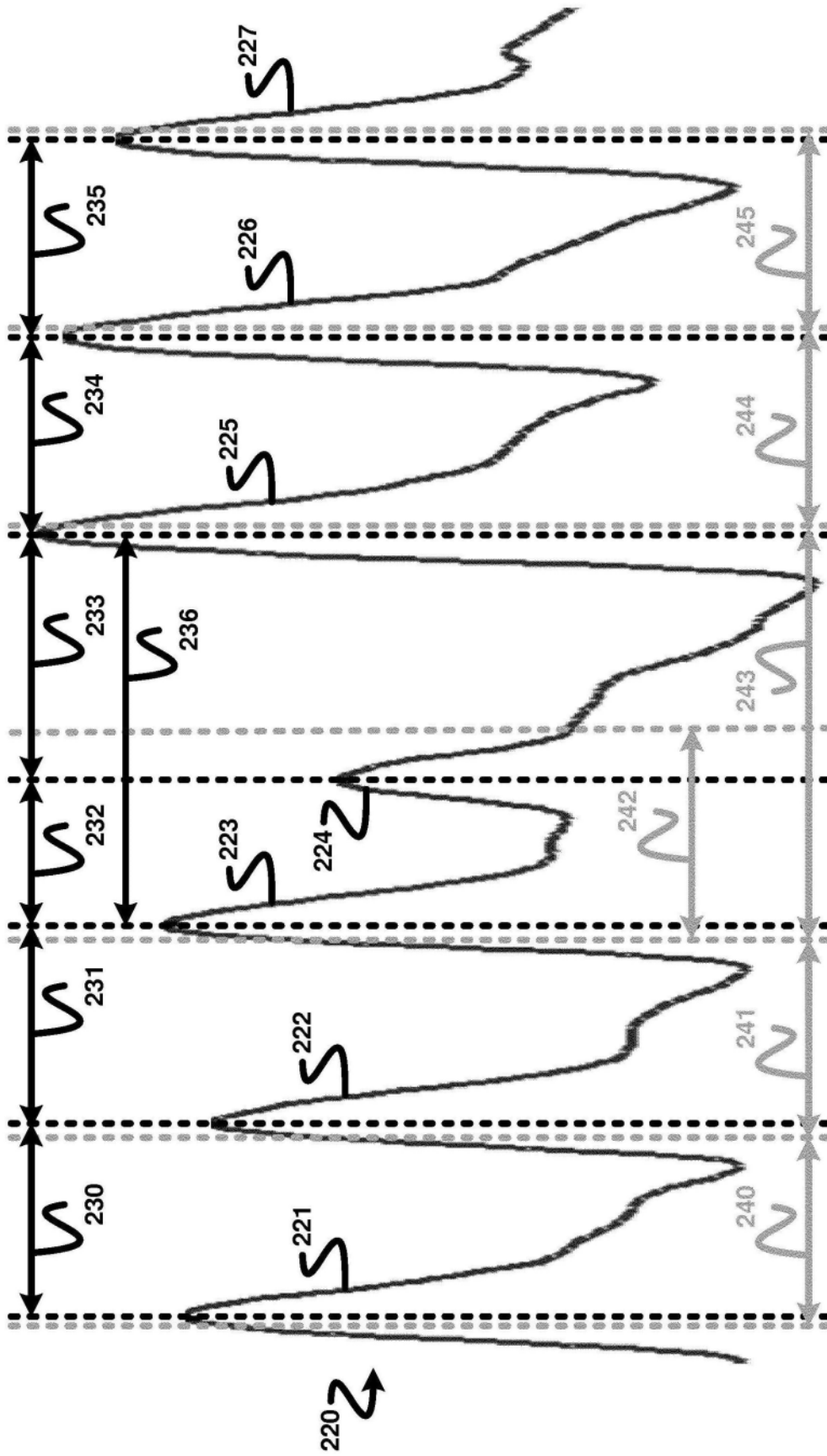


图7

