



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107041743 B

(45)授权公告日 2020.03.24

(21)申请号 201710216936.1

(22)申请日 2017.04.05

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107041743 A

(43)申请公布日 2017.08.15

(73)专利权人 张丽敏

地址 210046 江苏省南京市栖霞区仙林大道163号

(72)发明人 张丽敏 胡佳伟 顾秀秀 闫锋
丁健文 王涟

(74)专利代理机构 南京知识律师事务所 32207

代理人 李湘群

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

(续)

(56)对比文件

CN 105286857 A, 2016.02.03,

CN 103549950 A, 2014.02.05,

CN 102178522 A, 2011.09.14,

KR 101293248 B1, 2013.08.09,

李雪飞. 心电自动分析系统的研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 工程科技II辑》.2007,(第5期),第29-31页.

H.H.So et al.DEVELOPMENT OF QRS DETECTION METHOD FOR REAL-TIME AMBULATORY CARDIAC MONITOR.《Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society》.2002,第289-292页.

李阳 等.基于移动窗口的QRS波快速识别.《生物医学工程学杂志》.2013,第30卷(第5期),第988-992页.

雷莎莎.便携式心电监测仪检测算法的研究及实现.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 工程科技II辑》.2013,(第7期),第18-23页.

Heba Khamis et al..QRS Detection Algorithm for Telehealth Electrocardiogram Recordings.《IEEE Transactions on Biomedical Engineering》.2016,第63卷(第7期),第1377-1388页. (续)

审查员 李馥然

权利要求书2页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

一种心电信号实时R波检测方法

(57)摘要

本发明涉及一种心电信号实时R波检测方法。该方法在现有斜率法检测算法的基础上,通过实时更新幅值筛选阈值和斜率比较阈值,并增加R波间隔校验,能够在较大干扰情况下以更高的正确率实时检测R波。本发明具有方法简单,实时性好,克服干扰能力强,准确率高的显著优点,适用于便携式可穿戴心电监测设备的实时R波检测。

CN 107041743 B



[转续页]

[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56) 对比文件

李延军 等.QRS波群检测常用算法的比较.
《生物医学工程学进展》.2008,第29卷(第2期),

第101-107页.

K. F. Tan etc al..DETECTION OF THE
QRS COMPLEX, P WAVE AND T WAVE IN
ELECTROCARDIOGRAM.《 2000 First
International Conference Advances in
Medical Signal and Information
Processing》.2002,第41-47页.

1. 一种心电信号实时R波检测方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 原始心电信号去噪处理:采集到的原始心电信号中的噪声包括工频干扰、基线漂移及运动噪声,利用高通滤波器去除基线漂移和运动噪声,使用陷波滤波器法去除50Hz工频干扰及其谐波,得到去噪后的心电信号数据;

2) 幅值阈值求取:若去噪后的心电信号数据为心电信号的第一个20秒,对心电信号数据进行幅值筛选,得到样本 $R(n)$, $n=1, 2, \dots, N$, N 为正整数;选样本 $R(n)$ 前10s数据中的10个最大值,为防止信号中出现幅值较大的噪声,取样本 $R(n)$ 中的第三个至第十二个为最大值的样本,求其平均值并以此平均值作为幅值阈值 A_t :

$$A_t = \frac{R(3) + R(4) + \dots + R(11) + R(12)}{10} \quad (1)$$

若去噪后的心电信号数据不为心电信号的第一个20秒,则幅值阈值 A_t 由步骤10)的更新公式(5)计算;

3) R波识别数据筛选:根据步骤2)中得到的幅值阈值 A_t ,选取心电信号数据幅值在 $[0.72 \cdot A_t, 1.75 \cdot A_t]$ 范围内的数据进行R波识别,记为数据 $x(n)$,对于幅值不在此范围的数据,不予识别;

4) 斜率阈值求取:若步骤3)中得到幅值筛选后的数据 $x(n)$ 为心电信号的第一个20秒,信号长度为 L ,根据公式(2)求得斜率:

$$S(1) = -2x(1-2) - x(1-1) + x(1+1) + 2x(1+2), 1=3, \dots, L-2 \quad (2)$$

并取此20秒数据中斜率 $S(1)$ 的最大值作为斜率阈值 S_t 和斜率修正值 $\max i$ 的初始值,若数据 $x(n)$ 不为心电信号的第一个20秒,则斜率阈值 S_t 和斜率修正值 $\max i$ 由步骤10)的更新公式(6)至(7)计算;

