

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2024 年 4 月 4 日 (04.04.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/067030 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/352* (2021.01)
A61B 5/366 (2021.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2023/117833
- (22) 国际申请日: 2023 年 9 月 8 日 (08.09.2023)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
202211202646.9 2022年9月29日 (29.09.2022) CN
- (71) 申请人: 荣耀终端有限公司 (HONOR DEVICE CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市福田区香蜜湖街道红荔西路 8089 号深业中城 6 号楼 A 单元 3401, Guangdong 518040 (CN)。
- (72) 发明人: 尹海波 (YIN, Haibo); 中国广东省深圳市福田区香蜜湖街道红荔西路 8089 号深业中城 6 号楼 A 单元 3401, Guangdong 518040 (CN)。
- (74) 代理人: 广州三环专利商标代理有限公司 (SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市越秀区先烈中路 80 号汇华商贸大厦 1508 室, Guangdong 510070 (CN)。

- (81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(54) Title: SIGNAL DENOISING METHOD AND ELECTRONIC DEVICE

(54) 发明名称: 信号的去噪方法及电子设备

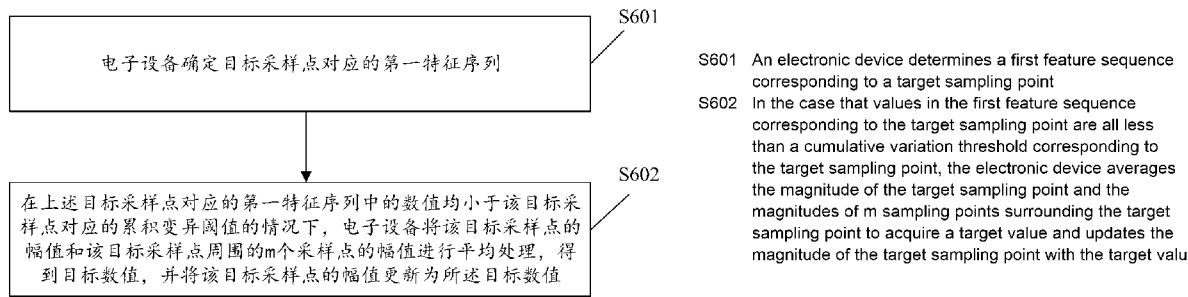


图 6

(57) Abstract: Provided are a signal denoising method and an electronic device. The method can, by means of the continuous variation of a wave crest with reference significance in electrocardiosignals, identify whether a signal point is a point on a signal wave with reference significance during denoising, thus determining whether the signal point is to be subjected to denoising processing. By implementing the method, the electrocardiosignals can be effectively denoised while ensuring the reference value of the electrocardiosignals.

(57) 摘要: 一种信号的去噪方法及电子设备, 该方法可以借助心电信号中具有参考意义的波峰的持续突变性, 在去噪时识别出该信号点是否是具有参考意义的信号波上的点, 从而确定是否对该信号点进行去噪处理。实施本方法, 可以在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

WO 2024/067030 A1

信号的去噪方法及电子设备

本申请要求于 2022 年 09 月 29 日提交中国专利局、申请号为 202211202646.9、申请名称为“信号的去噪方法及电子设备”的中国专利申请的优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

本申请涉及生命特征识别与处理技术领域，尤其涉及信号的去噪方法及电子设备。

背景技术

心电信号的采集通常是通过贴附在皮肤表面的电极得到的。由于皮肤上的心电信号比较弱，且容易受噪声干扰，导致采集到的心电信号中有很多噪声，降低了心电诊断的准确性和可靠性。尤其是，通过可穿戴心电设备采集到的用户处于非静止状态时的心电图包含大量的噪声。

而心电信号中的例如肌电噪声、运动噪声等噪声存在于心电信号的全频段之中。这些噪声的影响虽然较小但是却很难彻底消除。这些噪声在信号的平稳段影响更为明显。传统的去噪方法在对心电信号中的这些噪声进行去噪时，容易对心电信号中的 P 波、T 波以及 R 波的波峰造成干扰；而 P 波、T 波以及 R 波作为心电信号中的关键特征，当其被影响时心电信号也就失去了参考价值。

因此，如何在保证心电信号的参考价值的情况下对心电信号进行去噪是亟待解决的问题。

发明内容

本申请的目的在于提供一种信号的去噪方法及电子设备。该方法通过借助心电信号中具有参考意义的波峰的持续突变性，在去噪时识别出该信号点是否是具有参考意义的信号波上的点，从而确定是否对该信号点进行去噪处理。实施本方法，可以在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

上述目标和其他目标将通过独立权利要求中的特征来达成。进一步的实现方式在从属权利要求、说明书和附图中体现。

第一方面，本申请提供了一种信号的去噪方法，包括：确定目标采样点对应的第一特征序列，所述目标采样点对应的第一特征序列包括 j 个元素，所述 j 个元素与待去噪信号中的 j 个采样点一一对应，所述 j 个采样点中任意一个采样点对应的元素表征所述任意一个采样点与第一采样点之间的各采样点的上升或下降幅度之和，所述 j 个采样点中任一采样点的下降或上升幅度为所述任一采样点的幅值与所述任一采样点的后一采样点的幅值的差值，所述第一采样点为位于所述任意一个采样点之前的与所述任意一个采样点呈现相反变化趋势、且与所述任意一个采样点距离最近的一个采样点；在所述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于所述目标采样点对应的累积变异阈值的情况下，将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值，并将所述

目标采样点的幅值更新为所述目标数值，所述目标采样点对应的累积变异阈值由所述目标采样点对应的第一特征序列以及在所述目标采样点之前的 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列确定。

在本方法中，所述目标采样点为待降噪信号中的一个采样点，所述待降噪信号可以是所述电子设备直接采集到的信号，也可以是由其他设备采集并发送给所述电子设备的信号。之后，电子设备也可以对带降噪信号进行降噪后所得的信号发送回所述其他设备。

具体的，所述待去噪的信号可以是心电信号，所述心电信号可以是所述电子设备通过电极提取的生物体表的生物电信号，采集得到的心电信号就是由根据采样时间排序的多个采样点组成的。在心电信号中，采样点的值即为采集时体表生物电信号的强度或能量值。所述多个采样点按照采样时间的顺序排列形成具备一定起伏程度的心电图。通常来说，心电信号中 QRS 波往往是最大、最明显的、最尖锐的，在数学上，称为 QRS 波的“奇异性”或者“突变性”，表现为斜率的突变。也就是说，相比于心电信号中的平稳段信号，心电信号中 QRS 波群上的相邻的两个采样点之间的幅值差非常的大，这也就导致了 QRS 波群中的相邻的两个采样点之间的斜率的绝对值也非常的大。

所述“呈现相反变化趋势”表示所述第一采样点的前一个采样点的幅值大于所述第一采样点的幅值，但所述第一采样点的后一个采样点的幅值却小于所述第一采样点的幅值；或者表示所述第一采样点的前一个采样点的幅值小于所述第一采样点的幅值，但所述第一采样点的后一个采样点的幅值却大于所述第一采样点的幅值。具体的，在图像上，所述第一采样点可以是所述待检测信号中位于波峰波谷上的采样点。

此外，所述“上升或下降幅度之和”表示要么是上升的幅度之和，要么是下降的幅度之和。也就是只从一个变化趋势来观察，要么确定所述 j 个采样点中是否存在一段数量足够多且幅值保持急剧的上升的连续的采样点，要么确定所述 j 个采样点中是否存在一段数量足够多且幅值保持急剧的下降的连续的采样点。

所述 j 可以为任意大于 1 的整数。在一个可选的实施方式中，所述 j 可以根据所述待去噪信号的采样频率确定。具体的，所述 j 可以等于所述待去噪信号的采样频率的百分之三十。例如，当所述带降噪信号的采样频率为 500 是，则所述 j 可以为 $500 \times 0.3 = 150$ 。

需理解，一个波按照变化趋势可以视为两个部分，即上升的部分（采样点的幅值越来越大）和下降的部分（采样点的幅值越来越小），波峰是先上升再下降，波谷是先下降再上升。相比于平稳段信号，QRS 波群中采样点的幅值可能会更长时间地以一个固定的变化趋势进行变化，例如，QRS 波群中的 QS 段中，信号的幅值先持久性的上升，再持久性的下降。也就是说，在心电信号中，如果以一个固定长度的时间窗口（例如包括 30 个采样点的时间窗口）从心电信号中选择出一段子信号，如果这一段子信号是完全位于 QRS 波群中的信号，那么这一段子信号的幅值大概率是以急剧上升或者急剧下降的；而如果这一段子信号位于平稳段信号中的信号，那么这一段信号的幅值的变化趋势很可能发生多次改变，例如先上升再下降、而后再上升再下降……如此反复变化，并且，这一段子信号的变化幅度（在图像上体现为波是不是足够尖锐）可能很小。

因此，电子设备可以以一个变化趋势为维度进行参考，通过查看以一个采样点确定的一段信号在一个变化趋势上的持久性和突变性，即一段信号中是否存在一段连续的采样点，

这些采样点的数量足够多且幅值保持急剧的上升或者下降，来确定这个信号是否为 QRS 波群上的信号，从而确定这个采样点是否为 QRS 波群上或者 QRS 波群周围的点。基于此，在本方法中，所述电子设备可以基于每个采样点与所述采样点周围的采样点在幅值上的变化趋势和变化幅度，构造出能反映这个点是否是处于 QRS 波群上的采样点的特征序列，这个特征序列可以称为这个点对应的第一特征序列。

需要理解的是，在所述电子设备对所述待降噪信号去噪的过程中，所述电子设备都是先确定所述待降噪信号中的一个采样点为目标采样点后，再通过前述说明的方式确定所述目标采样点对应的第一特征序列。在对所述目标采样点的幅值进行处理之后，则所述电子设备即将所述目标采样点的下一个采样点作为新的目标采样点，以相同的方式获取这个新的目标采样点对应的第一特征序列。不难理解的，当目标采样点变化时，目标采样点对应的第一时间窗也会相应的往后移动（一般是移动一个采样点的位置）。也就是说，电子设备都曾将所述目标采样点之前的每个采样点都作为目标采样点，并求得了这些采样点对应的第一特征序列。

在本方法中，电子设备在确定所述目标采样点对应的第一特征序列之后，电子设备会根据所述目标采样点对应的第一特征序列以及所述目标采样点之前的 v 个采样点对应的第一特征序列确定一个阈值，即所述目标采样点对应的累积变异阈值。这个累积变异阈值表征将所述目标采样点对应的第一特征序列以及所述目标采样点之前的 v 个采样点对应 v 个第一特征序列进行拼接的得到的序列后，这个序列中的绝大部分元素的值所呈现出来的一个分布范围。当序列中有一个元素的值大于或等于这个累积变异阈值时，就表示该元素的值明显大于所述序列中其他元素的值，即所述元素是一个发生了突变的元素，这正好与心电信号中 QRS 波群的突变性相契合。因此，在本方法中，如果所述目标采样点对应的第一特征序列中元素的数值均小于所述目标采样点对应的累积变异阈值，就表示所述目标采样点很可能是所述待降噪信号中位于平稳段信号中的采样点，则电子设备可以利用平均滤波法，将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值，并将所述目标采样点的幅值更新为所述目标数值，以此达到对所述目标采样点的去噪效果。相应的，如果所述目标采样点对应的第一特征序列中的数值中存在一个元素的值大于或等于所述目标采样点对应的累积变异阈值，就表示所述目标采样点很可能是所述待降噪信号中位于 QRS 波群的采样点，为了保护 QRS 波群的特征，则所述电子设备不改变所述目标采样点的幅值。

本方法通过借助心电信号中具有参考意义的波峰的持续突变性，在去噪时识别出采样点是否是具有参考意义的信号波上的点，从而确定是否对该采样点进行去噪处理。实施本方法，可以在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，在将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值之前，所述方法还包括：确定所述目标采样点对应的第一特征值，所述目标采样点对应的第一特征值表征包括所述目标采样点在内、包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值；所述将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值，包括：在所述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于所述目

标采样点对应的累积变异阈值，且所述目标采样点对应的第一特征值小于平均变异阈值的情况下，将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到所述目标数值；所述目标采样点对应的平均变异阈值由所述目标采样点对应的第一特征值以及 i 个采样点对应的第一特征值确定；在待去噪信号中，所述 i 个采样点为在所述目标采样点之前的 i 个采样点。

需理解，对于一些非正常的心电信号，所述信号中 QRS 波群中 R 波的方向可能会发生逆转。例如，对于一些患有心脏疾病的人而言，其心电信号中 QRS 波群中的 R 波可能会由于患者心肌缺血而呈现为倒置状态。在这种情况下，R 波中采样点的上升趋势和下降趋势也就发生了逆转，那么 R 波的波峰和波谷与 PR 段和 ST 段之间的变化趋势也会生翻转。在这种情况下，如果仅通过构造目标采样点对应的第一特征序列来分析所述目标采样点的位置的话，很可能就会得出错误的结论，并且在去噪过程中很可能采用不恰当的方式来对所述目标采样点的幅值进行处理。但是，目标采样点对应的第一特征值只关注采样点幅值变化幅度，不关注采样点幅值的变化趋势，本实施方式将目标采样点对应的第一特征值和目标采样点对应的第一特征序列一起对目标采样点所处的区域进行判断，可以极大概率降低对异常心电信号上采样点位置的判断，确定所述目标信号点是否是位于 QRS 波群上的点，并在保留 Q 波和 S 波特征的前提下对信号中平稳段信号的噪声去噪。此外，即使是对于正常的心电信号，目标采样点对应的第一特征值也有利于电子设备更快速且更准确的辨别其是否是 R 波上的采样点。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，所述方法还包括：在所述目标采样点对应的第一特征序列中存在至少一个数值大于或等于所述目标采样点对应的累积变异阈值的情况下，保持所述目标采样点的幅值不变；和/或，所述目标采样点对应的第一特征值大于或等于所述平均变异阈值的情况下，保持所述目标采样点的幅值不变。

需理解，当所述目标采样点对应的第一特征序列中存在至少一个数值大于或等于所述目标采样点对应的累积变异阈值的情况下，则所述目标采样点很可能是 QRS 波群上的点；此外，如果所述目标采样点对应的第一特征值大于或等于所述平均变异阈值，那么所述目标采样点很可能是 QRS 波群上且大概率是 R 波上的点。因此，在本实施方式中，为了保护信号去噪后信号中关键波的参考价值，当电子设备确定所述目标采样点为 QRS 波群上的点时，则电子设备将所述目标采样点的幅值不变。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，在确定目标采样点对应的第一特征序之前，所述方法还包括：对初始信号进行高通滤波和低通滤波，得到所述待去噪信号，所述初始信号为电子设备采集到的表征用户心律的电信号。

在本实施方式中，电子设备还会对初始信号进行高通滤波和低通滤波，得到所述待去噪信号，所述初始信号为电子设备采集到的表征用户心律的电信号。其中，电子设备所使用的高通滤波器和低通滤波器可以是多阶滤波器，这些滤波器可以对滤掉电子设备采集到的初始信号中较高和较低的频段，尤其是那些可能包含伪迹的频段。便于后续分析，且保留要分析的信号的频率范围，提高后续处理过程的处理效率。

具体的，在高频段，电子设备可以使用截止频率低于交流电频率（50Hz 或 60Hz）的低通滤波器，避免工频干扰。在低频段，即低于 1Hz 的频段，由于电子设备可以使用保

留感兴趣信号最高频段的高通滤波器。

结合第一方面,在一个可能的实施方式中,所述包括所述目标采样点在内、包含(k+1)个采样点的时间窗中,所述目标采样点为所述包含(k+1)个采样点的时间窗中的最后一个采样点;或,在包括所述目标采样点在内、包含(k+1)个采样点的时间窗中,所述目标采样点之前以及所述目标采样点之后均存在至少一个采样点。

在本实施方式中,在所述电子设备当前获取到最新的一个采样点信号后,电子设备可以获取该采样点之前的k个采样点,通过计算包括以所述采样点结束的(k+1)个采样点中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值,作为所述采样点对应的第一特征值,这样,在电子设备就可以零延迟的对刚获取到的采样点进行处理,能以更高效地对完成对目标采样点处理过程。或者,在所述电子设备当前获取到所述最新的一个采样点的信号之后,电子设备可以不立即对该采样点进行处理,而是再继续获取所述采样点之后的若干个采样点的信号后,以所述采样点为基点获取所述采样点之前的至少一个采样点和所述采样点之前的至少一个采样点,总共k个采样点,与所述采样点一起确定为所述(k+1)个采样点,并计算所述(k+1)个采样点中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值,作为所述采样点对应的第一特征值,这样,虽然电子设备不能即使对刚获取到的采样点进行处理,但是将所述目标采样点作为所述(k+1)个采样点中处于中间位置的采样点,能使得计算而来的所述目标采样点对应的第一特征值更真实地反映所述目标采样点的变化趋势,能更准确地对所述目标采样点是否为处于QRS波群上的点进行判断。

结合第一方面,在一个可能的实施方式中,所述确定目标采样点对应的第一特征序列,包括:以所述目标采样点为起点,确定包含(j+1)个采样点的第一时间窗;依次计算所述第一时间窗中除最后一个采样点外,每个采样点与后一个采样点之间的幅值差,得到j个差值;将所述j个差值中小于0的数重置为0,得到所述目标采样点对应的第一序列;将所述目标采样点对应的第一序列中的元素依次进行前向累加重构操作,得到所述j个元素,并将所述j个元素作为所述目标采样点对应的第一特征序列;其中,所述累加重构操作包括:在元素的值为0的情况下,保持元素的值不变;在元素的值不为零的情况下,将元素的值与之前的元素的值累加直至遇到值为0的元素为止,并将前向累加所得的值作为元素重构后的值。