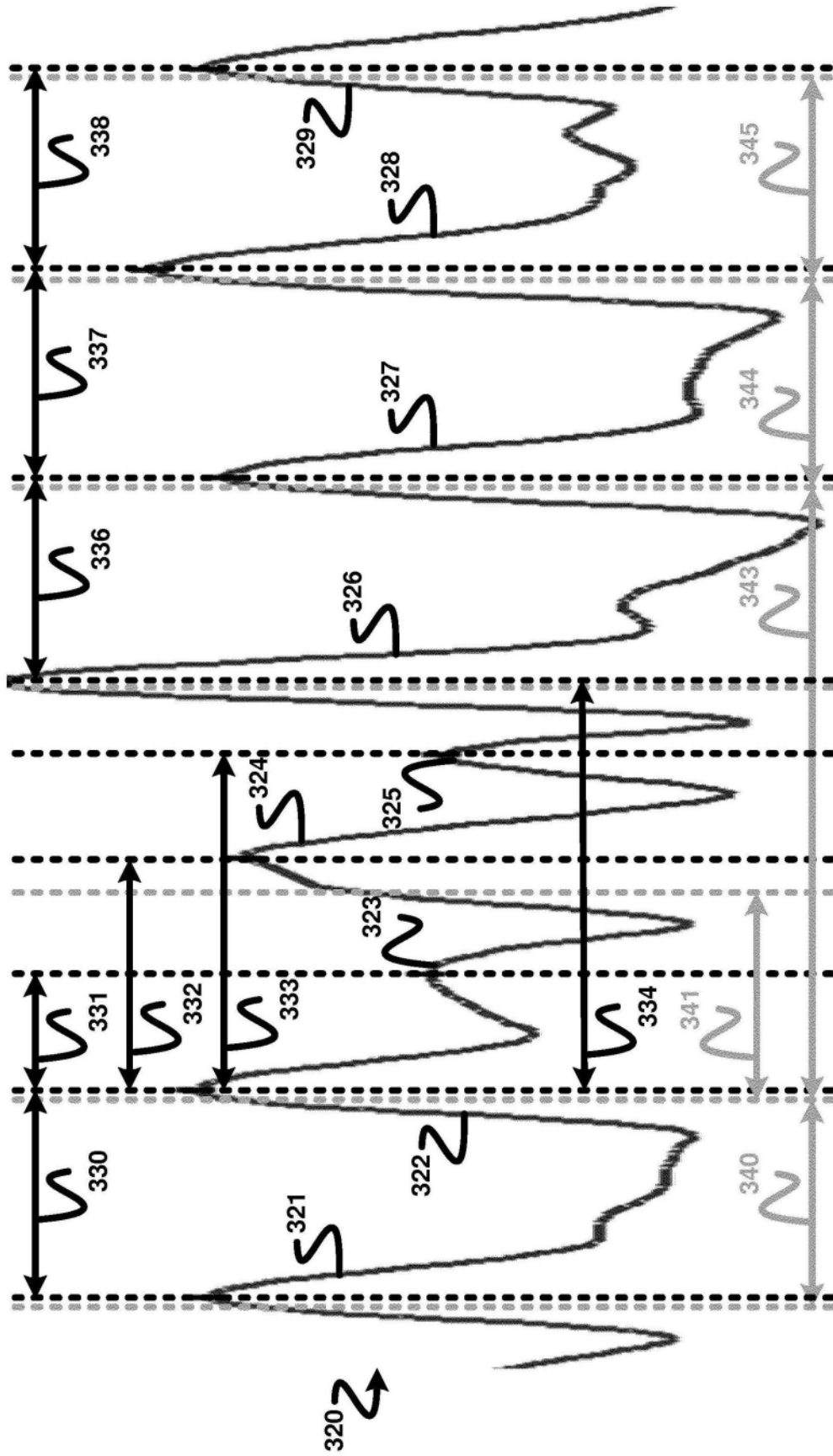


图8

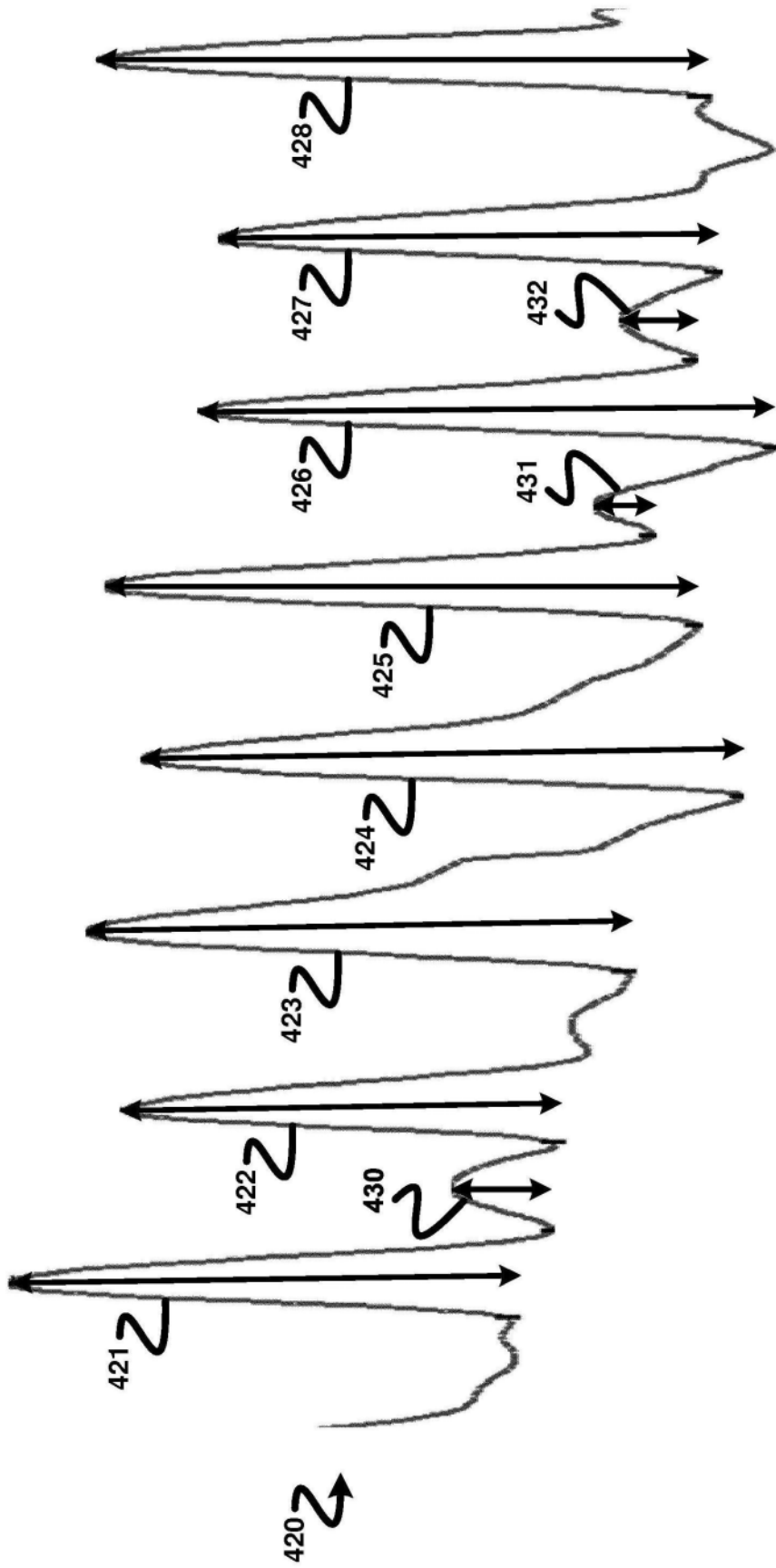