5) QRS波起始点确定:计算出第一个20秒之后的每组20秒数据的斜率,并与斜率阈值 S_t 比较,当连续两个心电信号数据的斜率 $S(1)$ 和 $S(1+1)$ 均大于阈值 S_t 时,认为斜率 $S(1)$ 对应的数据点是一个QRS波段的起点,记该起点的幅值为 H ;

6) QRS波段R波初判:步骤5)中检测到一个QRS波段的起点后,在此波段中找到幅值最大的点,该最大点暂记为R波位置;

7) RR间隔确定:已检测出序号为 n 的R波位置记为 $P(n)$,由公式(3)计算出RR间隔记 I_r , T_s 为采样频率 F_s 的倒数:

$$I_r(n) = (P(n) - P(n-1)) \cdot T_s \quad (3)$$

平均RR间隔 I_{ra} 由公式(4)计算实现,采取最近检测到的10个间隔 I_r 确定,

$$I_{ra} = \frac{I_r(n-10) + I_r(n-9) + \dots + I_r(n-2) + I_r(n-1)}{10} \quad (4)$$

8) QRS波段R波排除:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该最大点与其前一个R波间隔时间 $I_r(n) > 1.66 \cdot I_{ra}$,则该最大点与其前一个R波之间可能存在幅值较低的R波漏判,此时降低幅度阈值,令 $A_t = 0.6 \cdot A_t$,若 $I_r(n) < 0.6 \cdot I_{ra}$,该最大点与其前一个R波间隔过小,认定为误判;

9) QRS波段R波确定:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该最大点与其前一个R波间隔时间 $I_r(n) \in (0.6 \cdot I_{ra}, 1.66 \cdot I_{ra})$,则认定为识别到一个R波,并记该最大点的幅值为 H_R ;

10) 阈值更新:幅值阈值 A_t 、斜率阈值 S_t 和斜率修正值 $maxi$ 的值根据公式(5)–(7)自适应更新:

$$A_t = \frac{A(n-10) + A(n-9) + \dots + A(n-3) + A(n-2)}{9} \quad (5)$$

$$S_t = 0.5 * maxi \quad (6)$$

$$maxi = \left(\frac{H_R - H - maxi}{16} \right) + maxi \quad (7)$$

其中, $A(n)$ 为序号为 n 的R波的幅值;

11) 阈值自适应更新后,重复步骤2),直至数据停止传输。

2. 根据权利要求1所述的一种心电信号实时R波检测方法,其特征在于,步骤2)中,最大值存在选取规则:为避免前10个最大值中存在同一个R波峰值附近的点,利用高通滤波器去除噪声后的数据每 m 个中取一个,然后按照所取点的幅值从大到小排序; m 的数值由R波峰值下降到0之间的时间决定,设采样率为 F_s ,正常心电信号的一个QRS波群宽度约0.06~0.1s,信号幅度从0到R波峰值再下降到0的时间约为0.03s, $m = \lfloor 0.03 * F_s / 2 \rfloor$, 其中, $\lfloor 0.03 * F_s / 2 \rfloor$ 表示向下取整,即不超过 $0.03 * F_s / 2$ 的最大整数。

一种心电信号实时R波检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心电信号R波实时检测的改进方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病发病率越来越高,已成为目前对人类生命构成最大的危害疾病之一。心电图(ECG)作为心脏状态的重要表征,在检测心脏疾病时起到非常重要的作用。传统的PC监护仪价格昂贵,体积庞大,不便移动且主要集中在医院,而无法实时监护患者的病情,给病人和医生带来很大不便。随着嵌入式和网络通讯技术的飞速发展,可穿戴式心电监护设备应运而生,它具有低成本、体积小、可靠性高、操作简单等优点,适用于个人、家庭、中小型医院和社区医疗单位。可穿戴式心电监护设备需要快速对动态心电信号进行实时检测和心脏疾病的自动诊断,以便能为用户提供紧急救护、疾病预警、医学咨询和指导等多种服务,因此需要一种准确的实时心电R波检测方法。