具体的,在一个可选的实施方式中,上述电子设备可以通过以下方式由上述目标采样点确定该目标采样点对应的第一特征序列:

1) 假设 x_t 为目标采样点,取时间窗口为j+1,获取窗口内每个采样点的幅值,得到序列 X_B ,则 $X_B = [x_t, x_{t+1} \dots \dots, x_{t+j}]$; 2) 计算 X_B 中相邻元素的后向差值,得到序列 M_{B1} ,即 $M_{B1} = [x_t - x_{t+1}, \dots, x_{t+j-1} - x_{t+j}]$; 3) 对序列 M_{B1} 中小于零的数据置零,即 $M_{B1}[M_{B1} < 0] = 0$,得到序列 M_{B2} ; 4) 对序列 M_{B2} 每一个原始进行前向累加重构操作,得到采样点 x_t 对应的第一特征序列 M_B 。具体的,对于序列 M_{B2} 中的任一元素若该元素为0,则重构后该位置依

然为 0，若该位置不为零则前向累加直达遇到为 0 的元素终止，前向累加所得的值即为该位置重构后的值。

本实施方式通过分别通过幅值相减、负值置零、前向累加重构的方法将目标采样点的周围后续 j 个采样点的累积变化趋势量化在所述目标采样点对应的第一特征序列中，且两个连续采样点对应的第一特征序列存多个相同的元素，有利于电子设备对目标采样点的数据特征进行分析，确定所述目标采样点所处的区域。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，所述确定所述目标采样点对应的第一特征值，包括：确定包含 (k+1) 个采样点的第二时间窗；在所述第二时间窗中，所述目标采样点之前存在 n 个采样点，所述目标采样点之后存在 (k-n) 个采样点；依次计算所述第二时间窗中每个采样点与前一个采样点之间的差值的绝对值，得到 k 个差值绝对值，将所述 k 个差值的绝对值的平均值作为所述目标采样点对应的第一特征值。

具体的，在本实施方式中，上述电子设备可以通过以下方式由上述目标采样点确定该目标采样点对应的第一特征值：1) 假设 x_t 为目标采样点，取时间窗口为 k+1，获取窗口内每个采样点的幅值，得到序列 X_A ，则 $X_A = [x_{t-a}, \dots, x_{t-1}, x_t, x_{t+1}, \dots, x_{t+b}]$ ， $k=a+b$ ；2) 计算序列 X_A 差值绝对值均值 m^A ， m^A 即为目标采样点 x_t 对应的第一特征值； $m^A =$

$$\frac{\sum_{q=t-k}^{t+k} (|x_q - x_{q-1}|)}{2k+1}。$$

也就是说，电子设备可以基于上述目标采样点确定一个包含 (k+1) 个采样点的第二时间窗；在所述第二时间窗中，所述目标采样点之前存在 n 个采样点，所述目标采样点之后存在 (k-n) 个采样点；之后电子设备可以依次计算所述第二时间窗中每个采样点与前一个采样点之间的差值的绝对值，得到 k 个差值绝对值，将所述 k 个差值的绝对值的平均值作为所述目标采样点对应的第一特征值。

需要理解的是，在本实施方式中，不同于第一特征序列表征的采样点在单个变化趋势上的累积变异程度，由于所述目标采样点对应的第一特征值是基于两个采样点之间幅值差的绝对值而来的，因此，无论所述 (k+1) 个采样点的变化趋势如何变化，两个采样点之间的变化幅度都是大于 0 的数。也就是说，无论所述包含 (k+1) 个采样点的时间窗中的采样点的幅值是持续上升、持续下降还是交替性的上升和下降，所述目标采样点对应的第一特征值都是所述 (k+1) 个采样点中每相邻两个采样点之间总斜率的平均值。那么对于 QRS 波群上的采样点来说，尤其是 R 波上的采样点来说，这些采样点周围的点中每一个点与前一个采样点和后一个采样点之间的斜率（即突变程度）都非常大，这也就意味着电子设备可以很容易的基于所述目标采样点对应的第一特征值确定该目标采样点是否为 QRS 波，尤其是 R 波上的点，从而确定是否需要目标采样点进行去噪处理。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，所述确定目标采样点对应的第一特征序列之后，所述方法还包括：将所述目标采样点对应的第一特征序列与所述 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列进行拼接，得到第二序列，利用四分位法确定所述第二序列对应的异常

值, 将所述第二序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的累积变异阈值。

在本实施方式中, 上述累积变异阈值可以通过四分位法确定。由于给出了数据分布的中心、散布和形状的某种指示, 具有一定的鲁棒性和科学性, 因此通过四分位法确定所述目标采样点对应的累积变异阈值, 一定程度上能够精确的反映所述目标采样点对应的第一特征序列是否存在数值突变的元素, 进而反映所述目标采样点是否是 QRS 波群上的点。

结合第一方面, 在一个可能的实施方式中, 所述确定目标采样点对应的第一特征值之后, 所述方法还包括: 利用所述目标采样点对应的第一特征值与所述 i 个采样点对应的 i 个第一特征值构造第三序列; 利用四分位法确定所述第三序列对应的异常值, 将所述第三序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的平均变异阈值。

具体的,

$$C_B = k1 * \text{percentile}(M_{B_H}, 75) - k2 * \text{percentile}(M_{B_H}, 25)$$

其中, “*”表示乘积运算, C_B 即为上述累积变异阈值, $M_{B_H} = [M_{B-v}, M_{B-v+1}, \dots, M_B]$, M_B 为上述目标采样点对应的第一特征序列, M_{B-1} 为上述目标采样点前一个采样点对应的第一特征序列, 以此类推; M_{B_H} 为对 $M_{B-v}, M_{B-v+1}, \dots, M_B$ 等多个序列进行展开拼接构造得到的序列, 即上述第二序列。percentile($M_{B_H}, 75$) 表示 M_{B_H} 序列的 75 分位点数 (上四分位点), percentile($M_{B_H}, 25$) 表示 M_{B_H} 序列的 25 分位点数 (下四分位点)。k1、k2 的取值为 $k1=4, k2=3$, 或者 $k1=2.5, k2=1.5$ 。当 $k1=4, k2=3$ 时, C_B 为该第二序列对应的极度异常值; 当 $k1=2.5, k2=1.5$ 时, C_B 为该第二序列对应的中度异常值。不难看出, 随着目标采样点的更换, 电子设备自适应的更新上述累积变异阈值。

同理, 在本实施方式中, 通过四分位法确定所述目标采样点对应的平均变异阈值, 一定程度上能够精确的反映所述目标采样点是否对是所述第三序列中存在数值突变的元素, 进而反映所述目标采样点是否是 QRS 波群 (尤其是 R 波) 上的点。

具体的, 所述目标采样点对应的平均变异阈值可以表示为

$$C_A = k1 * \text{percentile}(M_{A_H}, 75) - k2 * \text{percentile}(M_{A_H}, 25)$$

其中, “*”表示乘积运算, C_A 即为上述累积变异阈值, $M_{A_H} = [m_{t-i}^A, m_{t-i+1}^A, m_{t-i+2}^A, \dots, m_t^A]$, M_A 为上述目标采样点对应的第一特征值, M_{A-1} 为上述目标采样点前一个采样点对应的第一特征值, 以此类推; M_{A_H} 即为上述第三序列。percentile($M_{A_H}, 75$) 表示 M_{A_H} 序列的 75 分位点数 (上四分位点), percentile($M_{A_H}, 25$) 表示 M_{A_H} 序列的 25 分位点数 (下四分位点)。k1、k2 的取值为 $k1=4, k2=3$, 或者 $k1=2.5, k2=1.5$ 。

当 $k_1=4$ 、 $k_2=3$ 时， C_A 为该第三序列对应的极度异常值；当 $k_1=2.5$ 、 $k_2=1.5$ 时， C_A 为该第三序列对应的中度异常值。不难看出，随着目标采样点的更换，电子设备也会自适应的更新上述平均变异阈值。

结合第一方面，在一个可能的实施方式中，所述目标采样点对应的累积变异阈值为利用四分位法确定的所述第二序列对应的极度异常值，和/或，所述目标采样点对应的平均变异阈值为利用四分位法确定的所述第三序列对应的极度异常值。

结合四分位法的特性，在本实施方式中，当所述待去噪的信号为诸如心电信号这样存在幅值突变程度非常大新信号段的信号时，则电子设备可以将所述目标采样点对应的累积变异阈值确定为所述第二序列对应的极度异常值，和/或，将所述目标采样点对应的平均变异阈值确定为所述第三序列对应的极度异常值。

第二方面，本申请实施例提供一种电子设备，所述电子设备包括：一个或多个处理器和存储器；所述存储器与所述一个或多个处理器耦合，所述存储器用于存储计算机程序代码，所述计算机程序代码包括计算机指令，所述一个或多个处理器调用所述计算机指令以使得所述电子设备执行如第一方面或如第一方面中任一可能的实现方式中的方法。

第三方面，提供一种芯片系统，所述芯片系统应用于电子设备，所述芯片系统包括一个或多个处理器，所述处理器用于调用计算机指令以使得所述电子设备执行如第一方面或如第一方面中任一可能的实现方式中的方法。

第四方面，提供一种计算机可读存储介质，包括指令，当上述指令在电子设备上运行时，使得上述电子设备执行如第一方面或如第一方面中任一可能的实现方式中的方法。

附图说明

- 图1为本申请实施例提供的一种EGG信号的波形图；
图2为本申请实施例提供的一种表示数列中数据变化程度的折线图；
图3为本申请实施例提供的一种心电信号的降噪结果的示意性说明图；
图4为本申请实施例提供的一种电子设备的外观示意图；
图5为本申请实施例提供的一种电子设备的结构示意图；
图6为本申请实施例提供的一种信号的去噪方法的流程图；
图7为本申请实施例提供的一种待去噪信号中段子信号幅值变化趋势的示意图；
图8为本申请实施例提供的一种基于目标采样点获取其对应第一特征序列的过程示意图；
图9为本申请实施例提供的一种初始信号图像和第一特征序列图像的对比示意图；
图10为本申请实施例提供的一种信号的去噪方法的流程图；
图11为本申请实施例提供的一种初始信号图像和第一特征值图像的对比示意图。

具体实施方式

本申请以下实施例中所使用的术语只是为了描述特定实施例的目的，而并非旨在作为

对本申请的限制。如在本申请的说明书和所附权利要求书中所使用的那样，单数表达形式“一个”、“一种”、“所述”、“上述”、“该”和“这一”旨在也包括复数表达形式，除非其上下文中明确地有相反指示。还应当理解，本申请中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个所列出项目的任何或所有可能组合。

由于本申请实施例涉及神经网络的应用，为了便于理解，下面先对本申请实施例涉及的相关术语进行介绍。

(1) 心电信号的波群和平稳段信号

心电图(electrocardiography, ECG 或 EKG)，也称为心电信号，记录了心脏收缩和舒张过程中产生的生物电信号。每次心脏完成一个完整的电活动，都对应如图 1 所示的一个 ECG 波形，包含 P 波、QRS 波群(包含 Q 波，R 波和 S 波)和 T 波。其中，心电图上第一个正向偏离基线的波形即为 P 波，第二个波段为 QRS 波群。QRS 波群由一系列的 3 个偏离组成，反映了与左右心室除极相关的电流。QRS 波群中的第一个负向的偏离称为 Q 波，QRS 波群中第一个正向的偏离称为 R 波，R 波后负向的偏离称为 S 波。QRS 波群之后出现的顶部圆钝的波形为 T 波，表征心室复极的状态。包括上述各个波的一个完整的波形，被称为一个节拍。在一段足够长的信号中，两个完整波形（节拍）之间的心电信号虽然也表现为波形状，但是这些波的起伏程度是远小于在 QRS 波群中的波（包括 Q 波，R 波和 S 波）的。也就是说，在这两个完整波形（节拍）之间的心电信号是比较平稳的。因此，在本申请中，我们可以将一段心电信号中每两个完整波形（节拍）之间的心电信号，也就是图 1 中看起来起伏程度比较平稳的那端信号称为“平稳段信号”。

此外，需要进一步说明的是，肌电噪声、运动噪声等噪声对心电信号中的平稳段信号的干扰是最严重的。正常来说，一段噪声情况较好的心电信号中，平稳段信号的图像应该还是比较的平缓的，不应该如图 1 所示存在这么频繁又短促的波峰。正是因为这些噪声干扰与心电信号混叠杂，引起心电信号畸变，使整个心电信号波形模糊不清，这会对心电各波段的识别造成影响，则医护人员基于该心电信号得到的诊断结果也会受到影响。因此，选择合适的消噪方法对心电的检查有着重要的意义。

在目前已有的去噪算法中，有些算法对平稳段信号的去噪效果可能微乎其微，而有些去噪算法可能对平稳段信号的去噪效果可能有一些效果，但是又会造成心电信号中 QRS 波群的造成更大的干扰。因此，如何在尽可能减小对 QRS 波群的干扰的情况下，有效的对平稳段信号进行去噪，是本申请着重解决的问题。

(2) 肌电噪声(electromyography, EMG)

肌电噪声，也称肌电噪声信号，是由于人体活动、肌肉紧张引起的噪声，也就是肌肉纤维在人体中运动单元动作电位(MUAP)在时间和空间上的叠加。头颈部的肌肉活动是 EEG 肌电干扰的最主要来源，颈部以下的肌肉活动一般不会对 EEG 产生较大的干扰。这样的干扰幅值较小，但频率较高，其频率在 5Hz~2000Hz，表现为不规则快速变化的波形。

(3) 运动噪声

运动噪声是由于人体的轻微运动引起的，主要特点是突变性，频率范围一般在 3Hz~14Hz 的范围内，持续时间也很短。

(4) 采样点和采样频率

心电信号通常是心电设备通过电极提取的体表生物电信号，采集得到的心电信号以时间排序的多个采样点组成。采样点的值即为采集时体表生物电信号的强度或能量值。该多个采样点按照采样时间的顺序排列形成心电图。

采样频率是指记录器每秒钟采集心电信号电压的点数。采样频率越高，心电图波形的失真就越小，所采集的数据就会更加精确地描述连续的心电图波形。当采样频率过低时，Q波、R波、S波的波幅都会减小，波形呈阶梯状，心电图将会丢失部分有意义的信息。因此应用适当的采样频率是必要的。

(5) 心电采集设备

本申请实施例中，心电采集设备为具备采集心电信号、分析心电信号等于心电信号的采集、处理等相关的设备，可以是心电图采集设备、心电图机等，也可以是具备心电传感器的可穿戴设备或终端等。

(6) 高通滤波器和低通滤波器

滤波器是对波进行过滤的器件，是一种让某一频带内信号通过，同时又阻止这一频带外信号通过的电路。

滤波器主要有低通滤波器、高通滤波器两种。其工作原理就是电感阻止高频信号通过而允许低频信号通过，而电容阻止高频信号通过而允许低频信号通过。低通滤波器就是利用电容通高频阻低频、电感通低频阻高频的原理，对于需要截止的高频，利用电容吸收、电感阻碍的方法不使它通过；对于需要放行的低频，利用电容高阻、电感低阻的特点让它通过。高通滤波器同理，低频信号阻止通过而高频信号则允许通过。

(7) 四分位数和异常值

四分位数 (Quartile) 也称四分位点，是指在统计学中把所有数值由小到大排列并分成四等份，处于三个分割点位置的数值。多应用于统计学中的箱线图绘制。它是一组数据排序后处于 25% 和 75% 位置上的值。四分位数是通过 3 个点将全部数据等分为 4 部分，其中每部分包含 25% 的数据。很显然，中间的四分位数就是中位数 (通常用 Q_2 表示)，因此通常所说的四分位数是指处在 25% 位置上的数值 (称为下四分位数，通常用 Q_1 表示) 和处在 75% 位置上的数值 (称为上四分位数，通常用 Q_3 表示)。

在一段数列中，通常可以借助四分位计算出该数列中的异常值。一般而言，我们可以将 $Q_3 + k(Q_3 - Q_1)$ 作为一个阈值，数列中大于这个阈值的值即为异常值，也就是数列中明显比其他数值大的值。当 K 取 1.5 的时候，上述阈值即为中度异常阈值，数列中大于中度异常阈值的数值即为中度异常值；当 K 取 3 的时候，上述阈值即为极度异常阈值，数列中大于极度异常阈值的数值即为极度异常值。

例如，假设现在构造一个包括 10 个数值的数列 [2, 3, 5, 6, 6, 7, 8, 9, 50, 75]，其中大部分数值 (8 个) 都落在 [0, 10] 这个区间中，但是有两个数值例外，即 50 和 75。由四分位数值值的计算方法可以算出，在这个数列中，下四分位数为 $Q_1 = 3 \times 0.25 + 5 \times 0.75 = 4.5$ ，中位数 $Q_2 = (7 + 8) / 2 = 7.5$ ，上四分位数 $Q_3 = 9 \times 0.75 + 50 \times 0.25 = 19.25$ 。则结合前述说明可知，在上述数列的中度异常阈值为 $Q_3 + 1.5(Q_3 - Q_1) = 33.375$ 。因此，在上述数列中，大于 33.375 的数值都是异常值，也就是数列中的 50 和 75。