图9

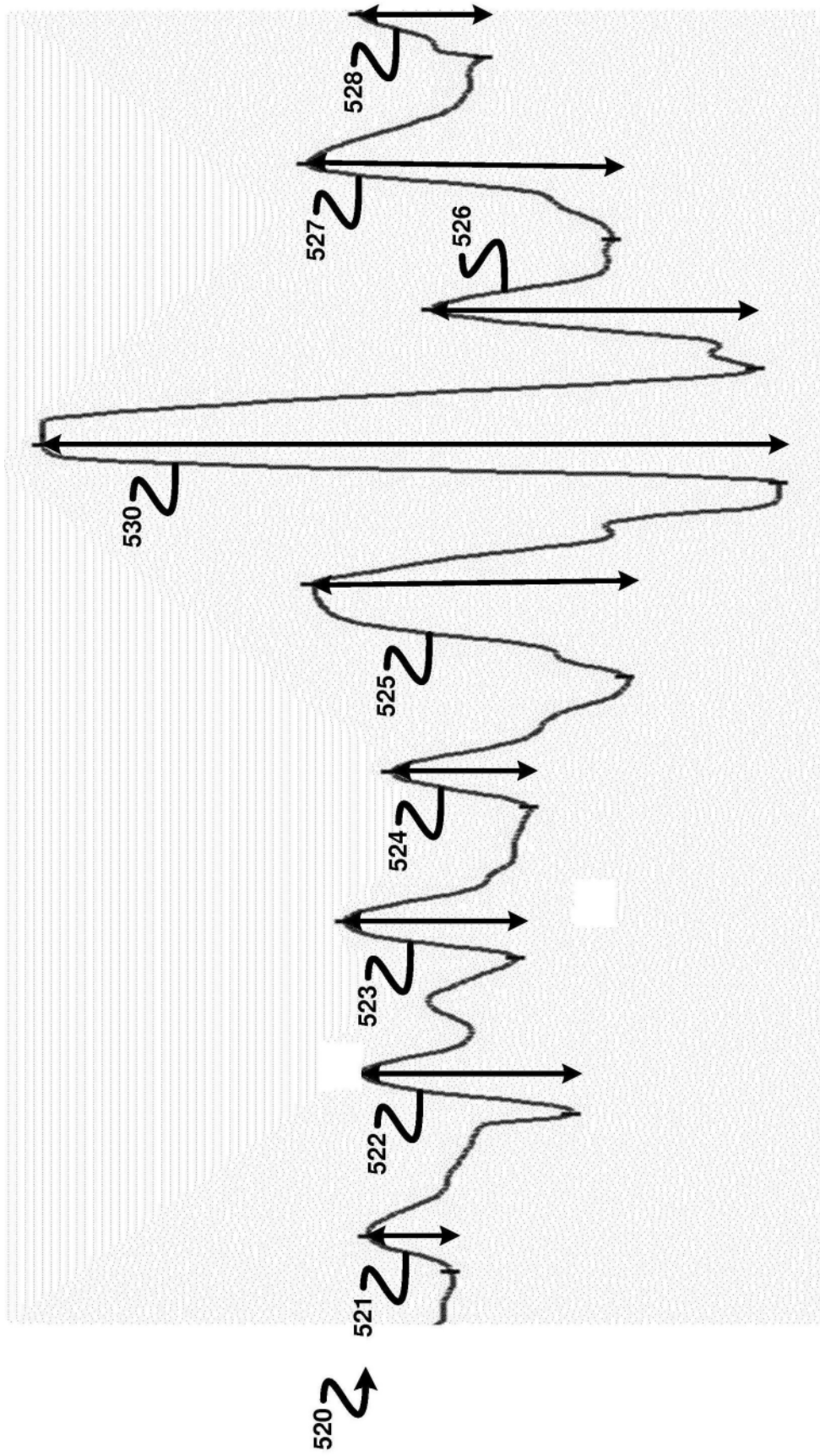


图10