[0003] 目前,心电R波检测方法有:差分阈值法,小波变换法、神经网络法、模板匹配法和斜率法等。其中,差分阈值法正确率较高,但易受到噪声的干扰;小波变换法和神经网络法识别正确率高,但算法复杂,不适合用于实时检测;模板匹配法算法简单,但对高频噪声和基线漂移很敏感。斜率法算法简单,可实现实时检测,满足实时心电监测的要求,但识别正确率通常不高,如Chan等人提到的一种利用斜率法检测R波的实时性算法(Tan K F, Chan K L, Choi K. Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram [C]//International Conference on Advances in Medical Signal&Information Processing. IET, 2000:41-47),该方法的阈值选取固定而导致检测正确率较低。

发明内容

[0004] 针对上述现有技术中存在的缺陷,本发明的目的是为了提高斜率法R波实时检测正确率,提出了一种改进的实时R波检测算法,通过实时更新幅值筛选阈值和斜率比较阈值,并增加R波间隔校验,使得R波检测正确率显著提高,而算法运算量只有少量增加,适用于便携式可穿戴心电监测设备的实时R波检测。

[0005] 本发明提供一种心电信号实时R波检测方法,包括如下步骤:

[0006] 1) 原始心电信号去噪处理:采集到的原始心电信号中的噪声包括工频干扰、基线漂移及运动噪声,利用高通滤波器去除基线漂移和运动噪声,使用陷波滤波器法去除50Hz工频干扰及其谐波,得到去噪后的心电信号数据;

[0007] 2) 幅值阈值求取:若去噪后的心电信号数据为心电信号的第一个20秒,对心电信号数据进行幅值筛选,得到样本 $R(n)$, $n=1, 2, \dots, N$, N 为正整数;选样本 $R(n)$ 前10s数据中的10个最大值,为防止信号中出现幅值较大的噪声,取样本 $R(n)$ 中的第三个至第十二个为最大值的样本,求其平均值并以此平均值作为幅值阈值 A_t :

$$[0008] \quad A_t = \frac{R(3) + R(4) + \dots + R(11) + R(12)}{10} \quad (1)$$

[0009] 若去噪后的心电信号数据不为心电信号的第一个20秒,则幅值阈值 A_t 由步骤10)的更新公式(5)计算;

[0010] 3) R波识别数据筛选:根据步骤2)中得到的幅值阈值 A_t ,选取心电信号数据幅值在 $[0.72*A_t, 1.75*A_t]$ 范围内的数据进行R波识别,记为数据 $x(n)$,对于幅值不在此范围的数据,不予识别;

[0011] 4) 斜率阈值求取:若步骤3)中得到幅值筛选后的数据 $x(n)$ 为心电信号的第一个20秒,信号长度为 L ,根据公式(2)求得斜率:

$$[0012] \quad S(1) = -2x(1-2) - x(1-1) + x(1+1) + 2x(1+2), 1=3, \dots, L-2 \quad (2)$$

[0013] 并取此20秒数据中斜率 $S(1)$ 的最大值作为斜率阈值 S_t 和斜率修正值 max_i 的初始值,若数据 $x(n)$ 不为心电信号的第一个20秒,则斜率阈值 S_t 和斜率修正值 max_i 由步骤10)的更新公式(6)至(7)计算;

[0014] 5) QRS波起始点确定:计算出第一个20秒之后的每组20秒数据的斜率,并与斜率阈值 S_t 比较,当连续两个心电信号数据的斜率 $S(1)$ 和 $S(1+1)$ 均大于阈值 S_t 时,认为斜率 $S(1)$ 对应的数据点是一个QRS波段的起点,记该起点的幅值为 H ;

[0015] 6) QRS波段R波初判:步骤5)中检测到一个QRS波段的起点后,在此波段中找到幅值最大的点,该最大点暂记为R波位置;

[0016] 7) RR间隔确定:已检测出序号为 n 的R波位置记为 $P(n)$,由公式(3)计算出RR间隔 I_r , T_s 为采样频率 F_s 的倒数:

$$[0017] \quad I_r(n) = (P(n) - P(n-1)) * T_s \quad (3)$$

[0018] 平均RR间隔 I_{ra} 由公式(4)计算实现,采取最近检测到的10个间隔 I_r 确定,

$$[0019] \quad I_{ra} = \frac{I_r(n-10) + I_r(n-9) + \dots + I_r(n-2) + I_r(n-1)}{10} \quad (4)$$