进一步的，现在将这些数值以点的形式描绘在二维直角坐标系中，就可以得到如图 2

所示的折线图。如图 2 所示,除了点 A、B、C、D 之间的线段之外,其他线段构成的折线图的起伏程度都比较平缓(或者说相邻两个点之间的斜率的绝对值都比较小),但是线段 AB、线段 BC 以及线段 CD 所构成的折线图的起伏程度明显更大(或者说 A、B、C、D 这些点中相邻两个点之间的斜率的绝对值都比较小)。可以理解的,心电信号的图像与图 2 所示的图像有相同的特征,即心电信号同样拥有平稳的信号段以及波形较为明显的信号段。在本申请中,在对心电信号的平稳段进行去噪时,对于单个的采样点,可以参考该采样点的幅值以及与该采样点距离较近的采样点的幅值,并结合四分位法来确定该采样点是否需要需要进行去噪处理的采样点,就可以在不对心电信号中的 P 波、T 波以及 R 波的波峰造成干扰的情况下,对心电信号中平稳段信号的噪声进行去噪。具体可以参考后续说明,此处先不赘述。

心电图(electrocardiogram, ECG)/心电信号是心脏电活动在人体表皮的一种综合表现,它里面蕴涵着丰富的反映心脏节律及其电传导的生理和病理信息,在一定程度上可以客观反映心脏各部位的生理状况,目前它已成为无创性检查诊断心血管疾病的重要方法之一,也是评价心脏功能是否良好的重要依据之一。

无论是医院里的专业人士还是没有经验的家庭用户,在采集心电信号的过程中,由于受各种因素的干扰,如翻身、运动、输电线等,使得采集到的心电信号中出现很多噪声,尤其是通过可穿戴心电设备采集到的用户处于非静止状态时的心电图中可能包含大量的噪声。这些噪声无疑会导致信号出现质量问题,也会对影响心电图的特征识别造成干扰,降低了心电诊断的准确性和可靠性。因此,对心电信号的质量去噪是非常有必要的。而心电信号中的例如肌电噪声、运动噪声等噪声存在于心电信号的全频段之中。这些噪声的影响虽然较小但是却很难彻底消除。这些噪声在信号的平稳段影响更为明显。传统的去噪方法在对心电信号中的这些噪声进行去噪时,容易对心电信号中的 P 波、T 波以及 R 波的波峰造成干扰;而 P 波、T 波以及 R 波作为心电信号中的关键特征,当其被影响时心电信号也就失去了参考价值。

图 3 为本申请实施例提供的一种心电信号的降噪结果的示意性说明图。图 3 中的(A)所示的为还未进行去噪的原始心电信号的图像,图 3 中的(B)所示的为利用现有的去噪方法对原始心电信号去噪后所得的心电信号的图像,图 3 中的(C)所示的为利用本申请提供的去噪方法对原始心电信号去噪后所得的心电信号的图像。

如图 3 中(A)所示,原始心电信号可以是具备心电传感器的可穿戴设备,例如智能手环、智能手表等设备所采集到的心电信号,也可以是医院等机构广泛使用的动态心电仪,也就是传统的十二导联心电信号采集仪器。需理解,该原始心电信号是设备直接采集到的、还未进行降噪,但是可能已经进行了某些预处理的心电信号。结合前述说明可知,心电信号是一种具有强烈的非线性、非平稳性和随机性的微弱信号,在对其采集的过程中,极易受来自体内和体外环境的影响,如人体四肢的运动、呼吸、周边环境中的电磁干扰等等,因此直接采集到的心电信号伴随着大量噪声,这些噪声在心电信号的图像中可以表现为频繁而短促的波峰,也就是图 3 中的(A)示出的噪声引起的波峰。从图 3 中的(A)可以看出,在心电信号的平稳段信号中,这些噪声的影响更为明显。除了这些波峰之外,心电信

号中还可以存在一些并非噪声引起的,持久且具有参考意义的波峰,例如之前提到的P波、R波等。因此,在理想的情况下,在对上述原始心电信号去噪时,应该在不干扰这些具有参考意义的波峰的情况下,抑制那些频繁而短促的波峰,也就是噪声引起的波峰。这样,才能在不影响时心电信号的参考价值的情况下,对心电信号中的噪声,尤其是平稳段信号中的噪声进行有效的去噪处理。

图3中的(B)示出了利用现有的去噪方法对原始心电信号去噪后所得的心电信号的图像。需要说明的是,为了方便与原始心电信号进行对比,图3中的(B)利用实线表示去噪后所得的心电信号的图像,并用虚线表示去噪前的心电信号(即图3中的(A)示出的心电信号)的图像。可以看出,利用现有的去噪方法对原始心电信号去噪,所得的心电信号的噪声情况明显得到改善,其图像中由于噪声所引起的频繁而短促的波峰明显减少,心电信号中平稳段信号的变化趋势变的更为简单和清晰。

但是,在图3中的(B)示出的图像中,如果将心电信号在去噪之前的图像和去噪之后的图像进行对比,不难看出,虽然现有的去噪方法能对原始心电信号具备一定的去噪效果,但是在对原始心电信号进行去噪后,所得到的新的心电信号中,原始心电信号中那些具备重要参考意义的波峰都发生了偏移(失真)。如图3中的(B)所示,在心电信号的第一个节拍中,去噪后的心电信号的R波的峰值、P波的峰值、T波的峰值都小于去噪前的心电信号的R波的峰值、P波的峰值、T波的峰值。而在医学上,例如P波、T波等具备参考意义的波通常可以反映一个人心脏般的健康状况,当这些波失真时候,医护人员基于这些波所在的心电信号得到的诊断结果就可能不准确,严重时甚至可能危害患者的生命安全。

因此针对上述问题,本申请提供了一种信号的去噪方法和电子设备,该方法可以借助心电信号中具有参考意义的波峰的持续突变性,在去噪时识别出该信号点是否是具有参考意义的信号波上的点,从而确定是否对该信号点进行去噪处理。实施本方法,可以在不影响心电信号中具备参考意义的波的情况下,对心电信号进行去噪,即在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

图3中的(C)示出了利用本申请提供的去噪方法对原始心电信号去噪后所得的心电信号的图像。同样的,为了方便与原始心电信号进行对比,图3中的(C)利用实线表示去噪后所得的心电信号的图像,并用虚线表示去噪前的心电信号(即图3中的(A)示出的心电信号)的图像。可以看出,利用本申请提供的方法对原始心电信号去噪,所得的心电信号的噪声情况也明显得到改善,其图像中由于噪声所引起的频繁而短促的波峰明显减少,心电信号中平稳段信号的变化趋势变的更为简单和清晰。此外,本申请提供的去噪方法在保证对平稳段信号的去噪效果的基础上,进一步保证了心电信号的参考价值——在对心电信号去噪后,去噪后的信号与去噪前的原始信号中关键波峰的重合度极高,如图3中的(C)所示的心电信号的第一个节拍中,去噪后的心电信号的R波、P波、T波都与去噪前的心电信号的R波、P波、T波基本重合。

首先,介绍本申请实施例提供的电子设备。

该电子设备可以是手机、平板电脑、例如智能手环和智能手表这样的可穿戴设备、车载设备、增强现实(augmented reality, AR)/虚拟现实(virtual reality, VR)设备、笔记本电脑、

超级移动个人计算机(ultra-mobile personal computer, UMPC)、上网本、个人数字助理(personal digital assistant, PDA)或专门的照相机(例如单反相机、卡片式相机)等,本申请对该电子设备的具体类型不作任何限制。

在上述电子设备为智能手环和智能手表等可穿戴设备的情况下,该电子设备的外观可以参考图4。其中,图4中的(A)示出的为该电子设备佩戴于用户手腕上时的具体样式,图4中的(B)示出的可以是该电子设备的背面(即佩戴时与用户皮肤贴紧的一面)的具体样式。

如图4所示,上述电子设备上可以设置有心电传感器,以采集用户的心电数据。通常心电传感器包括两个电极,用于采集心电信号。在图4中,心电传感器的两个电极(即电极111和电极112)均设置于电子设备的背面。电子设备内部可以包括数据转换模块113,数据转换模块113可以对通过电极111和112采集的模拟心电信号进行模数转换,得到离散的数字化的心电信号。之后,电子设备内部的处理模块(图4中未示出)可以将该数字化的心电信号作为待去噪心电信号应用本申请实施例中的信号的去噪方法进行去噪处理,得到去噪后的心电信号。

应理解,用户使用上述电子设备在采集心电信号时,可以将手指按压电子设备的表盘114,以使电极112,电极111则接触用户的手臂。

可选的,上述电子设备也可以对该降噪后的心电信号进行分析,得到分析结果。进一步地,上述电子设备还可以通过输出装置,比如显示器、扩音器等输出分析结果。

上述电子设备也可以将待降噪心电信号发送给其绑定的终端或者服务器,由终端或服务器应用本申请实施例中的心电降噪方法对待降噪心电信号进行降噪处理,得到降噪后的心电信号。终端或者服务器可以向上述电子设备发送该降噪后的心电信号,或者发送通过对该降噪后的心电信号进行分析得到的分析结果。

配置了心电传感器的上述电子设备可以实时或者周期性地监测佩戴者的心电数据,以监测佩戴者的身体状况。可以理解,本申请的实施例中的电子设备是一种智能终端设备,该电子设备除指示时间之外,还具有提醒、导航、校准、监测、交互等其中一种或者多种功能;智能手表的显示方式包括指针、数字、图像等。

需要说明的是,图4所示出的电子设备的外观示意图并不构成对电子设备的具体限定。在本申请另一些实施例中,电子设备100的外观可以与图4所示的不同;例如,在一些实施例中,上述电子设备的表盘114可以为圆形;再比如,上述电子设备中心电传感器的一个电极111可以设置于电子设备的背面,而另一个电极112可以设置于电子设备的侧面,当采集心电信号时,用户可以使用手指按压电极112,电极111则接触用户的手臂。

图5示例性示出了上述电子设备的结构。

如图5所示,该电子设备100能够执行本申请实施例提供的信号的去噪方法。具体地,如图5所示,电子设备100可以包括处理器110,外部存储器接口120,内部存储器121,通用串行总线(universal serial bus, USB)接口130,充电管理模块140,电源管理模块141,电池142,天线,无线通信模块150,音频模块170,扬声器170A,受话器170B,麦克风170C,按键172,显示屏171,传感器模块180等。其中传感器模块180可以包括压力传感器180A,陀螺仪传感器180B,加速度传感器180C,电容式接近传感器180D,心电传感

器 180E, 环境光传感器 180F 等。

可以理解的是, 本申请实施例示意的结构并不构成对电子设备 100 的具体限定。在本申请另一些实施例中, 电子设备 100 可以包括比图示更多或更少的部件, 或者组合某些部件, 或者拆分某些部件, 或者不同的部件布置。图示的部件可以以硬件, 软件或软件和硬件的组合实现。

处理器 110 可以包括一个或多个处理单元, 例如: 处理器 110 可以包括应用处理器(application processor, AP), 调制解调处理器, 图形处理器(graphics processing unit, GPU), 图像信号处理器(image signal processor, ISP), 控制器, 视频编解码器, 数字信号处理器(digital signal processor, DSP), 基带处理器, 和/或神经网络处理器(neural-network processing unit, NPU)等。其中, 不同的处理单元可以是独立的器件, 也可以集成在一个或多个处理器中。控制器可以根据指令操作码和时序信号, 产生操作控制信号, 完成取指令和执行指令的控制。

处理器 110 中还可以设置存储器, 用于存储指令和数据。在一些实施例中, 处理器 110 中的存储器为高速缓冲存储器。该存储器可以保存处理器 110 刚用过或循环使用的指令或数据。如果处理器 110 需要再次使用该指令或数据, 可从所述存储器中直接调用。避免了重复存取, 减少了处理器 110 的等待时间, 因而提高了系统的效率。同时, 处理器 110 还可以存储电子设备 100 从其他电子设备接收到的数据。

例如, 在本申请的一些实施例中, 处理器 110 可以控制电子设备 100 将待降噪心电信号发送给其绑定的终端或者服务器, 由终端或服务器应用本申请实施例中的心电降噪方法对待降噪心电信号进行降噪处理, 得到降噪后的心电信号。电子设备 100 可以接收终端或者服务器发送的该降噪后的心电信号, 或者接收终端或者服务器对该降噪后的心电信号进行分析得到的分析结果。

在电子设备 100 是智能手表的情况下, 处理器 110 控制智能手表的表盘和底座得到初始心电信号。可选的, 处理器 110 中包含有滤波器件或者滤波电路, 滤波器件或者滤波电路可以对上述初始心电信号进行滤波, 滤掉初始心电信号中较高和较低的频段的信号, 保留要分析的信号。进一步的, 处理器 110 还会对上述经滤波得到的信号应用本申请实施例中的信号的去噪方法进行去噪处理, 得到去噪后的心电信号。

在一些实施例中, 处理器 110 可以包括一个或多个接口。接口可以包括集成电路(inter-integrated circuit, I2C)接口, 集成电路内置音频(inter-integrated circuit sound, I2S)接口, 脉冲编码调制(pulse code modulation, PCM)接口, 通用异步收发传输器(universal asynchronous receiver/transmitter, UART)接口, 移动产业处理器接口(mobile industry processor interface, MIPI), 通用输入输出(general-purpose input/output, GPIO)接口, 用户标识模块(subscriber identity module, SIM)接口, 和/或通用串行总线(universal serial bus, USB)接口、Micro USB 接口, USB Type C 接口等。

外部存储器接口 120 可以用于连接外部存储卡, 例如 Micro SD 卡, 实现扩展电子设备 100 的存储能力。外部存储卡通过外部存储器接口 120 与处理器 110 通信, 实现数据存储功能。例如将音频, 视频等文件保存在外部存储卡中。

内部存储器 121 可以用于存储计算机可执行程序代码, 所述可执行程序代码包括指令。

内部存储器 121 可以包括存储程序区和存储数据区。其中, 存储程序区可存储操作系统, 至少一个功能所需的应用程序(比如语音播报, 图像播放功能等)等。存储数据区可存储电子设备 100 使用过程中所创建的数据(比如音频数据, 电话本等)等。此外, 内部存储器 121 可以包括高速随机存取存储器, 还可以包括非易失性存储器, 例如至少一个磁盘存储器件, 闪存器件, 通用闪存存储器(universal flash storage, UFS)等。处理器 110 通过运行存储在内部存储器 121 的指令, 和/或存储在设置于处理器中的存储器的指令, 执行电子设备 100 的各种功能应用以及数据处理。

USB 接口 130 可以用于连接充电器为电子设备 100 充电, 也可以用于电子设备 100 与外围设备之间传输数据。也可以用于连接耳机, 通过耳机播放音频。该接口还可以用于连接其他电子设备, 例如 AR 设备等。

可以理解的是, 本申请实施例示意的各模块间的接口连接关系, 只是示意性说明, 并不构成对电子设备 100 的结构限定。在本申请另一些实施例中, 电子设备 100 也可以采用上述实施例中不同的接口连接方式, 或多种接口连接方式的组合。

电子设备 100 的无线通信功能可以通过天线, 无线通信模块 150, 调制解调处理器以及基带处理器等实现。电子设备 100 可以通过无线通信模块 150 与其他电子设备进行无线通信。天线用于发射和接收电磁波信号。电子设备 100 中的每个天线可用于覆盖单个或多个通信频带。不同的天线还可以复用, 以提高天线的利用率。例如: 可以将天线复用为无线局域网的分集天线。在另外一些实施例中, 天线可以和调谐开关结合使用。

无线通信模块 150 可以是集成至少一个通信处理模块的一个或多个器件。无线通信模块 150 可以提供应用在电子设备 100 上的包括无线局域网(wireless local area networks, WLAN)(如无线保真(wireless fidelity, Wi-Fi)网络), 蓝牙(bluetooth, BT), 全球导航卫星系统(global navigation satellite system, GNSS), 调频(frequency modulation, FM), 近距离无线通信技术(near field communication, NFC), 红外技术(infrared, IR)等无线通信的解决方案。无线通信模块 150 可以是集成至少一个通信处理模块的一个或多个器件。无线通信模块 150 经由天线接收电磁波, 将电磁波信号调频以及滤波处理, 将处理后的信号发送到处理器 110。无线通信模块 150 还可以从处理器 110 接收待发送的信号, 对其进行调频, 放大, 经天线转为电磁波辐射出去。

在一些实施例中, 电子设备 100 能够通过无线通信模块 150 与其他电子设备进行通信连接。

电子设备 100 可以通过音频模块 170, 扬声器 170A, 受话器 170B, 麦克风 170C, 以及应用处理器等实现音频功能。例如音乐播放, 录音等。

音频模块 170 用于将数字音频信息转换成模拟音频信号输出, 也用于将模拟音频输入转换为数字音频信号。音频模块 170 还可以用于对音频信号编码和解码。在一些实施例中, 音频模块 170 可以设置于处理器 110 中, 或将音频模块 170 的部分功能模块设置于处理器 110 中。

扬声器 170A, 也称“喇叭”, 用于将音频电信号转换为声音信号。电子设备 100 可以通过扬声器 170A 收听音乐, 或收听免提通话。

受话器 170B, 也称“听筒”, 用于将音频电信号转换成声音信号。当电子设备 100 接听

电话或语音信息时，可以通过将受话器 170B 靠近人耳接听语音。

麦克风 170C，也称“话筒”，“传声器”，用于将声音信号转换为电信号。当拨打电话或发送语音信息时，用户可以通过人嘴靠近麦克风 170C 发声，将声音信号输入到麦克风 170C。电子设备 100 可以设置至少一个麦克风 170C。在另一些实施例中，电子设备 100 可以设置两个麦克风 170C，除了采集声音信号，还可以实现降噪功能。在另一些实施例中，电子设备 100 还可以设置三个，四个或更多麦克风 170C，实现采集声音信号，降噪，还可以识别声音来源，实现定向录音功能等。