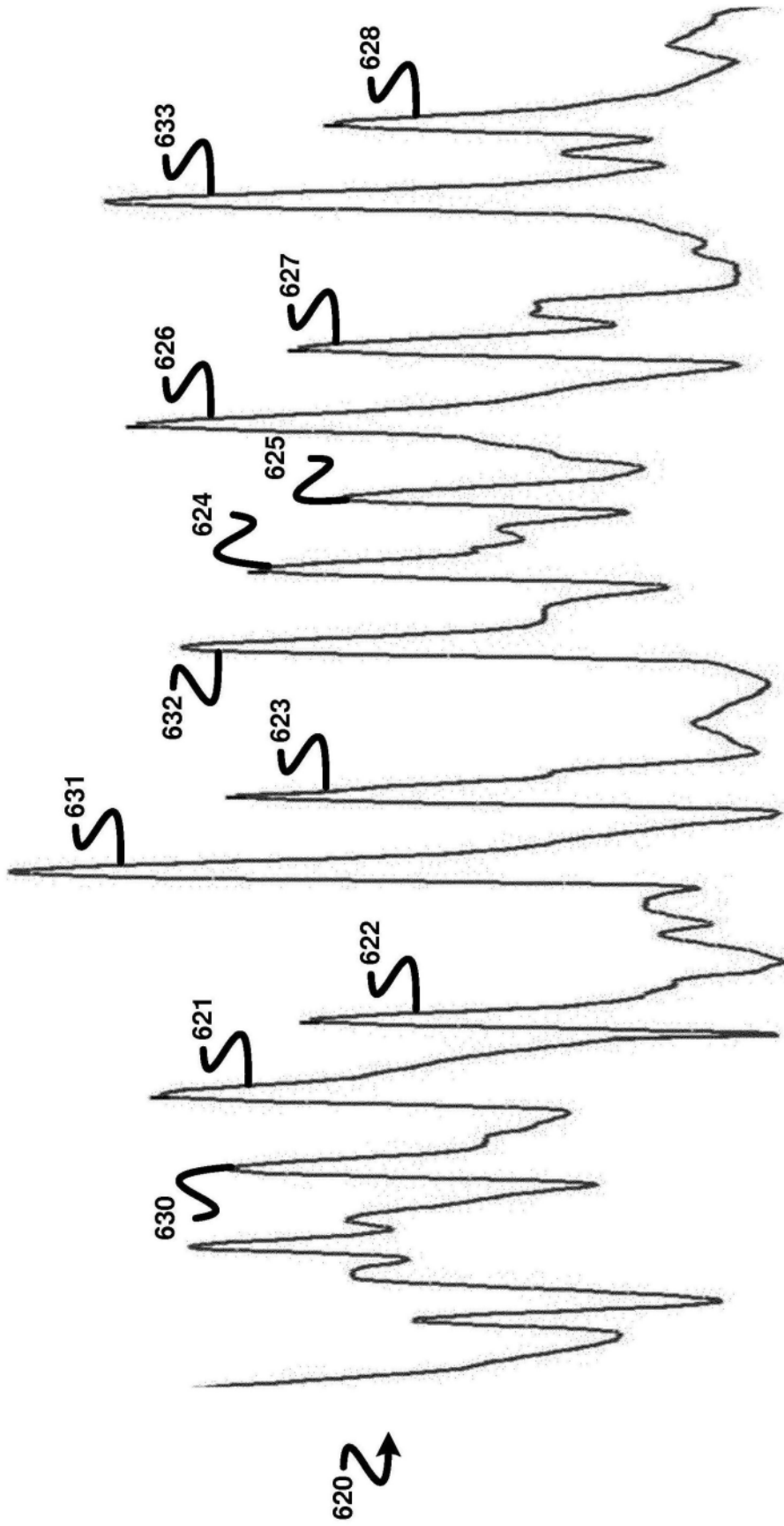
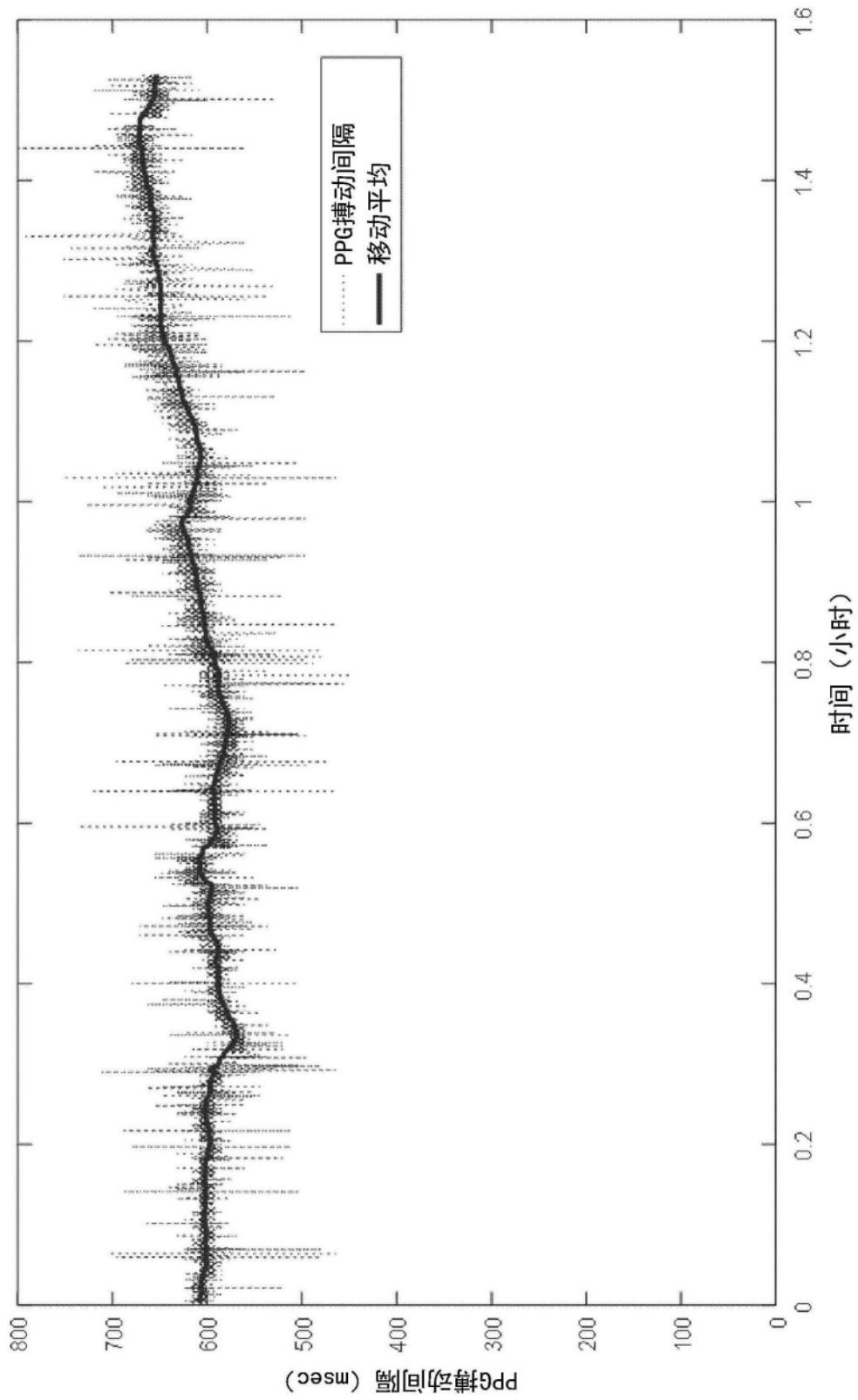