[0020] 8) QRS波段R波排除:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该最大点与其前一个R波间隔时间 $I_r(n) > 1.66*I_{ra}$,则该最大点与其前一个R波之间可能存在幅值较低的R波漏判,此时降低幅度阈值,令 $A_t = 0.6*A_t$,若 $I_r(n) < 0.6*I_{ra}$,该最大点与其前一个R波间隔过小,认定为误判;

[0021] 9) QRS波段R波确定:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该最大点与其前一个R波间隔时间 $I_r(n) \in (0.6*I_{ra}, 1.66*I_{ra})$,则认定为识别到一个R波,并记该最大点的幅值为 H_R ;

[0022] 10) 阈值更新:幅值阈值 A_t 、斜率阈值 S_t 和斜率修正值 max_i 的值根据公式(5)-(7)自适应更新:

$$[0023] \quad A_t = \frac{A(n-10) + A(n-9) + \dots + A(n-3) + A(n-2)}{9} \quad (5)$$

$$[0024] \quad S_t = 0.5 * max_i \quad (6)$$

$$[0025] \quad max_i = \left(\frac{H_R - H - max_i}{16} \right) + max_i \quad (7)$$

[0026] 其中, $A(n)$ 为序号为 n 的R波的幅值;

[0027] 11) 阈值自适应更新后,重复步骤2),直至数据停止传输。

[0028] 进一步地,步骤2)中,最大值存在选取规则:为避免前10个最大值中存在同一个R

波峰值附近的点,利用高通滤波器去除噪声后的数据每 m 个中取一个,然后按照所取点的幅值从大到小排序; m 的数值由R波峰值下降到0之间的时间决定,设采样率为 F_s ,正常心电信号的一个QRS波群宽度约 $0.06\sim 0.1s$,信号幅度从0到R波峰值再下降到0的时间约为 $0.03s$, $m = \lfloor 0.03 * F_s / 2 \rfloor$,其中, $\lfloor x \rfloor$ 表示向下取整,即不超过 x 的最大整数。

[0029] 本发明在现有斜率法检测算法的基础上,通过实时更新幅值筛选阈值和斜率比较阈值,以及增加R波间隔校验,能够在较大干扰情况下以更高的正确率实时检测R波,具有方法简单,实时性好,克服干扰能力强,准确率高的显著优点,更适用于便携式可穿戴设备中心电信号的实时R波监测。

附图说明

[0030] 图1是本发明方法流程图。

[0031] 图2是本发明实施例中干性接触心电信号采集方式。

[0032] 图3是本发明实施例中干性接触采集心电信号去噪前后波形图 (a) 原始信号, (b) 陷波滤波器法去噪后的信号, (c) 陷波滤波器法去噪和高通滤波器去噪后的信号。

[0033] 图4是现有斜率法检测R波的检测结果。

[0034] 图5是本发明方法R波检测结果。

具体实施方式

[0035] 本实施例所采取的数据是经过一手表干性采集单导联获取的,一个电极信号取自一只手手腕处,另一个电极信号取自另一只手手指,干性接触测得单导联ECG信号,两个电极采用差分的方法得到两点的电势差,以 $250Hz$ 的采样频率采集心电信号,采样方式如图2。

[0036] 下面结合附图对本发明作进一步的描述和介绍:

[0037] 1) 心电数据进行去噪处理:采用自适应陷波器来去除工频干扰,可在去除 $50Hz$ 及其谐波干扰,采用陷波器滤除 $50Hz$ 工频干扰,高通滤波器截止频率为 $4Hz$ 滤除基线漂移和运动干扰,去噪效果如图3;

[0038] 2) 幅度阈值确定:得到去噪后的数据后,若数据为心电信号的第一个20秒,在前10秒数据中每3个数据取一个,并将取得的数据按幅值由大到小进行排序,记为 $R(n)$, $n=1, 2, \dots, N$, N 为正整数;为防止前10秒数据中出现幅值较大的噪声,从而干扰到初始幅度阈值的取值,根据公式(1)取 $R(n)$ 中的第3至第12个幅值的平均值作为幅度筛选阈值 A_t ,若该数据不为心电信号的第一个20秒数据,则幅度阈值 A_t 由公式(5)更新计算;