按键 172 包括开机键，音量键等。按键 172 可以是机械按键。也可以是触摸式按键。电子设备 100 可以接收按键输入，产生与电子设备 100 的用户设置以及功能控制有关的键信号输入。

电子设备 100 通过 GPU，显示屏 171，以及应用处理器等实现显示功能。GPU 为图像处理的微处理器，连接显示屏 171 和应用处理器。GPU 用于执行数学和几何计算，用于图形渲染。处理器 110 可包括一个或多个 GPU，其执行程序指令以生成或改变显示信息。

显示屏 171 用于显示图像，视频等。显示屏 71 包括显示面板。显示面板可以采用液晶显示屏(liquid crystal display, LCD)，有机发光二极管(organic light-emitting diode, OLED)，有源矩阵有机发光二极体或主动矩阵有机发光二极体(active-matrix organic light emitting diode 的, AMOLED)，柔性发光二极管(flex light-emitting diode, FLED)，Miniled, MicroLed, Micro-oLed, 量子点发光二极管(quantum dot light emitting diodes, QLED)等。在一些实施例中，电子设备 100 可以包括 1 个或 N 个显示屏 171，N 为大于 1 的正整数。

压力传感器 180A 用于感受压力信号，可以将压力信号转换成电信号。在一些实施例中，压力传感器 180A 可以设置于显示屏 71。压力传感器 180A 的种类很多，如电阻式压力传感器，电感式压力传感器，电容式压力传感器等。电容式压力传感器可以是包括至少两个具有导电材料的平行板。当有力作用于压力传感器 180A，电极之间的电容改变。电子设备 100 根据电容的变化确定压力的强度。当有触摸操作作用于显示屏 71，电子设备 100 根据压力传感器 180A 检测所述触摸操作强度。电子设备 100 也可以根据压力传感器 180A 的检测信号计算触摸的位置。在一些实施例中，作用于相同触摸位置，但不同触摸操作强度的触摸操作，可以对应不同的操作指令。例如：当有触摸操作强度小于第一压力阈值的触摸操作作用于短消息应用图标时，执行查看短消息的指令。当有触摸操作强度大于或等于第一压力阈值的触摸操作作用于短消息应用图标时，执行新建短消息的指令。

陀螺仪传感器 180B 可以用于确定电子设备 100 的运动姿态。在一些实施例中，可以通过陀螺仪传感器 180B 确定电子设备 100 围绕三个轴(即，x，y 和 z 轴)的角速度。陀螺仪传感器 180B 可以用于拍摄防抖。示例性的，当按下快门，陀螺仪传感器 180B 检测电子设备 100 抖动的角度，根据角度计算出镜头模组需要补偿的距离，让镜头通过反向运动抵消电子设备 100 的抖动，实现防抖。陀螺仪传感器 180B 还可以用于导航，体感游戏场景。

加速度传感器 180C 可检测电子设备 100 在各个方向上(一般为三轴)加速度的大小。当电子设备 100 静止时可检测出重力的大小及方向。还可以用于识别电子设备姿态，应用于横竖屏切换，计步器等应用。

电容式接近传感器 180D 可以包括例如发光二极管(LED)和光检测器，例如光电二极管。

发光二极管可以是红外发光二极管。电子设备 100 通过发光二极管向外发射红外光。电子设备 100 使用光电二极管检测来自附近物体的红外反射光。当检测到充分的反射光时，可以确定电子设备 100 附近有物体。当检测到不充分的反射光时，电子设备 100 可以确定电子设备 100 附近没有物体。电子设备 100 可以利用电容式接近传感器 180D 检测用户手持电子设备 100 贴近耳朵通话，以便自动熄灭屏幕达到省电的目的。电容式接近传感器 180D 也可用于皮套模式，口袋模式自动解锁与锁屏。

心电传感器 180E 通常包括两个电极，用于采集心电信号。人类心脏中的窦房结有节律地控制心脏收缩舒张从而向躯干泵血，这个控制信号是一个电信号(人体神经信号在神经上都表现为电信号)，会逐渐扩散到体表，可以在皮肤通过电极测量。心电传感器 180E 就可以在接触人类皮肤的情况下检测到生物电，并将其转化为电信号，这些电信号可以被处理器 110 数字化处理，转化为数字化信号。处理器可以结合 GPU 对这些数字化信号进行进一步的处理，得到准确、详细的心电图，并将其显示在显示屏 171 中。

环境光传感器 180F 用于感知环境光亮度。电子设备 100 可以根据感知的环境光亮度自适应调节显示屏 171 亮度。环境光传感器 180F 也可用于拍照时自动调节白平衡。环境光传感器 180L 还可以与电容式接近传感器 180D 配合，检测电子设备 100 是否在口袋里，以防误触。

充电管理模块 140 用于从充电器接收充电输入。其中，充电器可以是无线充电器，也可以是有线充电器。在一些有线充电的实施例中，充电管理模块 140 可以通过 USB 接口 130 接收有线充电器的充电输入。在一些无线充电的实施例中，充电管理模块 140 可以通过电子设备 100 的无线充电线圈接收无线充电输入。充电管理模块 140 为电池 142 充电的同时，还可以通过电源管理模块 141 为电子设备供电。

电源管理模块 141 用于连接电池 142，充电管理模块 140 与处理器 110。电源管理模块 141 接收电池 142 和/或充电管理模块 140 的输入，为处理器 110，内部存储器 121，显示屏 171 和无线通信模块 150 等供电。电源管理模块 141 还可以用于监测电池容量，电池循环次数，电池健康状态(漏电，阻抗)等参数。在其他一些实施例中，电源管理模块 141 也可以设置于处理器 110 中。在另一些实施例中，电源管理模块 141 和充电管理模块 140 也可以设置于同一个器件中。

图 6 为本申请实施例提供的一种信号的去噪方法的流程图。该方法通过借助心电信号中具有参考意义的波峰的持续突变性，在去噪时识别出该信号点是否是具有参考意义的信号波上的点，从而确定是否对该信号点进行去噪处理。实施本方法，可以在不影响心电信号中具备参考意义的波的情况下，对心电信号进行去噪，即在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。如图 6 所示，本申请实施例提供的方法可以包括但不限于以下步骤：

S601：电子设备确定目标采样点对应的第一特征序列。

上述电子设备可以是图 4 中示出的电子设备，也可以是前述说明中的电子设备 100。

上述目标采样点为待降噪信号中的一个采样点，该待降噪信号可以是上述电子设备直接采集到的信号，也可以是由其他设备采集并发送给上述电子设备的信号。

具体的，上述待去噪的信号可以是心电信号，该心电信号可以是上述电子设备通过电极提取的生物体表的生物电信号，采集得到的心电信号就是由根据采样时间排序的多个采样点组成的。在心电信号中，采样点的值即为采集时体表生物电信号的强度或能量值。该多个采样点按照采样时间的顺序排列形成具备一定起伏程度的心电图。

在一个可选的实施方式中，在执行步骤 S601 之前，电子设备还会对初始信号进行高通滤波和低通滤波，得到上述待去噪信号，该初始信号为电子设备采集到的表征用户心律的电信号。其中，电子设备所使用的高通滤波器和低通滤波器可以是多阶滤波器，这些滤波器可以对滤掉电子设备采集到的初始信号中较高和较低的频段，尤其是那些可能包含伪迹的频段。便于后续分析，且保留要分析的信号的频率范围，提高后续处理过程的处理效率。具体的，在高频段，电子设备可以使用截止频率低于交流电工频频率（50Hz 或 60Hz）的低通滤波器，避免工频干扰。在低频段，即低于 1Hz 的频段，由于电子设备可以使用保留感兴趣信号最高频段的高通滤波器。

需理解，正常的心电信号通常表现为起伏程度不一样的波峰（或波谷）。结合前述说明可知，在心电信号中，存在几个起伏程度尤其明显的波峰，即 QRS 波群中的 Q 波，R 波以及 S 波，QRS 波群中有心电图中的最高峰值 R 波。这几个心电信号是心电信号中的重要参考特征，例如，当 Q 波异常时，则表示患者可能有陈旧心肌梗死的风险。因此在对信号去噪时保留心电信号中 QRS 波群的真实性和完整性，对于判断整体的节律、频率有非常重要的意义。

而通常来说，心电信号中 QRS 波往往是最大、最明显的、最尖锐的，在数学上，称为 QRS 波的“奇异性”或者“突变性”，表现为斜率的突变。也就是说，相比于心电信号中的平稳段信号，心电信号中 QRS 波群上的相邻的两个采样点之间的幅值差非常的大，这也就导致了 QRS 波群中的相邻的两个采样点之间的斜率的绝对值也非常的大。

此外，一个波按照变化趋势可以视为两个部分，即上升的部分（采样点的幅值越来越大）和下降的部分（采样点的幅值越来越小），波峰是先上升再下降，波谷是先下降再上升。相比于平稳段信号，QRS 波群中采样点的幅值可能会更长时间地以一个固定的变化趋势进行变化，例如，QRS 波群中的 QS 段中，信号的幅值先持久性的上升，再持久性的下降。也就是说，在心电信号中，如果以一个固定长度的时间窗口（例如包括 30 个采样点的时间窗口）从心电信号中选择出一段子信号，如果这一段子信号是完全位于 QRS 波群中的信号，那么这一段子信号的幅值大概率是以急剧上升或者急剧下降的；而如果这一段子信号位于平稳段信号中的信号，那么这一段信号的幅值的变化趋势很可能发生多次改变，例如先上升再下降、而后再上升再下降……如此反复变化，并且，这一段子信号的变化幅度（在图像上体现为波是不是足够尖锐）可能很小。

因此，电子设备可以以一个变化趋势为维度进行参考，通过查看以一个采样点确定的一段信号在一个变化趋势上的持久性和突变性，即一段信号中是否存在一段连续的采样点，这些采样点的数量足够多且幅值保持急剧的上升或者下降，来确定这个信号是否为 QRS 波群上的信号，从而确定这个采样点是否为 QRS 波群上或者 QRS 波群周围的点。基于此，在本方法中，上述电子设备可以基于每个采样点与该采样点周围的采样点在幅值上的变化趋势和变化幅度，构造出能反映这个点是否是处于 QRS 波群上的采样点的特征序列，这个特征序列可以称为这个点对应的第一特征序列。

以上述目标采样点为例进行说明,上述目标采样点对应的第一特征序列包括 j 个元素,该 j 个元素与上述待去噪信号中的 j 个采样点一一对应,上述 j 个采样点中任意一个采样点对应的元素表征上述任意一个采样点与第一采样点之间的各采样点的上升或下降幅度之和,上述 j 个采样点中任一采样点的下降或上升幅度为上述任一采样点的幅值与上述任一采样点的后一采样点的幅值的差值,上述第一采样点为位于上述任意一个采样点之前的与上述任意一个采样点呈现相反变化趋势、且与上述任意一个采样点距离最近的一个采样点。

上述“呈现相反变化趋势”表示该第一采样点的前一个采样点的幅值大于该述第一采样点的幅值,但该第一采样点的后一个采样点的幅值却小于该述第一采样点的幅值;或者表示该第一采样点的前一个采样点的幅值小于该述第一采样点的幅值,但该第一采样点的后一个采样点的幅值却大于该述第一采样点的幅值。具体的,在图像上,该第一采样点可以是上述待检测信号中位于波峰波谷上的采样点。

此外,上述“上升或下降幅度之和”表示要么是上升的幅度之和,要么是下降的幅度之和。也就是只从一个变化趋势来观察,要么确定上述 j 个采样点中是否存在一段数量足够多且幅值保持急剧的上升的连续的采样点,要么确定上述 j 个采样点中是否存在一段数量足够多且幅值保持急剧的下降的连续的采样点。

上述 j 可以为任意大于 1 的整数。在一个可选的实施方式中,上述 j 可以根据上述待去噪信号的采样频率确定。具体的,上述 j 可以等于上述待去噪信号的采样频率的百分之三十。例如,当上述带降噪信号的采样频率为 500 是,则上述 j 可以为 $500 \times 0.3 = 150$ 。

具体可以参考图 7 中所示的折线图。这里假设图 7 中的曲线即为上述待去噪信号中的一段子信号的图像,该子信号由采样点 701-采样点 710 这十个采样点组成。图 7 所示的坐标系中,纵轴表示采样点的幅值,位于越上方的采样点的幅值越大。假设采样点 701 即为上述目标采样点,由图 7 可以看出,以采样点 701 开始、以采样点 710 结束的这段心电信号可以根据幅值变化趋势被划分为 6 段,即采样点 701-采样点 702 对应的上升段、采样点 702-采样点 705 对应的下降段、采样点 705-采样点 706 对应的上升段、采样点 706-采样点 708 对应的下降段、采样点 708-采样点 709 对应的上升段以及采样点 709-采样点 710 对应的下降段。每个采样点的变化趋势取决于该采样点是处于上升段中还是下降段中。例如,采样点 701 处于上升段中,则采样点 701 的变化趋势即为上升,采样点 704 处于下降段中,则采样点 704 的变化趋势即为下降,采样点 702、采样点 705、采样点 706、采样点 708、采样点 709 是变化趋势发生改变的临界点,其变化趋势可以是上升或下降,具体应该根据其所属信号段的变化趋势决定。

这里以下降趋势为参考维度对图 7 所示的子信号进行分析。以下降趋势为参考维度,那么就无需考虑上升段图像的变化程度和变化速度。则对于图 7 中的采样点,采样点 701-采样点 702 对应的上升段、采样点 705-采样点 706 对应的上升段、采样点 708-采样点 709 对应的上升段中所有采样点之间的变化趋势可以都默认为 0,即 $x_{701} < x_{702}$ (x_t 表示采样点 t 对应的幅值,例如 x_{701} 即表示采样点 701 的幅值,下同),则 x_{701} 到 x_{702} 的变化幅度视为 0,同理 x_{705} 到 x_{706} 的变化幅度、以及 x_{708} 到 x_{709} 的变化幅度均为 0。

而采样点 702-采样点 705 对应的下降段中,采样点 703-采样点 705 的变化趋势为下降趋势。则对于采样点 703-采样点 705 中任一采样点,采样点 702 就是位于它们之前,与它

们呈现相反变化趋势的最近的采样点,即采样点 702 就是采样点 703-705 的“第一采样点”。那么采样点 703-采样点 705 中每个采样点与采样点 702 的下降幅度之和即分别为 $x_{702}-x_{703}$ 、 $x_{702}-x_{704}$ 、 $x_{702}-x_{705}$ 。同理,采样点 706-采样点 708 对应的下降段中,采样点 703-采样点 705 中每个采样点与采样点 702 的下降幅度之和即分别为 $x_{706}-x_{707}$ 、 $x_{706}-x_{708}$;采样点 709-采样点 710 对应的下降段中,采样点 710 与采样点 709 的下降幅度之和即为 $x_{709}-x_{710}$ 。

那么作为目标采样点的采样点 701 对应的第一特征序列所包含的 j (此时 j 等于 9) 个元素即为 $[0, x_{702}-x_{703}, x_{702}-x_{704}, x_{702}-x_{705}, 0, x_{706}-x_{707}, x_{706}-x_{708}, 0, x_{709}-x_{710}]$ 。可以看出,与这 9 个元素对应的 9 个采样点即为采样点 702-采样点 710,这九个元素表示其对应的采样点在各自对应的信号段中累积变化的程度。

具体的,在一个可选的实施方式中,上述电子设备可以通过以下方式由上述目标采样点确定该目标采样点对应的第一特征序列:

- 1) 假设 x_t 为目标采样点,取时间窗口为 $j+1$,获取窗口内每个采样点的幅值,得到序列 X_B , 则 $X_B = [x_t, x_{t+1} \dots \dots, x_{t+j}]$;
- 2) 计算 X_B 中相邻元素的后向差值,得到序列 M_{B1} , 即 $M_{B1} = [x_t - x_{t+1}, \dots, x_{t+j-1} - x_{t+j}]$;
- 3) 对序列 M_{B1} 中小于零的数据置零, 即 $M_{B1}[M_{B1} < 0] = 0$, 得到序列 M_{B2} ;
- 4) 对序列 M_{B2} 每一个原始进行前向累加重构操作, 得到采样点 x_t 对应的第一特征序列 M_B 。具体的,对于序列 M_{B2} 中的任一元素若该元素为 0, 则重构成后该位置依然为 0, 若该位置不为零则前向累加直至遇到为 0 的元素终止, 前向累加所得的值即为该位置重构成后的值。

也就是说,以上述目标采样点为起点,确定包含 $(j+1)$ 个采样点的第一时间窗;依次计算上述第一时间窗中除最后一个采样点外,每个采样点与后一个采样点之间的幅值差,得到 j 个差值;将该 j 个差值中小于 0 的数重置为 0,得到上述目标采样点对应的第一序列;将上述目标采样点对应的第一序列中的元素依次进行前向累加重构操作,得到上述 j 个元素,并将上述 j 个元素作为上述目标采样点对应的第一特征序列;其中,上述累加重构操作包括:在元素的值为 0 的情况下,保持元素的值不变;在元素的值不为零的情况下,将元素的值与之前的元素的值累加直至遇到值为 0 的元素为止,并将前向累加所得的值作为元素重构成后的值。

以图 8 为例进行说明。如图 8 所示,在图 8 中采样点 801 即为上述目标采样点。这里取 $j=9$, 则采样点 801 之后的 9 个采样点,即图 8 中的采样点 802-采样点 809 即为上述 j 个元素对应的 j 个采样点。采样点 801-采样点 810 即为上述 $(j+1)$ 个采样点,采样点 801-采样点 810 对应的时间窗即为上述第一时间窗。