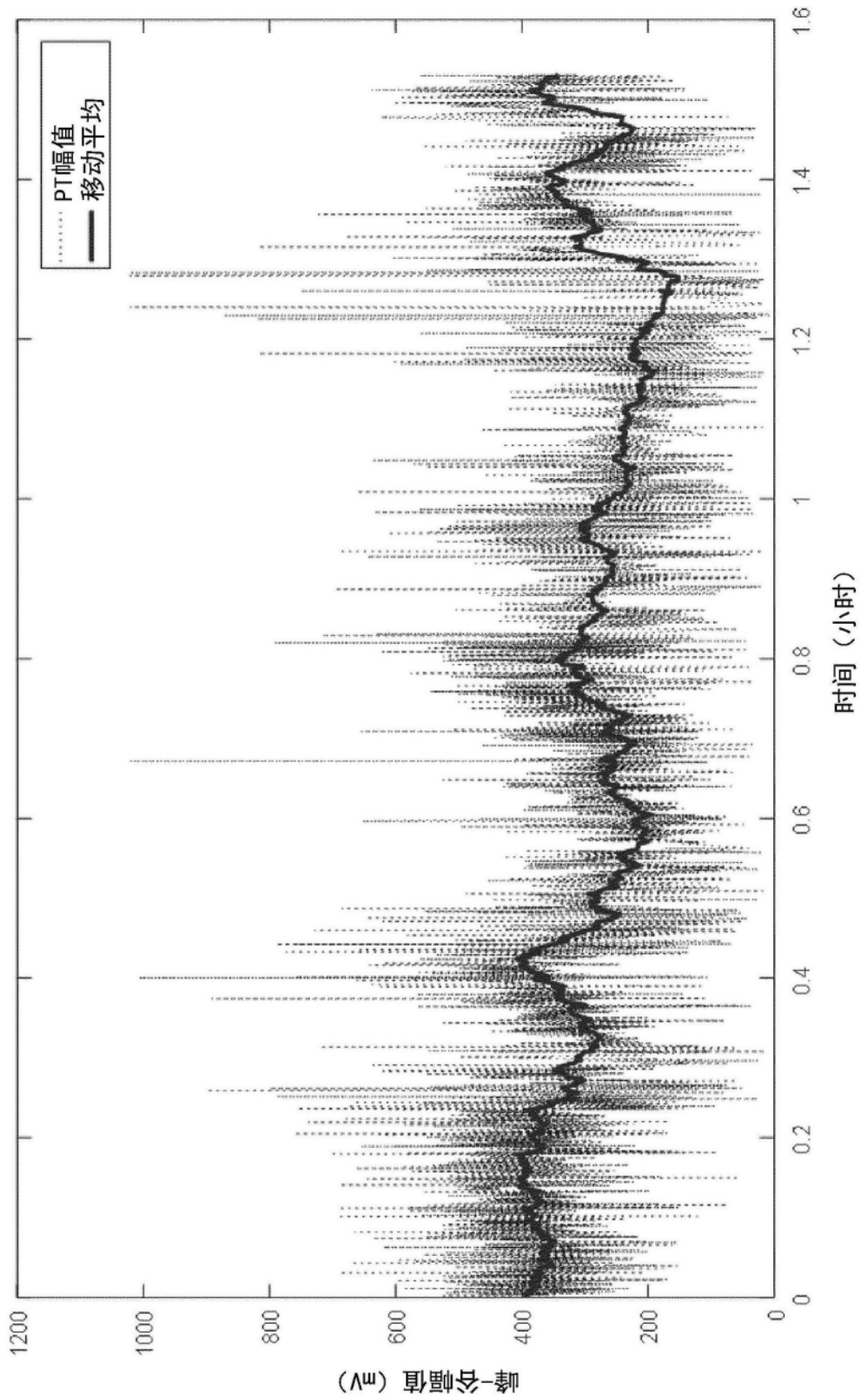