[0039] 3) 幅值筛选:得到幅度筛选阈值后,对下一组20秒的数据进行幅值筛选,通过对已有ECG数据作概率分布函数分析可知,幅值在 $[0.72 * A_t, 1.75 * A_t]$ 范围内的数据有可能为R波,对这部分数据进行R波检测,超出此范围的数据一般不是R波,不予识别;

[0040] 4) 斜率阈值和斜率修正值求取:经过幅值筛选后,对符合R波幅值范围的数据 $x(n)$ 进行R波识别。以公式(2)计算斜率,若数据为心电信号的第一个20秒,取此20秒数据中斜率 $S(1)$ 的最大值作为斜率阈值 S_t 和斜率修正值 max_i 的初始值,若该数据不为心电信号的第一个20秒,则斜率阈值 S_t 和斜率修正值 max_i 由公式(6)-(7)更新计算;

[0041] 5) QRS波起始点确定:计算出之后每组20s数据的 $S(1)$,并与 S_t 比较,当连续两个心电信号数据满足 $S(1) > S_t$ 时,认为该处是一个QRS波段的起点,记该点的幅值为 H ;

[0042] 6) QRS波段R波初判:步骤5)中检测到一个QRS波段的起点后,在此波段中找到幅值最大的点,将此点暂记为R波位置;

[0043] 7) RR间隔确定:已检测出的序号为 n 的R波位置记为 $P(n)$,幅值记为 $A(n)$,由公式(3)计算出RR间隔 I_r ,公式(4)计算出平均RR间隔 I_{ra} ;

[0044] 8) QRS波段R波排除:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该点与前一个R波间隔时间 $I_r(n) > 1.66 * I_{ra}$,则此处与上一个R波之间可能存在幅值较低的R波被漏判,此时降低幅度阈值,令 $A_t = 0.6 * A_t$,若 $I_r(n) < 0.6 * I_{ra}$,此处与上一个R波之间间隙过小,认为为误判;

[0045] 9) QRS波段R波确定:根据步骤7)中得到的平均RR间隔 I_{ra} ,在步骤6)检测R波幅值最大点后,若该点与前一个R波间隔时间 $I_r(n) \in (0.6 * I_{ra}, 1.66 * I_{ra})$,则认定为识别到一个R波,并记该点的幅值为 H_R ;

[0046] 10) 阈值更新:幅度阈值 A_t ,斜率阈值 S_t ,和斜率修正值 max_i 的值根据公式(5)-(7)自适应更新;

[0047] 11) 阈值自适应更新后,以新的阈值进行幅值筛选以及R波识别,重复步骤2),数据停止传输后,退出循环,方法结束。

[0048] 采用现有斜率法对图2干性接触采集的心电信号进行R波检测,结果如图4所示。采用本发明所提出的改进的实时R波检测方法对图2干性接触采集的心电信号进行R波检测,结果如图5所示,两图中黑色实线为ECG信号,黑色圆点为检测出的R波位置。由图可知,现有斜率检测方法对形态与R波类似的噪声、较大T波等信号很容易误判为R波,本发明所提出的改进的实时R波检测方法可以有效检测出真正的R波,正确率显著提升,说明了本发明所提方法的可行性。