其中,采样点 801-采样点 810 的幅值分别为 5, 10, 9, 7, 4, 8, 3, 1, 8, 1 (需理解,此处设定的幅值大小仅为了便于读者理解,并不代表待降噪信号在实际场景中的幅值大小,下同)。将采样点 801-采样点 810 的幅值依次排列,即得到一个序列 $[5, 10, 9, 7,$

4, 8, 3, 1, 8, 1]。之后,依次计算上述采样点 801-采样点 810 中每个采样点与后一个采样点之间的幅值差(前项减去后项,采样点 810 后没有采样点,则停止计算),得到 9 个差值,它们分别为-5, 1, 2, 3, -4, 5, 2, -7, 7;这 9 个差值即为上述 j 个差值。将这 9 个差值依次排列,即得到一个新的序列[-5, 1, 2, 3, -4, 5, 2, -7, 7]。为了将变化幅度单一化(即只考虑信号中是否存在一段稳定且急剧下降的采样点),将该新的序列中小于 0 的数重置为 0,则得到上述目标采样点(即采样点 801)对应的第一序列[0, 1, 2, 3, 0, 5, 2, 0, 7]。最后,将采样点 801 对应的第一序列中的元素依次进行前向累加重构操作,得到采样点 801 对应的第一特征序列;其中,第一序列中第一个元素为 0 所以重构后第一个元素依然为 0;第二个元素为 1,前向累加遇到 0 元素终止,所以重构后还是 1;第三个元素为 2,前向累加遇到 0 元素终止,所以重构后是 2+1=3;第四个元素为 3,前向累加遇到 0 元素终止,所以重构后是 3+2+1=6;第五个元素为 0 所以重构后第五个元素依然为 0;第六个元素重构后是 5;第七个元素重构后是 2+5;第八个元素重构后为 0;第九个元素重构后是 7;因此,最后所得到的第一特征序列即为[0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0, 7]。

S602:在上述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于该目标采样点对应的累积变异阈值的情况下,电子设备将该目标采样点的幅值和该目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理,得到目标数值,并将该目标采样点的幅值更新为所述目标数值。

上述目标采样点对应的累积变异阈值由上述目标采样点对应的第一特征序列以及在所述目标采样点之前的 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列确定。具体的,该 v 个采样点中任一采样点对应的第一特征序列的具体作用和确定方式可以参考前述对上述目标采样点对应的第一特征序列的相关说明,此处不再赘述。

需要理解的是,在上述电子设备对上述待降噪信号去噪的过程中,该电子设备都是先确定上述待降噪信号中的一个采样点为目标采样点后,再通过前述说明的方式确定该目标采样点对应的第一特征序列。在对该目标采样点的幅值进行处理之后,则该电子设备即将上述目标采样点的下一个采样点作为新的目标采样点,以相同的方式获取这个新的目标采样点对应的第一特征序列。不难理解的,当目标采样点变化时,目标采样点对应的第一时间窗也会相应的往后移动(一般是移动一个采样点的位置)。以图 8 为例,若采样点 801 之前存在一个幅值为 9 的采样点 800,那么在电子设备将采样点 801 作为目标采样点对齐进行去噪之前,采样点 800 即为历史目标采样点,则采样点 800 对应的第一时间窗中采样点的幅值所构成的序列即为[9, 5, 10, 9, 7, 4, 8, 3, 1, 8,]。相应的,根据前述说明,采样点 800 对应的第一特征序列为[4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0] (这里假设采样点 800 为波峰或者波谷上的点)。

也就是说,电子设备都曾将上述目标采样点之前的每个采样点都作为目标采样点,并求得了这些采样点对应的第一特征序列。此外,从采样点 800 和采样点 811 对应的第一特征序列可以看出,两个相邻采样点分别对应的两个第一特征序列中,后一个采样点对应的第一特征序列中除了最后一个元素之外,其余元素都是前一个采样点对应的第一特征序列中的元素。

在本方法中,电子设备在确定上述目标采样点对应的第一特征序列之后,电子设备会根据上述目标采样点对应的第一特征序列以及上述目标采样点之前的 v 个采样点对应的第

一特征序列确定一个阈值,即上述目标采样点对应的累积变异阈值。这个累积变异阈值表征将上述目标采样点对应的第一特征序列以及上述目标采样点之前的 v 个采样点对应 v 个第一特征序列进行拼接的得到的序列后,这个序列中的绝大部分元素的值所呈现出来的一个分布范围。当序列中有一个元素的值大于或等于这个累积变异阈值时,就表示该元素的值明显大于该序列中其他元素的值,即该元素是一个发生了突变的元素,这正好与心电信号中 QRS 波群的突变性相契合。因此,在本方法中,如果上述目标采样点对应的第一特征序列中元素的数值均小于该目标采样点对应的累积变异阈值,就表示该目标采样点很可能是上述待降噪信号中位于平稳段信号中的采样点,则电子设备可以利用平均滤波法,将该目标采样点的幅值和该目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理,得到目标数值,并将该目标采样点的幅值更新为所述目标数值,以此达到对该目标采样点的去噪效果。相应的,如果上述目标采样点对应的第一特征序列中的数值中存在一个元素的值大于或等于该目标采样点对应的累积变异阈值,就表示该目标采样点很可能是上述待降噪信号中位于 QRS 波群的采样点,为了保护 QRS 波群的特征,则上述电子设备不改变上述目标采样点的幅值。

上述电子设备对 m 个采样点的幅值进行平均处理的过程可以用公式概括为:

$$x_t^r = (x_{t-H} + \dots + x_t + \dots + x_{t+H}) / (2H + 1);$$

其中, $m = (2H + 1)$, x_t^r 为电子设备为目标采样点 x_t 降噪处理后为目标采样点 x_t 的设定的新的幅值, m 可以等于上述待去噪信号的采样频率的百分之三十。

具体的,电子设备可以将上述目标采样点对应的第一特征序列与上述 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列进行拼接,得到第二序列。并利用四分位法确定所述第二序列对应的异常值,将所述第二序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的累积变异阈值。可选的,该第二序列对应的异常值为该第二序列对应的极度异常值。上述利用四分位法确定所述第二序列对应的异常值的过程可以用公式概括为:

$$C_B = k1 * \text{percentile}(M_{B_H}, 75) - k2 * \text{percentile}(M_{B_H}, 25);$$

其中,“*”表示乘积运算, C_B 即为上述累积变异阈值, $M_{B_H} = [M_{B-v}, M_{B-v+1}, \dots, M_B]$, M_B 为上述目标采样点对应的第一特征序列, M_{B-1} 为上述目标采样点前一个采样点对应的第一特征序列,以此类推; M_{B_H} 为对 $M_{B-v}, M_{B-v+1}, \dots, M_B$ 等多个序列进行展开拼接构造得到的序列,即上述第二序列。 $\text{percentile}(M_{B_H}, 75)$ 表示 M_{B_H} 序列的 75 分位点数(上四分位点), $\text{percentile}(M_{B_H}, 25)$ 表示 M_{B_H} 序列的 25 分位点数(下四分位点)。 $k1$ 、 $k2$ 的取值为 $k1=4$ 、

$k_2=3$, 或者 $k_1=2.5$ 、 $k_2=1.5$ 。当 $k_1=4$ 、 $k_2=3$ 时, C_B 为该第二序列对应的极度异常值; 当 $k_1=2.5$ 、 $k_2=1.5$ 时, C_B 为该第二序列对应的中度异常值。不难看出, 随着目标采样点的更换, 电子设备自适应的更新上述累积变异阈值。

同样以前述说明中的采样点 800 对应的第一特征序列和采样点 801 对应的第一特征序列为例进行说明。为了便于说明, 这里假设上述 v 的值为 1。结合前述说明可知采样点 800 对应的第一特征序列为 $[4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0]$, 而采样点 801 对应的第一特征序列为 $[0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0, 7]$, 即 $M_B = [0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0, 7]$, $M_{B-1} = [4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0]$ 。则 $M_{B_H} = [M_{B-1}, M_B] = [4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0, 7]$ 。取 $k_1=4$ 、 $k_2=3$, 则 $C_B = k_1 * \text{percentile}(M_{B_H}, 75) - k_2 * \text{percentile}(M_{B_H}, 25) = 4 * 6.25 + 3 * 0 = 25$ 。则由于 25 大于 M_{B_H} 中的任意一个元素的值, 则电子设备将目标采样点 801 确定为平稳段上的采样点, 则电子设备更新目标采样点 801 的幅值, 将目标采样点 801 的幅值更新为采样点 801 周围 m 个采样点的幅值之和的平均值。

结合前述说明可知, 由于 QRS 波群中采样点幅值具有连续的突变性 (或者说存在一段足够多的连续的采样点, 这些采样点的幅值保持急剧上升或者下降), 那么可以理解的, 对于 QRS 波群上的采样点来说, 这些采样点对应的第一特征序列中就很可能由于采样点幅值的累积变异产生较大的数值的元素, 那么这些采样点对应的第一特征序列中就很可能存在数值大于这些采样点对应的累积变异阈值的元素。相应的, 对于平稳段信号中的采样点来说, 这些采样点对应的第一特征序列中很可能由于采样点幅值的不可累积性以及幅值之间变异幅度过于小, 而很难产生较大的数值的元素, 那么这些采样点对应的第一特征序列中就基本不太可能存在数值大于这些采样点对应的累积变异阈值的元素。

图 9 示出了未进行去噪的初始信号的图像以及为初始信号中各采样点对应的第一特征序列拼接所得序列的图像。图 9 中的 (B) 所示的即为未进行去噪的初始信号的图像, 其可以前述说明中初始信号的图像, 图 9 中的 (A) 即为初始信号中各采样点对应的第一特征序列的图像, 结合前述说明可知, 两个相邻采样点分别对应的两个第一特征序列中, 后一个采样点对应的第一特征序列中除了最后一个元素之外, 其余元素都是前一个采样点对应的第一特征序列中的元素, 因此多个采样点对应的多个第一特征序列可以进行拼接, 得到一个序列 (这个序列中每个元素对应的采样点可以是以该元素为末尾的第一特征序列对应的采样点), 这个序列对应的图像即为图 9 中的 (A) 所示的图像。可以看出, 对应于在初始信号中 Q 波、R 波和 S 波出现位置, 图 9 中的 (A) 所示的图像在这些位置也出现了明显而尖锐的波, 这也进一步验证了在初始信号中 Q 波、R 波和 S 波上的采样点, 其对应的第一特征序列中极可能出现数值大于这些采样点对应的累积变异阈值的元素, 电子设备可

以较为准确的识别出这些采样点，不改变其幅值，并针对性的对平稳段信号中采样点的噪声进行去噪，能保留心电信号中 QRS 波群的原始特征，在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

在图 6 所示去噪方法的基础上，本申请还提供了另一种信号的去噪方法。该方法在参考意义的波峰的持续突变性的同时，还会同时参考心电信号中具有参考意义的波峰的平均变异程度，在去噪时识别出心电信号中具有参考意义的波上的采样点，尤其是位于 R 波上的采样点，从而在信号去噪时有效避开对位这些波上采样点的抑制。实施本方法，可以在进一步保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

在去噪时识别出该信号点是否是具有参考意义的信号波上的点，从而确定是否对该信号点进行去噪处理。实施本方法，可以在不影响心电信号中具备参考意义的波的情况下，对心电信号进行去噪，即在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。如图 10 所示，本申请实施例提供的方法可以包括但不限于以下步骤：

S1001：电子设备确定目标采样点对应的第一特征序列。

上述电子设备可以是图 4 中示出的电子设备，也可以是前述说明中的电子设备 100。

上述目标采样点为待降噪信号中的一个采样点，该待降噪信号可以是上述电子设备直接采集到的信号，也可以是由其他设备采集并发送给上述电子设备的信号。

具体的，上述待去噪的信号可以是心电信号，该心电信号可以是上述电子设备通过电极提取的生物体表的生物电信号，采集得到的心电信号就是由根据采样时间排序的多个采样点组成的。在心电信号中，采样点的值即为采集时体表生物电信号的强度或能量值。该多个采样点按照采样时间的顺序排列形成具备一定起伏程度的心电图。

步骤 S1001 的详细内容可以参考前述对图 6 中步骤 S601 的相关说明，此处不再赘述。需要说明的是，在本申请实施例中，电子设备执行步骤 S1001 和步骤 S1002 的先后顺序可以为任意顺序，即电子设备可以先执行步骤 S1001，再执行步骤 S1002；或者电子设备可以先执行步骤 S1002，再执行步骤 S1001；或者在一些场景下，电子设备可以同时执行步骤 S1002，和执行步骤 S1001，本申请对此不作限定。

S1002：电子设备确定上述目标采样点对应的第一特征值。

上述目标采样点对应的第一特征值表征包括所述目标采样点在内、包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值。

结合前述说明可知，心电信号中 QRS 波往往是最大、最明显的、最尖锐的，在数学上，称为 QRS 波的“奇异性”或者“突变性”，表现为斜率的突变。这种突变在 QRS 波群的 R 波上体现的更为明显。因此，为了使电子设备能够更好地判断出上述目标采样点是否为上述 QRS 波群中的点，电子设备可以以上述目标采样点为基点，确定一个包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗，并将这个时间窗中的每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值平均处理，得到上述目标采样点对应的第一特征值。

需要理解的是，不同于上述第一特征序列表征的采样点在单个变化趋势上的累积变异程度，由于上述目标采样点对应的第一特征值是基于两个采样点之间幅值差的绝对值而来的，因此，无论上述 $(k+1)$ 个采样点的变化趋势如何变化，两个采样点之间的变化幅度都

是大于 0 的数。也就是说, 无论上述包含 (k+1) 个采样点的时间窗中的采样点的幅值是持续上升、持续下降还是交替性的上升和下降, 上述目标采样点对应的第一特征值都是上述 (k+1) 个采样点中每相邻两个采样点之间总斜率的平均值。那么对于 QRS 波群上的采样点来说, 尤其是 R 波上的采样点来说, 这些采样点周围的点中每一个点与前一个采样点和后一个采样点之间的斜率 (即突变程度) 都非常大, 这也就意味着电子设备可以很容易的基于上述目标采样点对应的第一特征值确定该目标采样点是否为 QRS 波, 尤其是 R 波上的点, 从而确定是否需要目标采样点进行去噪处理。

可选的, 上述包括上述目标采样点在内、包含 (k+1) 个采样点的时间窗中, 上述目标采样点可以为上述包含 (k+1) 个采样点的时间窗中的最后一个采样点; 或, 在包括上述目标采样点在内、包含 (k+1) 个采样点的时间窗中, 上述目标采样点之前以及所述目标采样点之后均存在至少一个采样点。

也就是说, 在上述电子设备当前获取到最新的一个采样点信号后, 电子设备可以获取该采样点之前的 k 个采样点, 通过计算包括以该采样点结束的 (k+1) 个采样点中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值, 作为该采样点对应的第一特征值, 这样, 在电子设备就可以零延迟的对刚获取到的采样点进行处理, 能以更高效地对完成对目标采样点处理过程。或者, 在上述电子设备当前获取到上述最新的一个采样点的信号之后, 电子设备可以不立即对该采样点进行处理, 而是再继续获取该采样点之后的若干个采样点的信号后, 以该采样点为基点获取该采样点之前的至少一个采样点和该采样点之后的至少一个采样点, 总共 k 个采样点, 与该采样点一起确定为上述 (k+1) 个采样点, 并计算该 (k+1) 个采样点中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值, 作为该采样点对应的第一特征值, 这样, 虽然电子设备不能即使对刚获取到的采样点进行处理, 但是将上述目标采样点作为上述 (k+1) 个采样点中处于中间位置的采样点, 能使得计算而来的上述目标采样点对应的第一特征值更真实地反映上述目标采样点的变化趋势, 能准确对上述目标采样点是否为处于 QRS 波群上的点进行判断。

具体的, 在一个可选的实施方式中, 上述电子设备可以通过以下方式由上述目标采样点确定该目标采样点对应的第一特征值:

1) 假设 x_t 为目标采样点, 取时间窗口为 k+1, 获取窗口内每个采样点的幅值, 得到序列 X_A , 则 $X_A = [x_{t-a}, \dots, x_{t-1}, x_t, x_{t+1}, \dots, x_{t+b}]$, $k=a+b$;

2) 计算序列 X_A 差值绝对值均值 m^A , m^A 即为目标采样点 x_t 对应的第一特征值;

$$m^A = \frac{\sum_{q=t-k}^{q=t+k} (|x_q - x_{q-1}|)}{2k+1};$$

也就是说, 电子设备可以确定包含 (k+1) 个采样点的第二时间窗; 在该第二时间窗中, 上述目标采样点之前存在 n 个采样点, 上述目标采样点之后存在 (k-n) 个采样点; 之后电子设备可以依次计算所述第二时间窗中每个采样点与前一个采样点之间的差值的绝对值, 得到 k 个差值绝对值, 将所述 k 个差值的绝对值的平均值作为所述目标采样点对应的第一

特征值。

S1003: 在上述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于该目标采样点对应的累积变异阈值, 且上述目标采样点对应的第一特征值小于平均变异阈值的情况下, 电子设备将该目标采样点的幅值和该目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理, 得到目标数值, 并将该目标采样点的幅值更新为所述目标数值。

上述目标采样点对应的累积变异阈值由上述目标采样点对应的第一特征序列以及在所述目标采样点之前的 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列确定。