图11



121 ↻

图12



122

图13

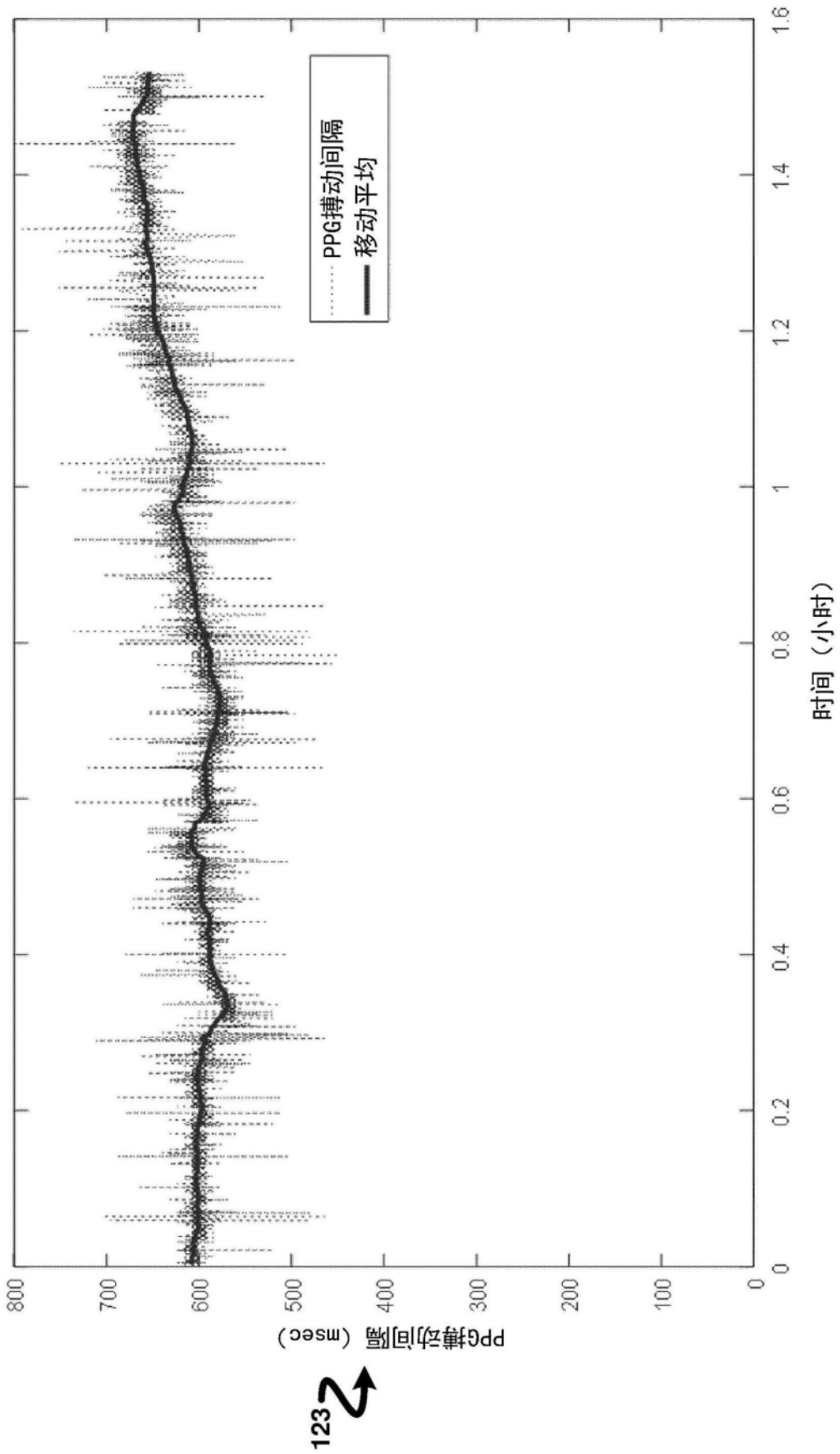