[0049] 需要说明的是上所述实施例,并非用来限定本发明的保护范围。即凡依本技术方案的基础上所作的等同变换或替代及修饰,皆应落入本发明权利要求所保护的范围。

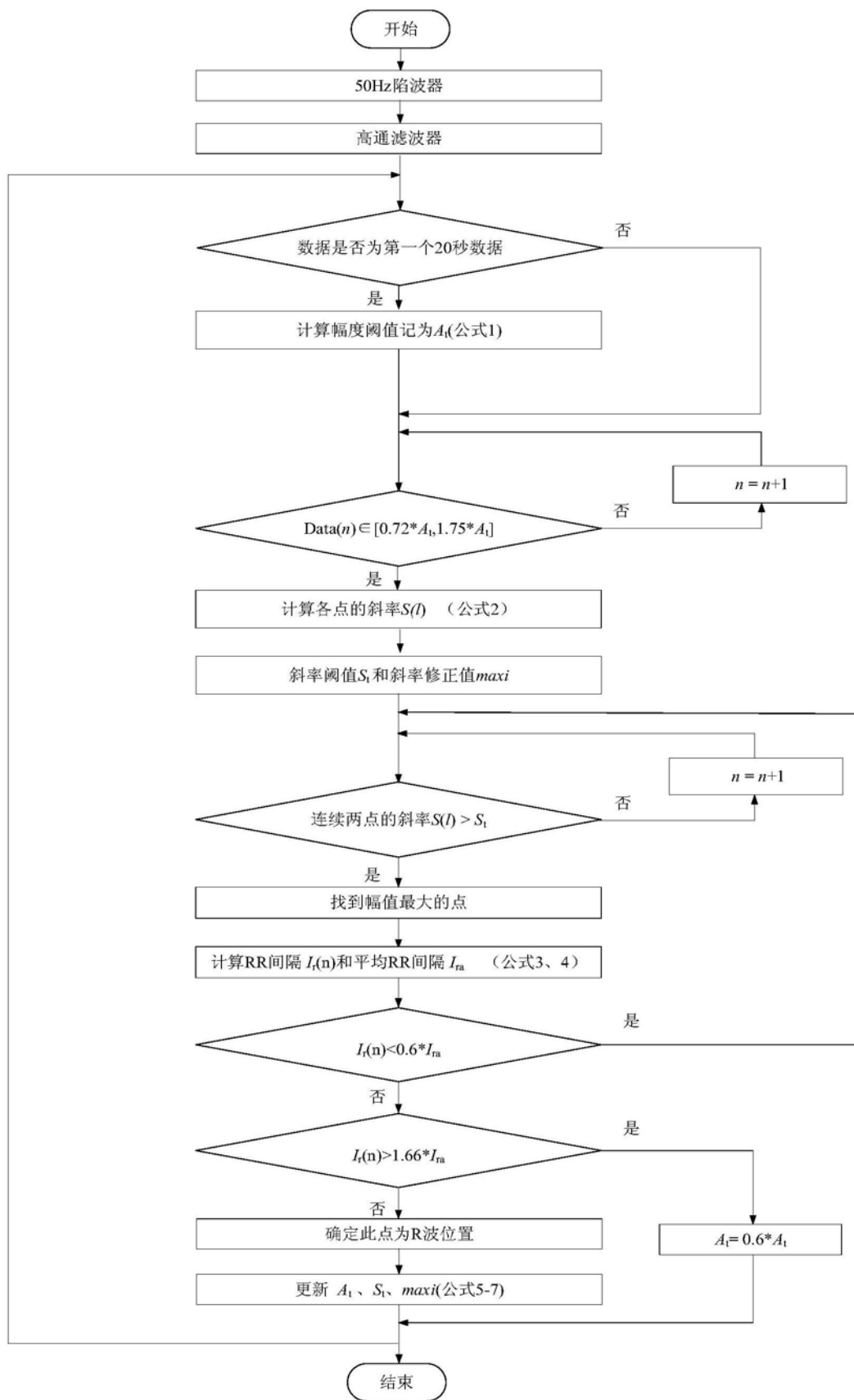
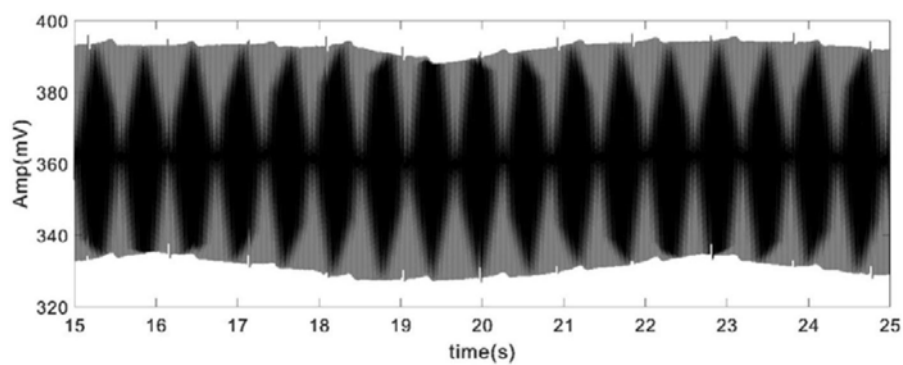