具体的, 步骤 S1003 中关于“上述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于该目标采样点对应的累积变异阈值”以及“电子设备将该目标采样点的幅值和该目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理, 得到目标数值, 并将该目标采样点的幅值更新为所述目标数值”的详细内容可以参考前述对图 6 中步骤 S602 的相关描述, 此处不再赘述。

上述目标采样点对应的平均变异阈值由上述目标采样点对应的第一特征值以及在所述目标采样点之前的 i 个采样点对应的 i 个第一特征序列确定。具体的, 该 i 个采样点中任一采样点对应的第一特征值的具体作用和确定方式可以参考前述对上述目标采样点对应的第一特征值的相关说明, 此处不再赘述。

同理, 在上述电子设备对上述待降噪信号去噪的过程中, 该电子设备都是先确定上述待降噪信号中的一个采样点为目标采样点, 在通过前述说明中的方式确定该目标采样点对应的第一特征值。在对该目标采样点的幅值进行处理之后, 则该电子设备即将上述目标采样点的下一个采样点作为新的目标采样点, 以相同的方式获取这个新的目标采样点对应的第一特征值。不难理解的, 当目标采样点变化时, 目标采样点对应的第二时间窗也会相应的往后移动 (一般是移动一个采样点的位置)。同样以前述图 8 为例, 若采样点 801 之前存在一个幅值为 100 的采样点 800, 那么在电子设备将采样点 801 作为目标采样点对齐进行去噪之前, 采样点 800 即为历史目标采样点, 则采样点 801 对应的第一特征值即为 $(5+1+2+3+4+5+2+7+7)/10=3.6$; 而采样点 800 对应的第一特征值即为 $(4+5+1+2+3+4+5+2+7)/10=3.3$ 。

也就是说, 电子设备都曾将上述目标采样点之前的每个采样点都作为目标采样点, 并求得了这些采样点对应的第一特征值。在本方法中, 电子设备在确定上述目标采样点对应的第一特征值之后, 电子设备会根据上述目标采样点对应的第一特征值以及上述目标采样点之前的 i 个采样点对应的第一特征值确定一个阈值, 即上述目标采样点对应的平均变异阈值。这个累积变异阈值表征将上述目标采样点对应的第一特征值以及上述目标采样点之前的 i 个采样点对应 v 个第一特征值进行拼接的得到的序列后, 这个序列中的绝大部分元素的值所呈现出来的一个分布范围。当序列中有一个元素的值大于或等于这个平均变异阈值时, 就表示该元素的值明显大于该序列中其他元素的值, 即该元素是一个发生了突变的元素, 这正好与心电信号中 QRS 波群的突变性、尤其是 R 波上采样点的斜率的突变性相契合。因此, 在本方法中, 如果上述目标采样点对应的第一特征值小于该目标采样点对应的平均变异阈值, 就表示该目标采样点很可能是上述待降噪信号中位于平稳段信号中的采样点, 则电子设备可以利用平均滤波法, 将该目标采样点的幅值和该目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理, 得到目标数值, 并将该目标采样点的幅值更新为所述目标数

值，以此达到对该目标采样点的去噪效果。相应的，如果上述目标采样点对应的第一特征值大于或等于该目标采样点对应的平均变异阈值，就表示该目标采样点很可能是上述待降噪信号中位于 QRS 波群的采样点，为了保护 QRS 波群的特征，则上述电子设备不改变上述目标采样点的幅值。

具体的，电子设备可以将上述目标采样点对应的第一特征序值与所 i 个采样点对应的 i 个第一特征值进行拼接，得到第三序列。并利用四分位法确定所述第三序列对应的异常值，将该第三序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的累积变异阈值。可选的，该第三序列对应的异常值为该第二序列对应的极度异常值。上述利用四分位法确定所述第三序列对应的异常值的过程可以用公式概括为：

$$C_A = k1 * \text{percentile}(M_{AH}, 75) - k2 * \text{percentile}(M_{AH}, 25);$$

其中，“ $*$ ”表示乘积运算， C_A 即为上述累积变异阈值， $M_{AH} = [m_{t-i}^A, m_{t-i+1}^A, m_{t-i+2}^A, \dots, m_t^A]$ ， M_A 为上述目标采样点对应的第一特征值， M_{A-1} 为上述目标采样点前一个采样点对应的第一特征值，以此类推； M_{AH} 即为上述第三序列。 $\text{percentile}(M_{AH}, 75)$ 表示 M_{AH} 序列的 75 分位点数（上四分位点）， $\text{percentile}(M_{AH}, 25)$ 表示 M_{AH} 序列的 25 分位点数（下四分位点）。 $k1$ 、 $k2$ 的取值为 $k1=4$ 、 $k2=3$ ，或者 $k1=2.5$ 、 $k2=1.5$ 。当 $k1=4$ 、 $k2=3$ 时， C_A 为该第三序列对应的极度异常值；当 $k1=2.5$ 、 $k2=1.5$ 时， C_A 为该第三序列对应的中度异常值。不难看出，随着目标采样点的更换，电子设备也会自适应的更新上述平均变异阈值。

同样以前述说明中的采样点 800 对应的第一特征序列和采样点 801 对应的第一特征序列为例进行说明。为了便于说明，这里假设上述 v 的值为 1， i 为 7，且采样点 801 为上述目标采样点，基于采样点 801 构造的第三序列为 $[6, 2.7, 4, 3.5, 5, 3.3, 3.6]$ 。结合前述说明可知，采样点 801 对应的第一特征序列为 $[4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0]$ ，而采样点 801 对应的 $C_B=28$ ；采样点 801 对应的 $C_A = 4 * 5 - 3 * 3.3 = 10.1$ ， $m^A=3.6$ ；

则采样点 801 对应的第一特征序列为 $[4, 0, 1, 3, 6, 0, 5, 7, 0]$ 中元素的值均小于 25，且则电子设备将目标采样点 801 对应的第一特征值 m^A 小于 C_A ，则电子设备将确定目标采样点 801 为 Q 平稳段信号中的采样点，则电子设备将目标采样点 801 的幅值更新为采样点 801 周围 m 个采样点的幅值之和的平均值。

需理解，对于一些非正常的心电信号，该信号中 QRS 波群中 R 波的方向可能会发生逆

转。例如，对于一些患有心脏疾病的人而言，其心电信号中 QRS 波群中的 R 波可能会由于患者心肌缺血而呈现为倒置状态。在这种情况下，R 波中采样点的上升趋势和下降趋势也就发生了逆转，那么 R 波的波峰和波谷与 PR 段和 ST 段之间的变化趋势也会生翻转。在这种情况下，如果仅通过构造目标采样点对应的第一特征序列来分析该目标采样点的位置的话，很可能就会得出错误的结论，并且在去噪过程中很可能采用不恰当的方式来对该目标采样点的幅值进行处理。但是，目标采样点对应的第一特征值只关注采样点幅值变化幅度，不关注采样点幅值的变化趋势，如果将目标采样点对应的第一特征值和目标采样点对应的第一特征序列一起对目标采样点所处的区域进行判断，就可以极大概率降低对异常心电信号上采样点位置的判断，确定该目标信号点是否是位于 QRS 波群上的点，并在保留 Q 波和 S 波特征的前提下对信号中平稳段信号的噪声去噪。此外，即使是对于正常的心电信号，目标采样点对应的第一特征值也有利于电子设备更快速且更准确的辨别其是否是 R 波上的采样点。

在一个可选的实施方式中，上述目标采样点对应的第一特征序列和第一特征值可以分别对应于目标采样点的两个数据特征 F_B 和 F_A 。其中，若目标采样点对应的第一特征值 m^A 与大于或者等于目标采样点对应的平均变异阈值 C^A ，则该目标采样点的特征 $F_A = 1$ ，反之 $F_A = 0$ ；上述目标采样点对应的第一特征序列 M_B 中存在至少一个元素大于等于述目标采样点对应的累积变异阈值 C_B ，则上述目标采样点的数据 $F_B = 1$ ，反之 $F_B = 0$ 。结合前述说明可知，对于目标采样点对应的幅值，若 $F_A = 0$ 且 $F_B = 0$ ，则表示目标采样点为平稳段信号中（抑制区域）的采样点，则将目标采样点的幅值更新为目标采样点周围 m 个采样点的幅值之和的平均值；若 F_A 与 F_B 中至少有一个数据特征的值为 1，则表示目标采样点为 QRS 波群中（非抑制区域）的采样点，则保持目标采样点的幅值不变。具体如下列表 1 所示：

表 1

数据特征的值	条件	对目标采样点幅值的处理方式
$F_A = 0$ 且 $F_B = 0$	m^A 小于 C^A ，且 M_B 中全部元素的值都小于 C_B （目标采样点位于平稳段信号中）	更新为目标采样点周围 m 个采样点的幅值之和的平均值
$F_A = 0$ 且 $F_B = 1$	m^A 小于 C^A ，且 M_B 中存在至少一个元素的值大于或等于 C_B （目标采样点位于 Q 波或 S 波上）	保持不变

$F_A = 1$ 且 $F_B = 1$	m^A 大于或等于 C^A , 且 M_B 中存在至少一个元素的值大于或等于 C_B (目标采样点位于 QRS 波群上, 极可能位于 R 波上)	保持不变
-----------------------	--	------

同理, 由于 QRS 波群中采样点幅值具有连续的突变性, 尤其是 R 波上的采样点, 幅值突变性非常明显。那么可以理解的, 对于 QRS 波群上的采样点来说, 这些采样点对应的第一特征序值中就很可能由于采样点幅值剧烈变化而大于这些采样点对应的平均变异阈值。相应的, 对于平稳段信号中的采样点来说, 这些采样点对应的第一特征值中很可能由于采样点幅值之间变异幅度过于小, 其对应的第一特征值很难是大数值, 那么这些采样点对应的第一特征值就基本不太可能大于这些采样点对应的平均变异阈值。

图 11 示出了未进行去噪的初始信号的图像以及为初始信号中各采样点对应的第一特征序值的图像。图 11 中的 (B) 所示的即为未进行去噪的初始信号的图像, 其可以前述说明中初始信号的图像, 图 11 中的 (A) 即为初始信号中各采样点对应的第一特征值的图像。可以看出, 对应于在初始信号中 R 波出现的位置, 图 11 中的 (A) 所示的图像在对应位置也出现了明显且幅值较大的波, 这也进一步验证了在初始信号中 R 波的采样点, 其对应的第一特征值中极可能大于这些采样点对应的平均变异阈值, 电子设备可以较为准确的识别出这些采样点, 不改变其幅值, 并针对性的对平稳段信号中采样点的噪声进行去噪, 能保留心电信号中 QRS 波群的 R 波原始特征, 在保证心电信号的参考价值的前提下对心电信号有效去噪。

本申请实施例还提供了一种电子设备, 该电子设备包括: 一个或多个处理器和存储器; 其中, 存储器与所述一个或多个处理器耦合, 该存储器用于存储计算机程序代码, 该计算机程序代码包括计算机指令, 该一个或多个处理器调用该计算机指令以使得所述电子设备执行前述实施例中的方法。

上述实施例中所用, 根据上下文, 术语“当...时”可以被解释为意思是“如果...”或“在...后”或“响应于确定...”或“响应于检测到...”。类似地, 根据上下文, 短语“在确定...时”或“如果检测到(所陈述的条件或事件)”可以被解释为意思是“如果确定...”或“响应于确定...”或“在检测到(所陈述的条件或事件)时”或“响应于检测到(所陈述的条件或事件)”。

在上述实施例中, 可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用软件实现时, 可以全部或部分地以计算机程序产品的形式实现。所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载和执行所述计算机程序指令时, 全部或部分地产生按照本申请实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中, 或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输, 例如, 所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务

器或数据中心进行传输。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质，(例如，软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如 DVD)、或者半导体介质(例如固态硬盘)等。

本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，该流程可以由计算机程序来指令相关的硬件完成，该程序可存储于计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法实施例的流程。而前述的存储介质包括：ROM 或随机存储记忆体 RAM、磁碟或者光盘等各种可存储程序代码的介质。

权利要求

1.一种信号的去噪方法，其特征在于，包括：

确定目标采样点对应的第一特征序列，所述目标采样点对应的第一特征序列包括 j 个元素，所述 j 个元素与待去噪信号中的 j 个采样点一一对应，所述 j 个采样点中任意一个采样点对应的元素表征所述任意一个采样点与第一采样点之间的各采样点的上升或下降幅度之和，所述 j 个采样点中任一采样点的下降或上升幅度为所述任一采样点的幅值与所述任一采样点的后一采样点的幅值的差值，所述第一采样点为位于所述任意一个采样点之前的与所述任意一个采样点呈现相反变化趋势、且与所述任意一个采样点距离最近的一个采样点；

在所述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于所述目标采样点对应的累积变异阈值的情况下，将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值，并将所述目标采样点的幅值更新为所述目标数值，所述目标采样点对应的累积变异阈值由所述目标采样点对应的第一特征序列以及在所述目标采样点之前的 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列确定。

2.根据权利要求1所述的方法，其特征在于，

在将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值之前，所述方法还包括：

确定所述目标采样点对应的第一特征值，所述目标采样点对应的第一特征值表征包括所述目标采样点在内、包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中每相邻两个采样点之间幅值差的绝对值的均值；

所述将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到目标数值，包括：

在所述目标采样点对应的第一特征序列中的数值均小于所述目标采样点对应的累积变异阈值，且所述目标采样点对应的第一特征值小于平均变异阈值的情况下，将所述目标采样点的幅值和所述目标采样点周围的 m 个采样点的幅值进行平均处理，得到所述目标数值；所述目标采样点对应的平均变异阈值由所述目标采样点对应的第一特征值以及 i 个采样点对应的第一特征值确定；在待去噪信号中，所述 i 个采样点为在所述目标采样点之前的 i 个采样点。

3.根据权利要求1或2所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

在所述目标采样点对应的第一特征序列中存在至少一个数值大于或等于所述目标采样点对应的累积变异阈值的情况下，保持所述目标采样点的幅值不变；

和/或，所述目标采样点对应的第一特征值大于或等于所述平均变异阈值的情况下，保持所述目标采样点的幅值不变。

4.根据权利要求1-3任一项所述的方法，其特征在于，在确定目标采样点对应的第一特

征序之前, 所述方法还包括:

对初始信号进行高通滤波和低通滤波, 得到所述待去噪信号, 所述初始信号为电子设备采集到的表征用户心律的电信号。

5. 根据权利要求 2-4 任一项所述的方法, 其特征在于, 所述包括所述目标采样点在内、包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中, 所述目标采样点为所述包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中的最后一个采样点; 或, 在包括所述目标采样点在内、包含 $(k+1)$ 个采样点的时间窗中, 所述目标采样点之前以及所述目标采样点之后均存在至少一个采样点。

6. 根据权利要求 1-5 任一项所述的方法, 其特征在于, 所述确定目标采样点对应的第一特征序列, 包括:

以所述目标采样点为起点, 确定包含 $(j+1)$ 个采样点的第一时间窗;

依次计算所述第一时间窗中除最后一个采样点外, 每个采样点与后一个采样点之间的幅值差, 得到 j 个差值;

将所述 j 个差值中小于 0 的数重置为 0, 得到所述目标采样点对应的第一序列;

将所述目标采样点对应的第一序列中的元素依次进行前向累加重构操作, 得到所述 j 个元素, 并将所述 j 个元素作为所述目标采样点对应的第一特征序列; 其中, 所述累加重构操作包括: 在元素的值为 0 的情况下, 保持元素的值不变; 在元素的值不为零的情况下, 将元素的值与之前的元素的值累加直至遇到值为 0 的元素为止, 并将前向累加所得的值作为元素重构后的值。

7. 根据权利要求 2-6 任一项所述的方法, 其特征在于, 所述确定所述目标采样点对应的第一特征值, 包括:

确定包含 $(k+1)$ 个采样点的第二时间窗; 在所述第二时间窗中, 所述目标采样点之前存在 n 个采样点, 所述目标采样点之后存在 $(k-n)$ 个采样点;

依次计算所述第二时间窗中每个采样点与前一个采样点之间的差值的绝对值, 得到 k 个差值绝对值, 将所述 k 个差值的绝对值的平均值作为所述目标采样点对应的第一特征值。

8. 根据权利要求 1-7 任一项所述的方法, 其特征在于, 所述确定目标采样点对应的第一特征序列之后, 所述方法还包括:

将所述目标采样点对应的第一特征序列与所述 v 个采样点对应的 v 个第一特征序列进行拼接, 得到第二序列,

利用四分位法确定所述第二序列对应的异常值, 将所述第二序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的累积变异阈值。

9. 根据权利要求 2-8 任一项所述的方法, 其特征在于, 所述确定目标采样点对应的第一特征值之后, 所述方法还包括:

利用所述目标采样点对应的第一特征值与所述 i 个采样点对应的 i 个第一特征值构造第

三序列；

利用四分位法确定所述第三序列对应的异常值，将所述第三序列对应的异常值确定为所述目标采样点对应的平均变异阈值。

10.根据权利要求 8 或 9 任一项所述的方法，其特征在于，所述目标采样点对应的累积变异阈值为利用四分位法确定的所述第二序列对应的极度异常值，和/或，所述目标采样点对应的平均变异阈值为利用四分位法确定的所述第三序列对应的极度异常值。

11.一种电子设备，其特征在于，所述电子设备包括：一个或多个处理器、存储器和显示屏；

所述存储器与所述一个或多个处理器耦合，所述存储器用于存储计算机程序代码，所述计算机程序代码包括计算机指令，所述一个或多个处理器调用所述计算机指令以使得所述电子设备执行如权利要求 1-10 中任一项所述的方法。