图14

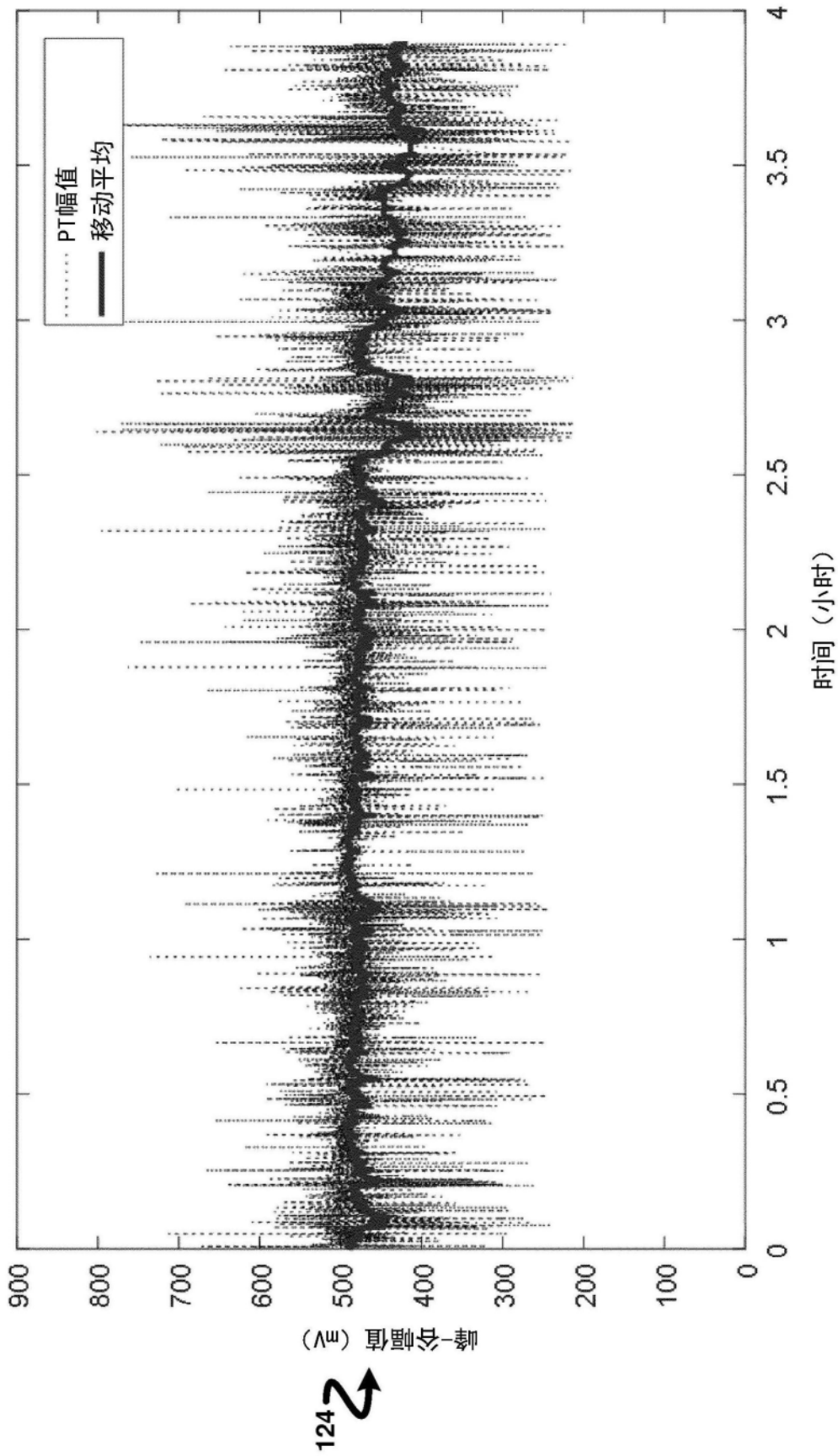


图15