12.一种芯片系统，其特征在于，所述芯片系统应用于电子设备，所述芯片系统包括一个或多个处理器，所述处理器用于调用计算机指令以使得所述电子设备执行如权利要求 1-10 中任一项所述的方法。

13.一种计算机可读存储介质，包括指令，其特征在于，当所述指令在电子设备上运行时，使得所述电子设备执行如权利要求 1-10 中任一项所述的方法。

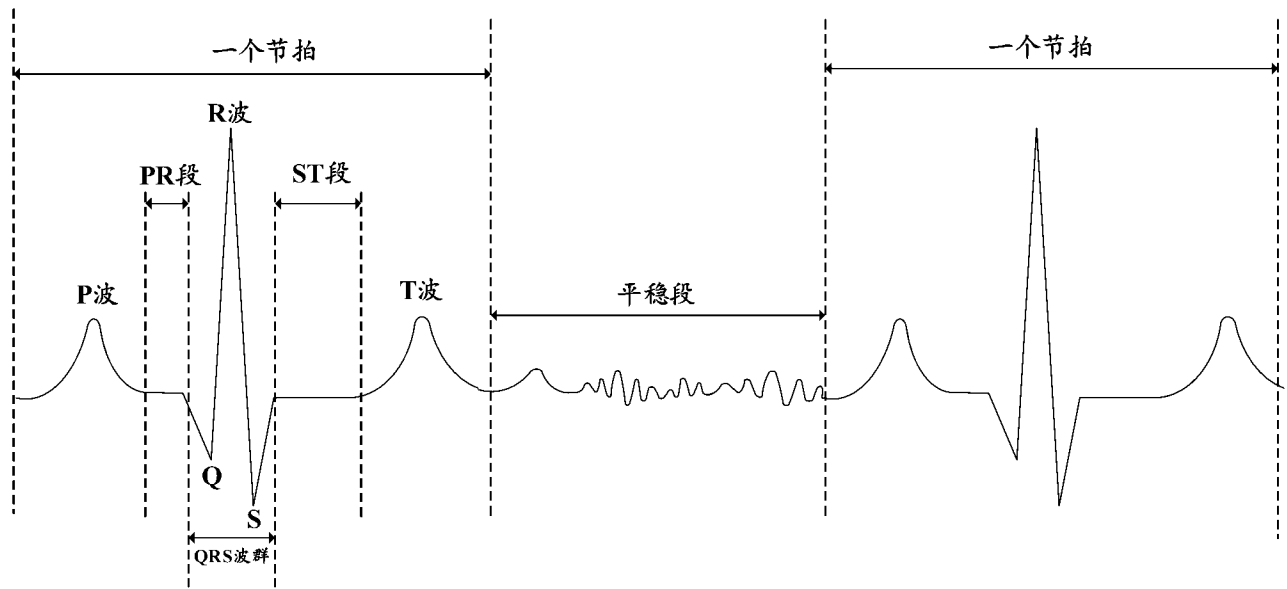


图 1

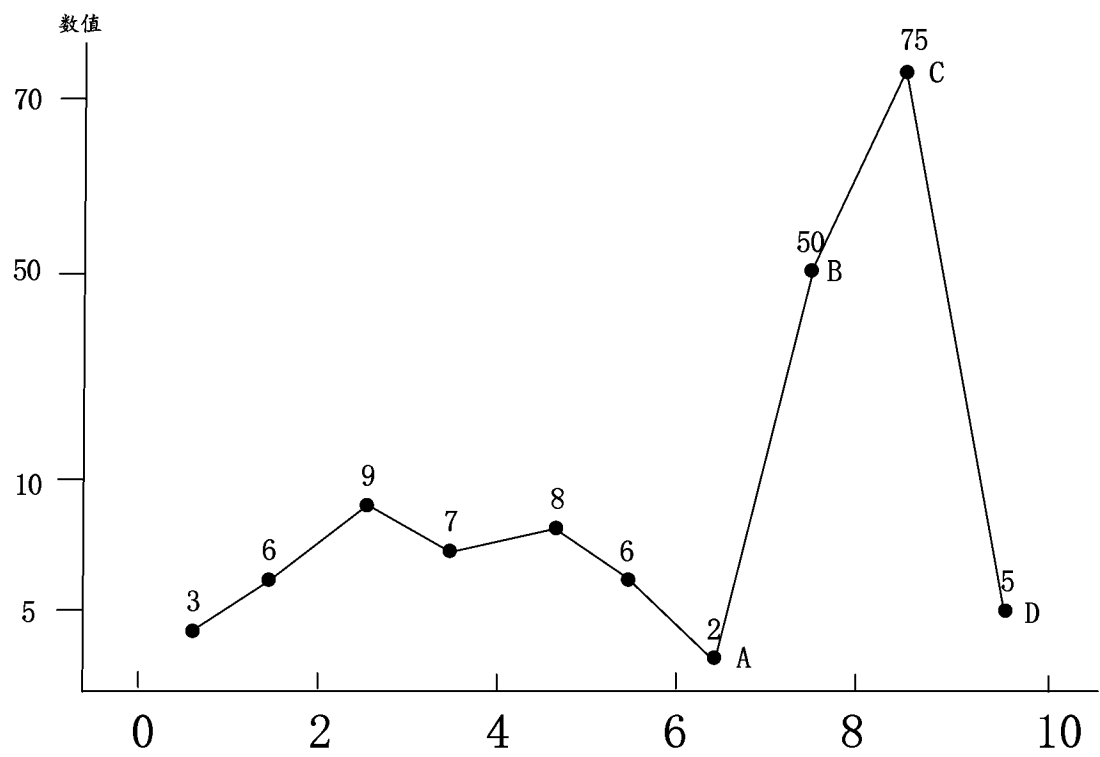


图 2

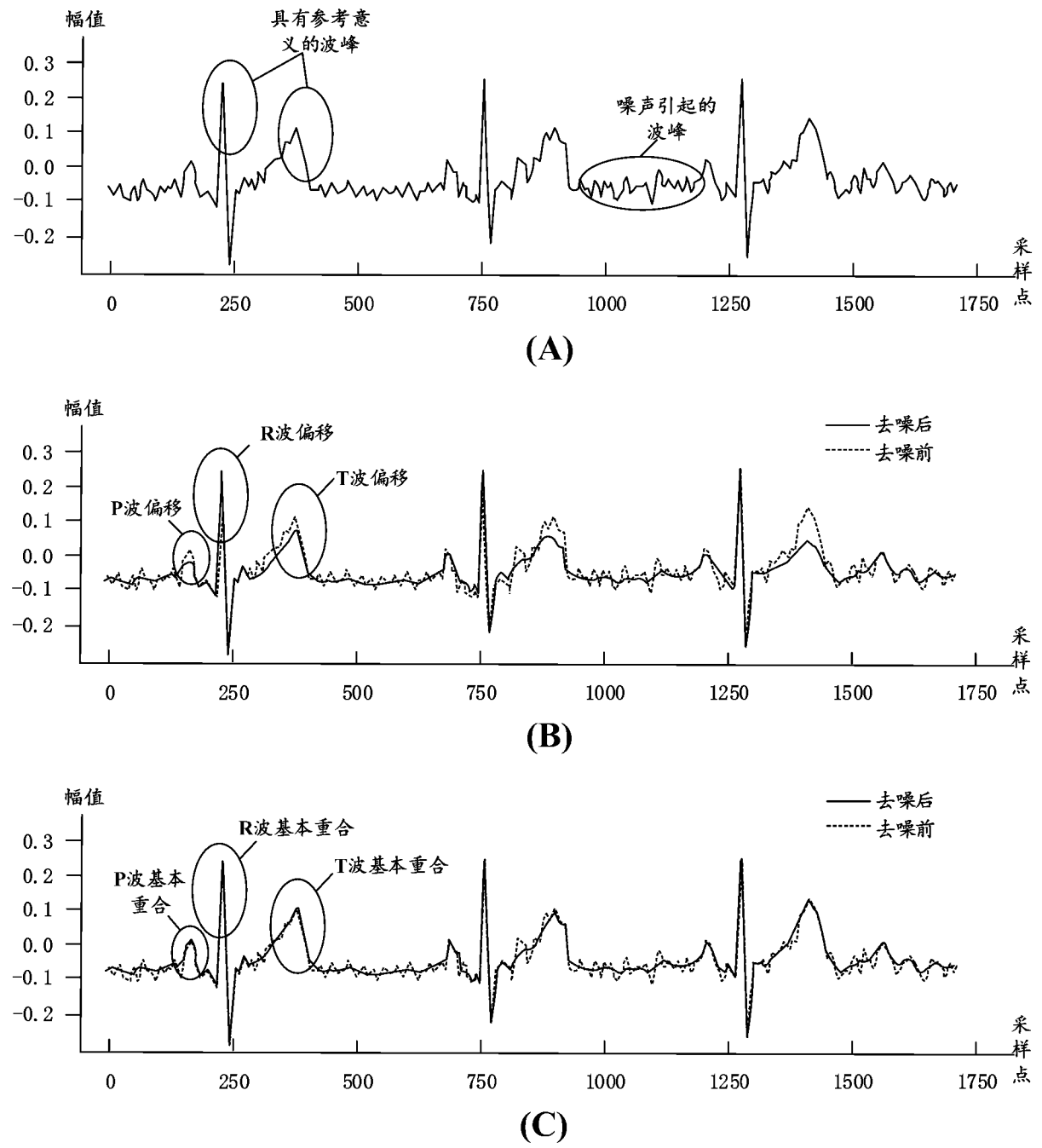
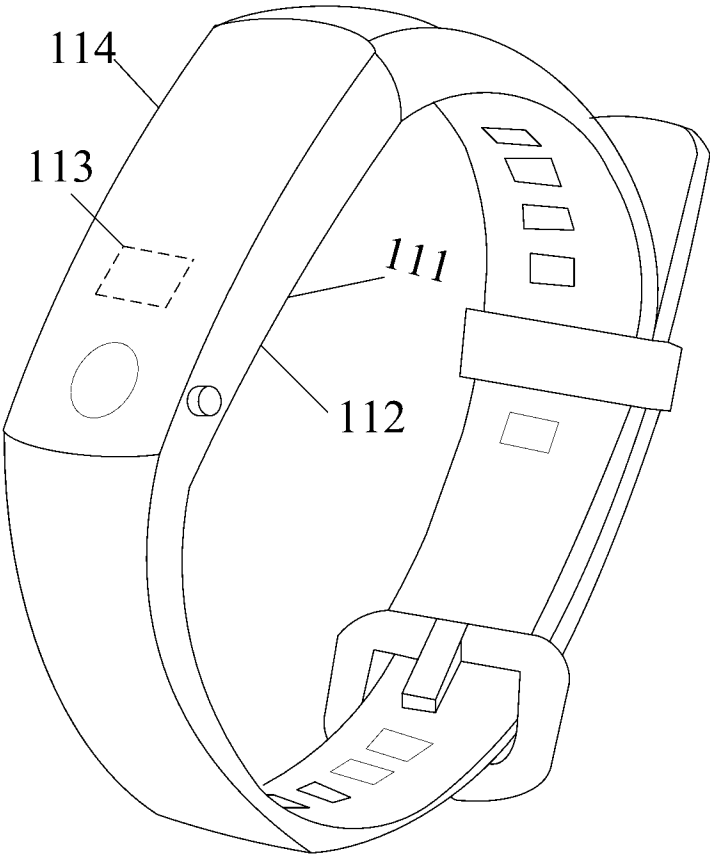
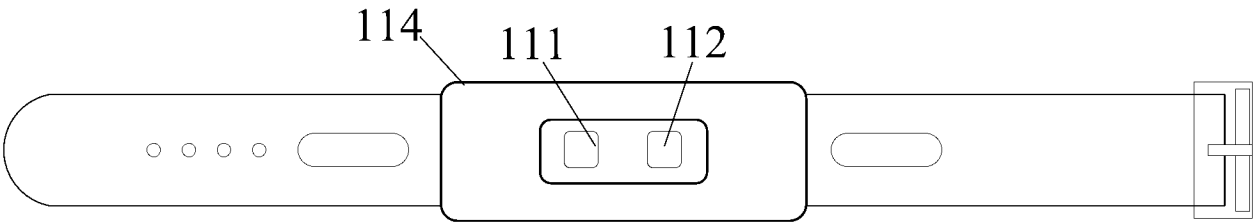


图 3



(A)



(B)