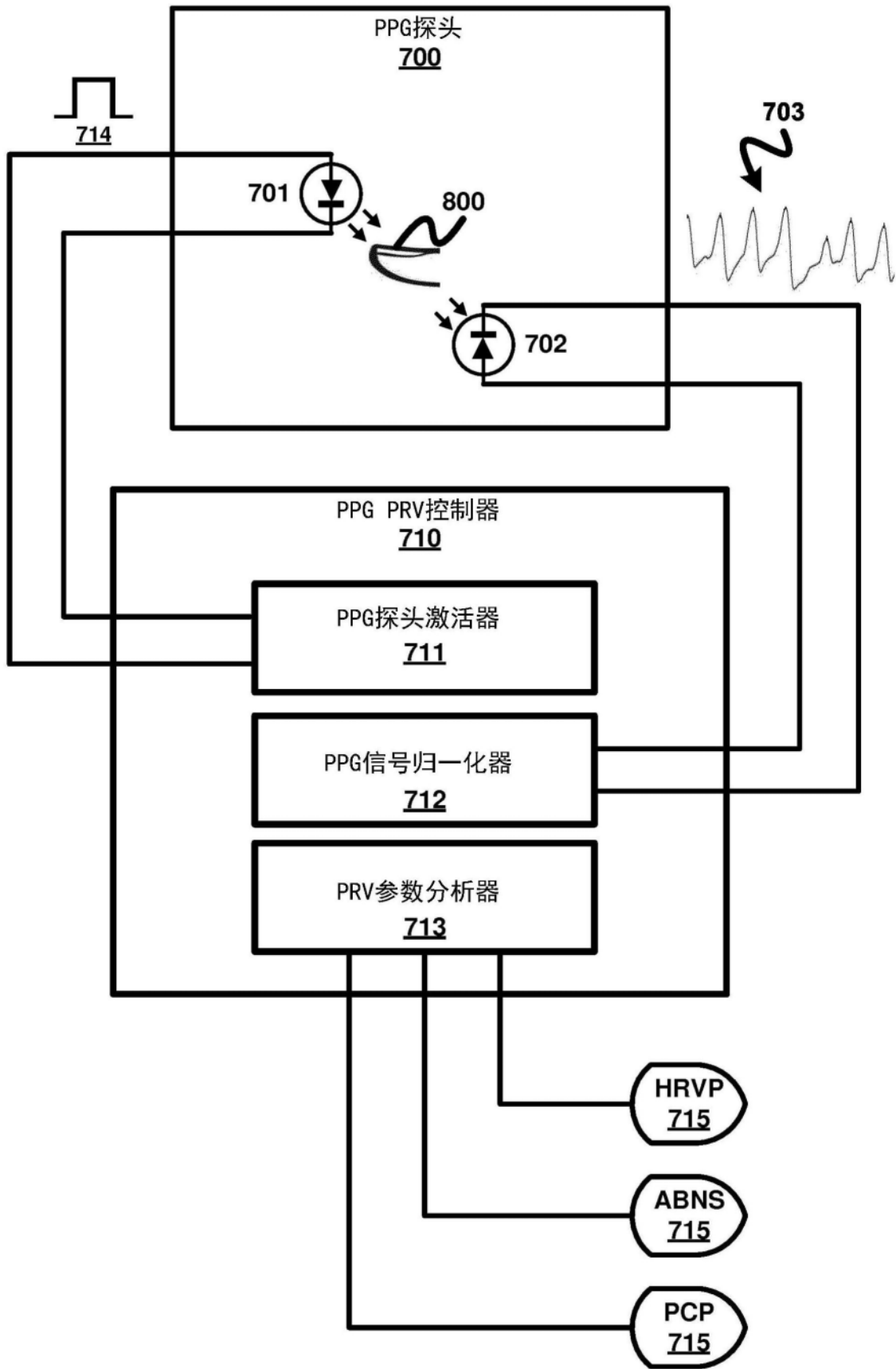


图16

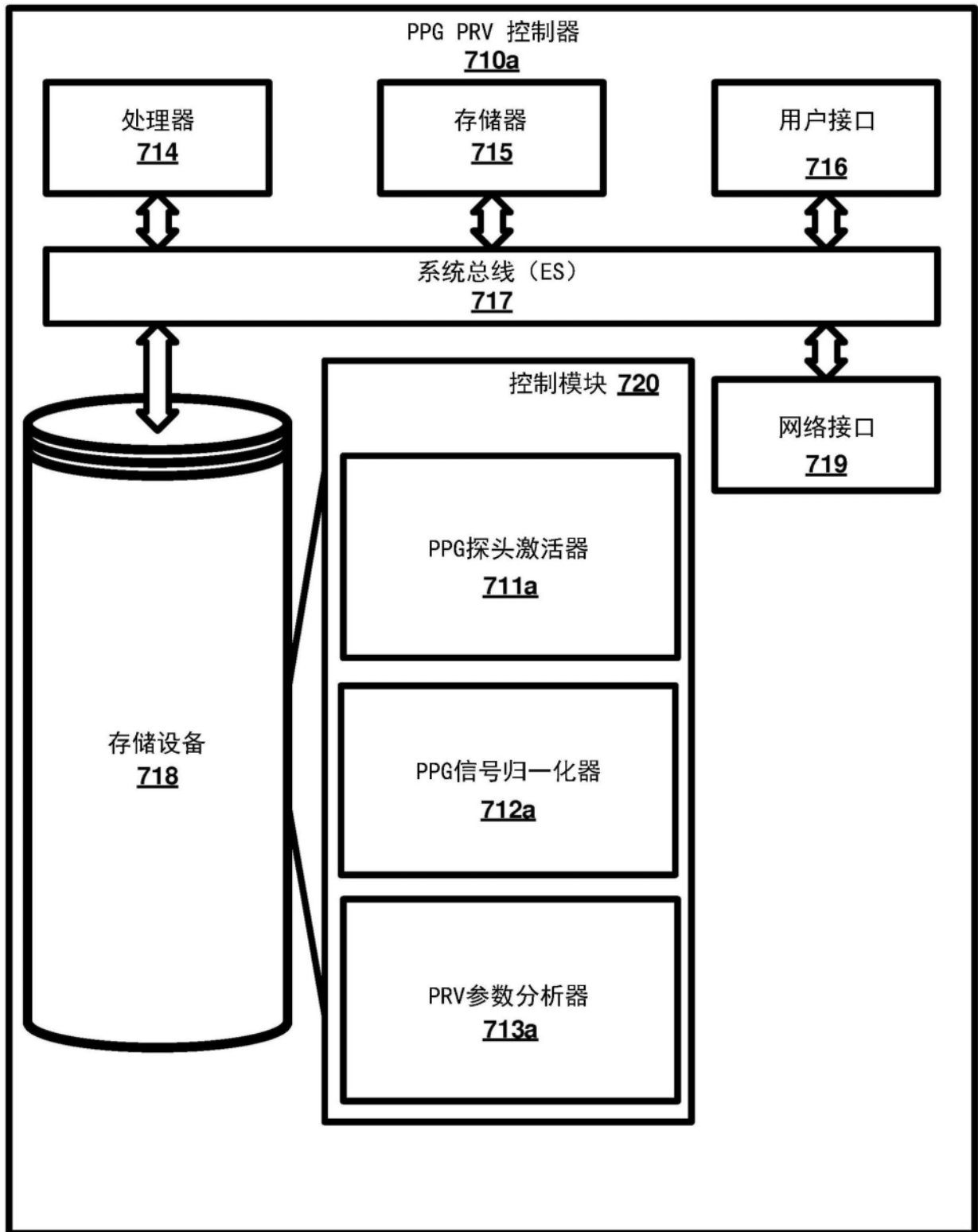


图17