图 4

电子设备100

天线

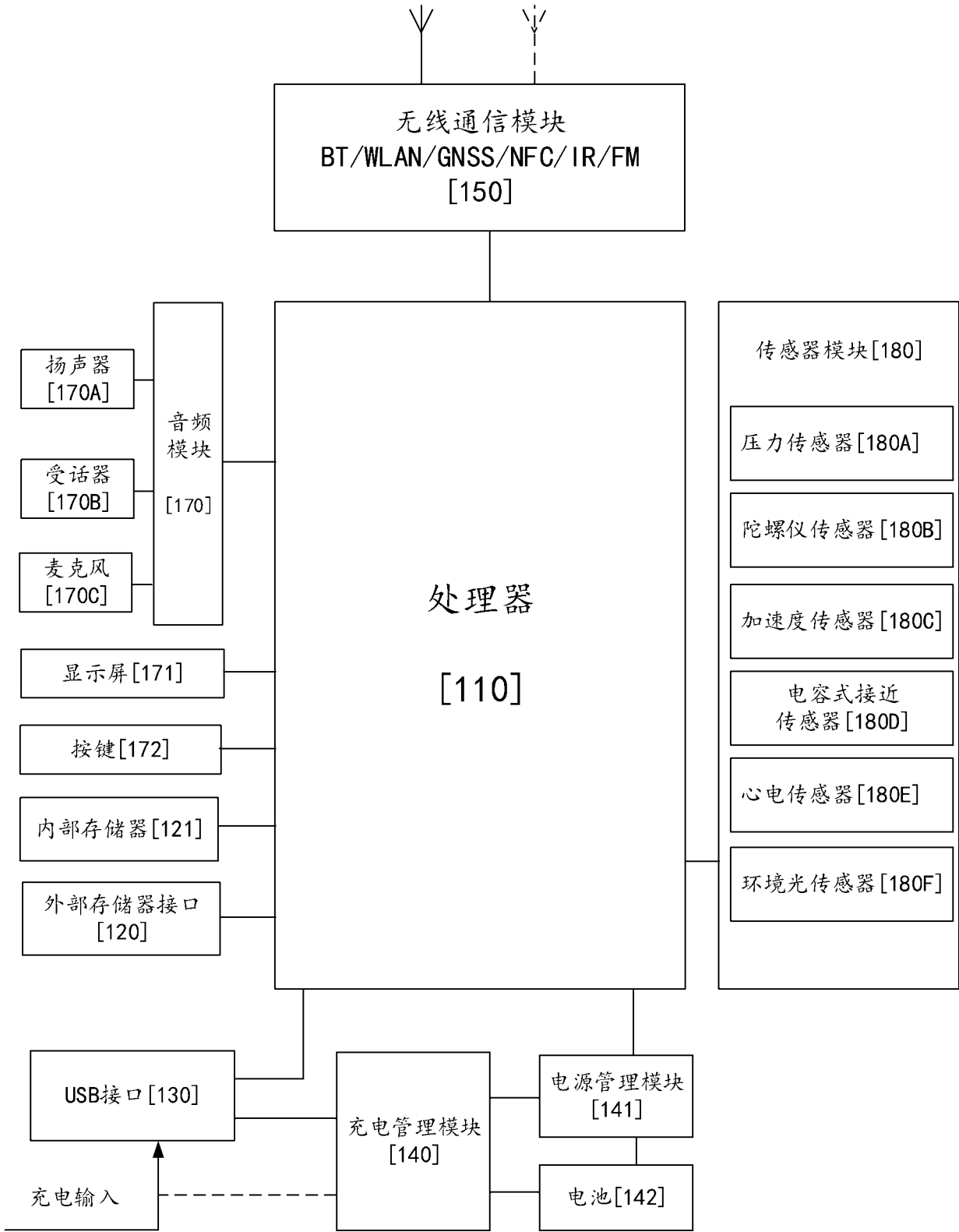


图 5

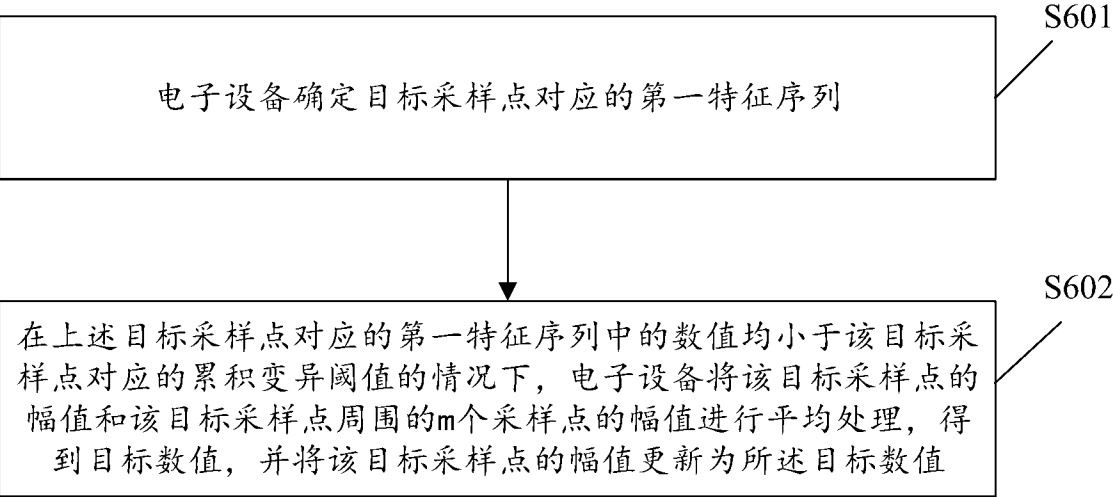


图 6

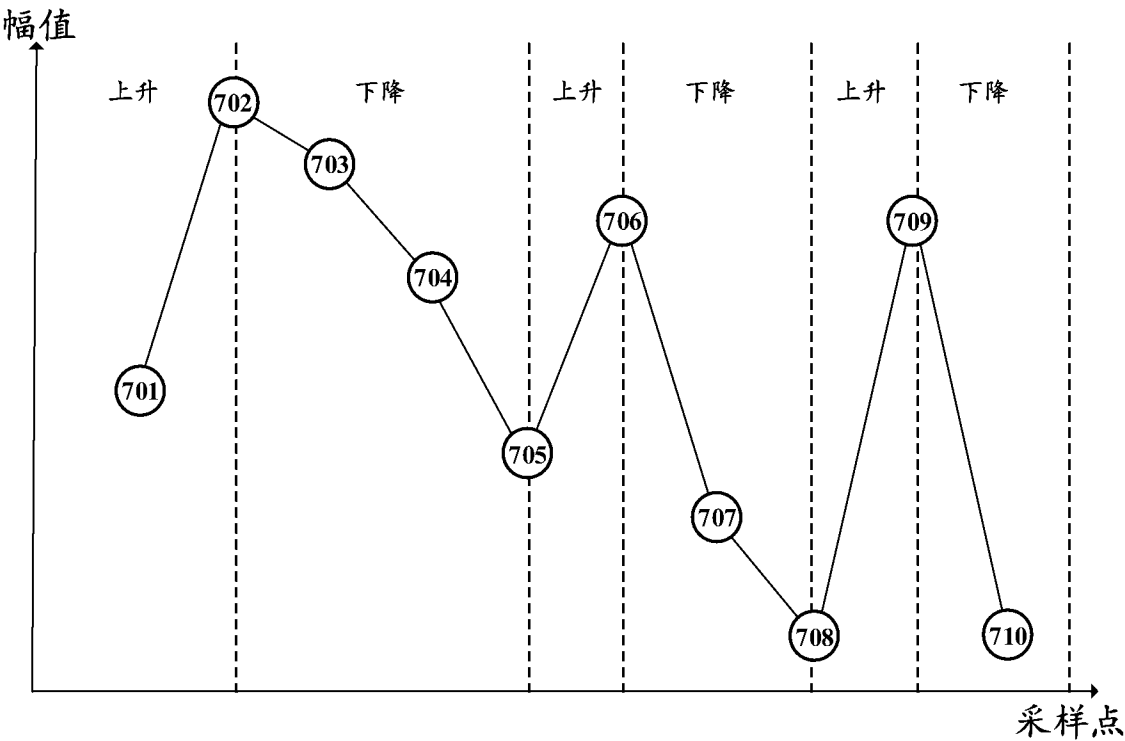


图 7

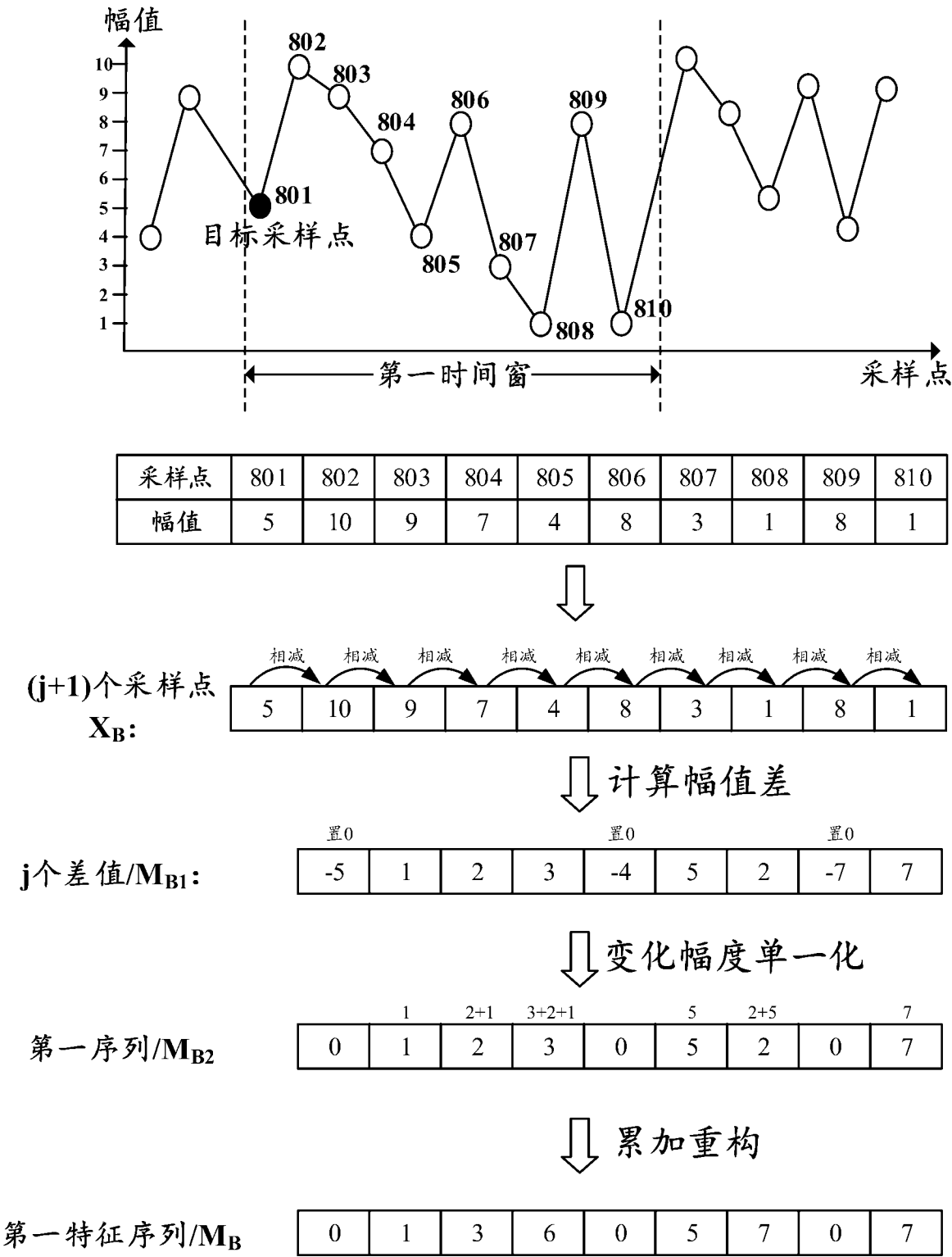


图 8

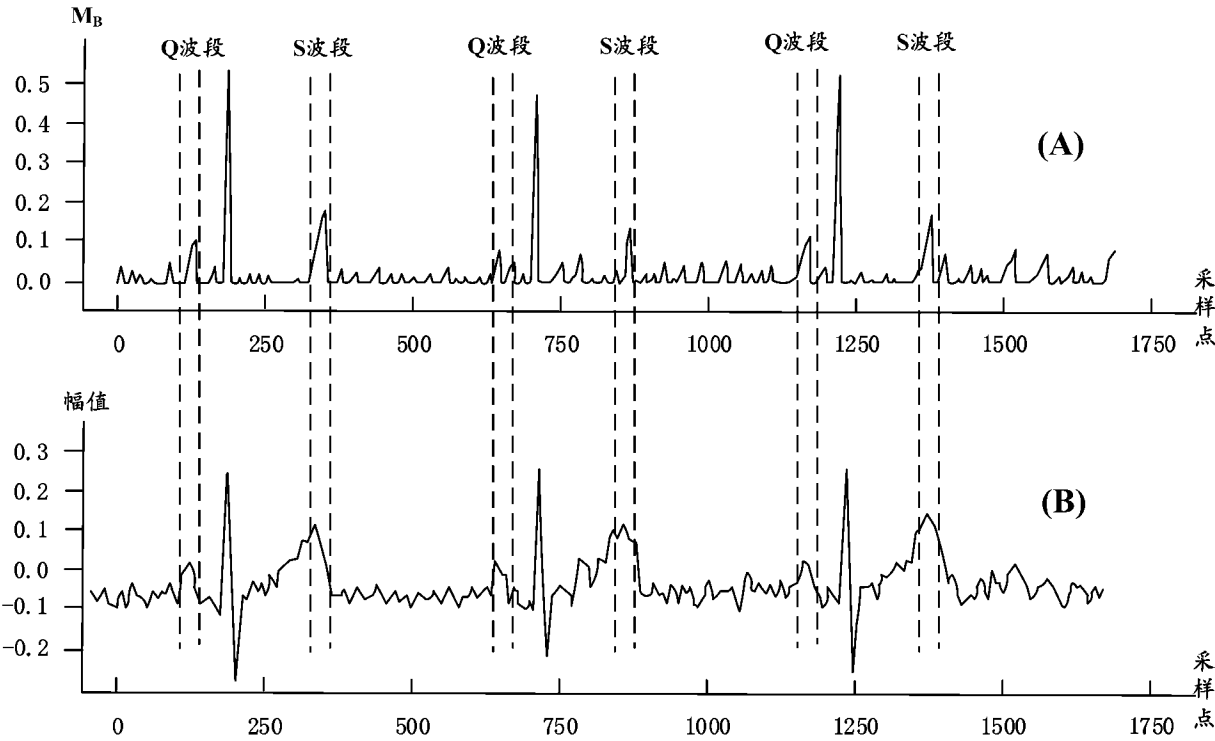


图 9

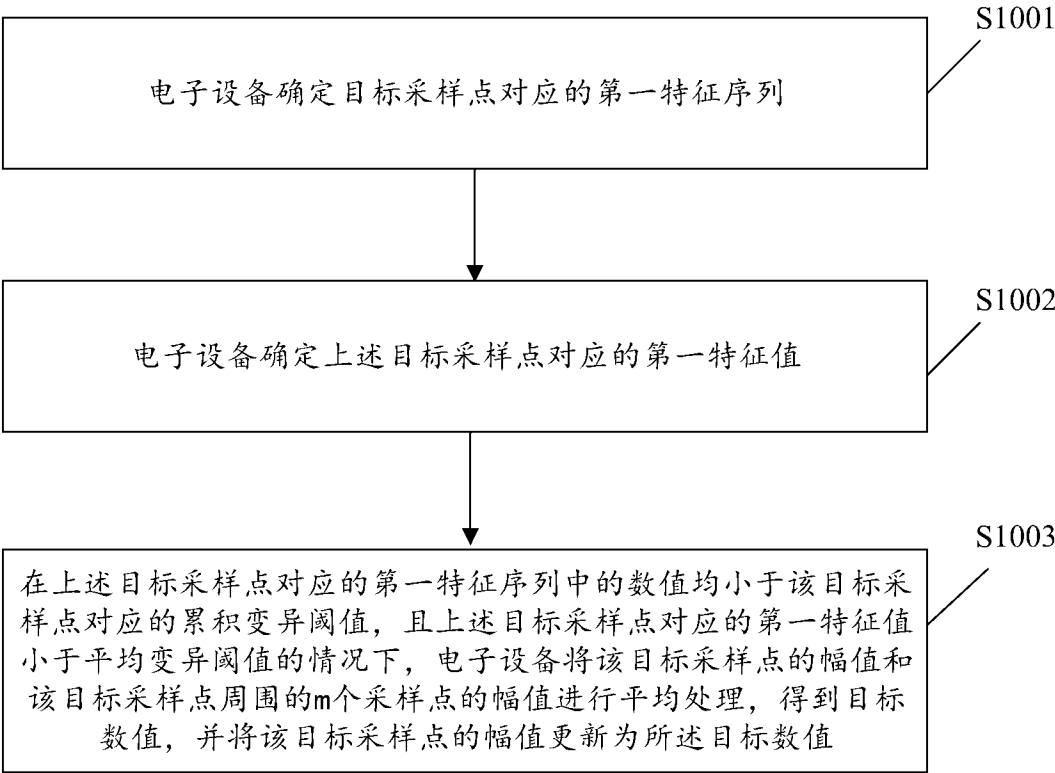


图 10

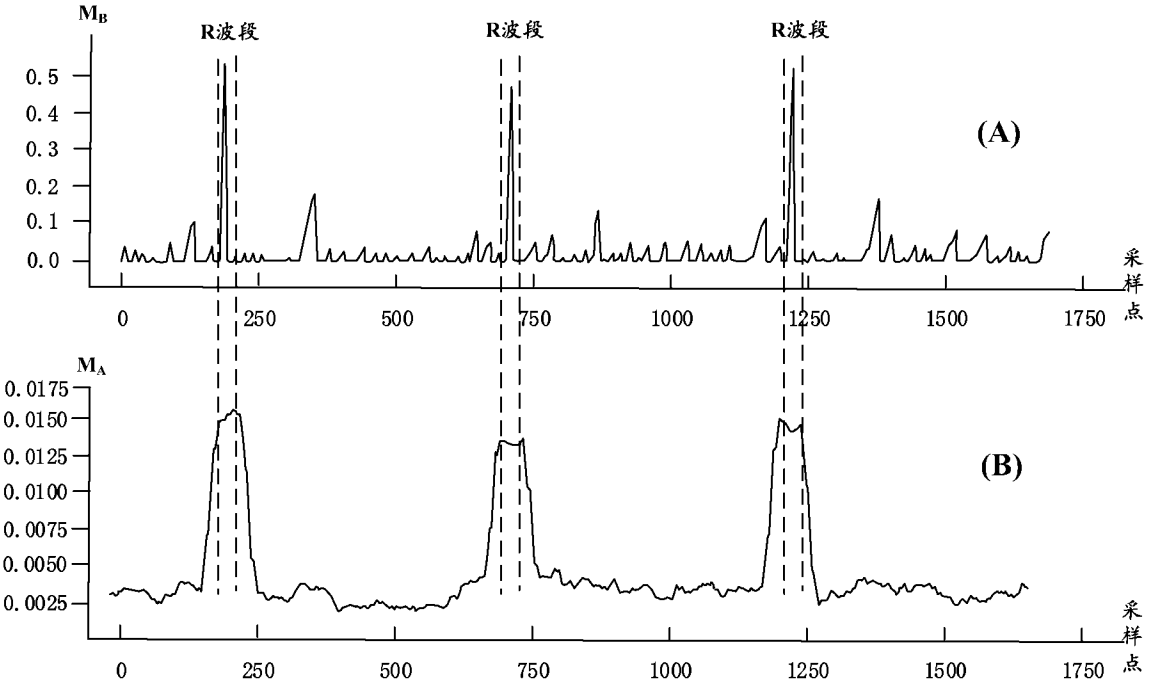


图 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2023/117833

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/00(2006.01)i; A61B 5/366(2021.01)i; A61B 5/352(2021.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS; CNTXT; CNKI; VEN; ENTXT; ENTXTC; WPABSC; IEEE: 荣耀, 信号, 心电, 去噪, 降噪, 滤波, 分段, 片段, 平稳, 采样, 阈值, signal, ECG, noise, filter, segment, sample, threshold

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 114521899 A (WUHAN XINLUO TECHNOLOGY CO., LTD.) 24 May 2022 (2022-05-24) description, paragraphs [0031]-[0180], and figures 1-8	1-13
A	CN 114938951 A (NANJING TUODAO MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 26 August 2022 (2022-08-26) entire document	1-13
A	CN 106889984 A (HEBEI UNIVERSITY) 27 June 2017 (2017-06-27) entire document	1-13
A	US 2007260151 A1 (CLIFFORD GARI D) 08 November 2007 (2007-11-08) entire document	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“D” document cited by the applicant in the international application

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 November 2023

Date of mailing of the international search report

01 December 2023

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District,
Beijing 100088

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2023/117833

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	114521899	A	24 May 2022	None	
CN	114938951	A	26 August 2022	None	
CN	106889984	A	27 June 2017	None	
US	2007260151	A1	08 November 2007	None	

A. 主题的分类 A61B5/00(2006.01)i; A61B 5/366(2021.01)i; A61B 5/352(2021.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) IPC: A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNABS;CNTXT;CNKI;VEN;ENTXT;ENTXTC;WPABSC;IEEE:荣耀, 信号, 心电, 去噪, 降噪, 滤波, 分段, 片段, 平稳, 采样, 阈值, signal, ECG, noise, filter, segment, sample, threshold		
C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 114521899 A (武汉心络科技有限公司) 2022年5月24日 (2022 - 05 - 24) 说明书第[0031]-[0180]段, 附图1-8	1-13
A	CN 114938951 A (南京佗道医疗科技有限公司) 2022年8月26日 (2022 - 08 - 26) 全文	1-13
A	CN 106889984 A (河北大学) 2017年6月27日 (2017 - 06 - 27) 全文	1-13
A	US 2007260151 A1 (CLIFFORD GARI D) 2007年11月8日 (2007 - 11 - 08) 全文	1-13
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “D” 申请人在国际申请中引证的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2023年11月21日		国际检索报告邮寄日期 2023年12月1日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088		授权官员 王传利 电话号码 (+86) 0512-88996696

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2023/117833

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	114521899	A	2022年5月24日	无	
CN	114938951	A	2022年8月26日	无	
CN	106889984	A	2017年6月27日	无	
US	2007260151	A1	2007年11月8日	无	