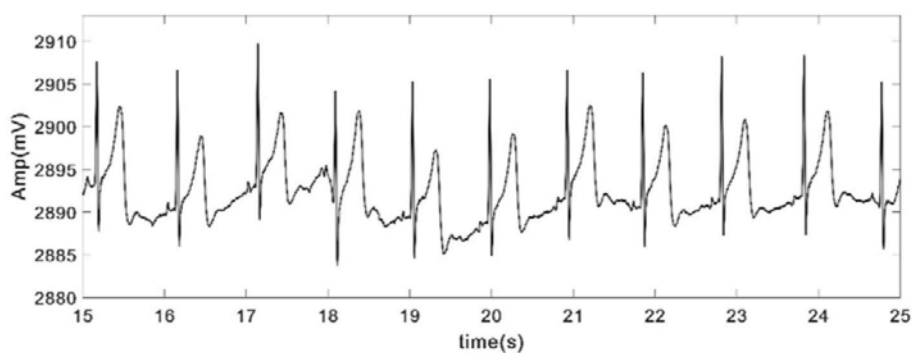
图1



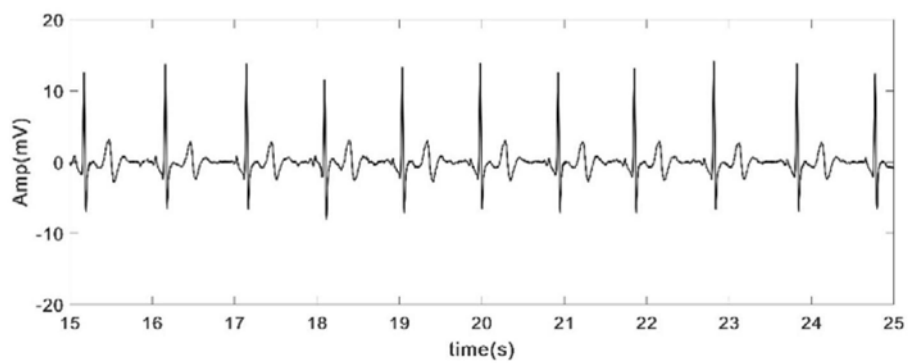
图2



(a)



(b)



(c)

图3

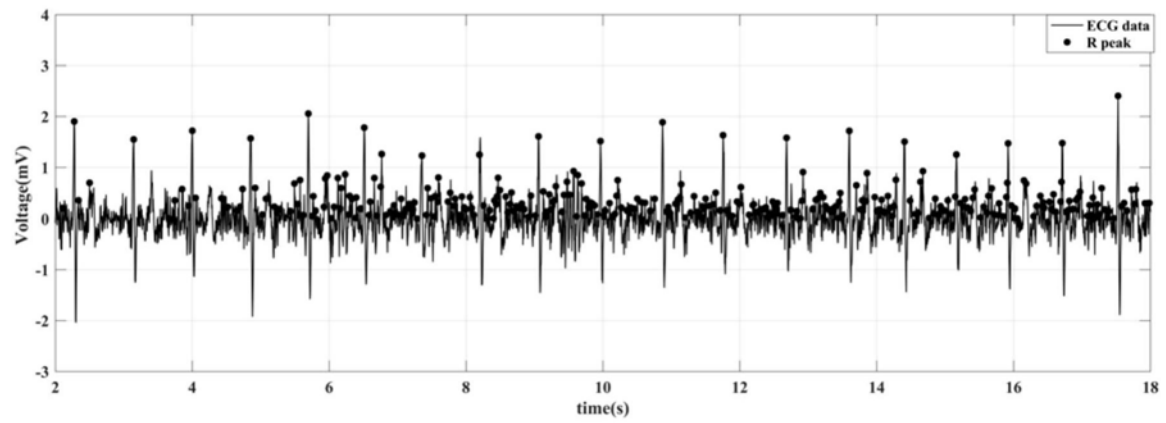


图4

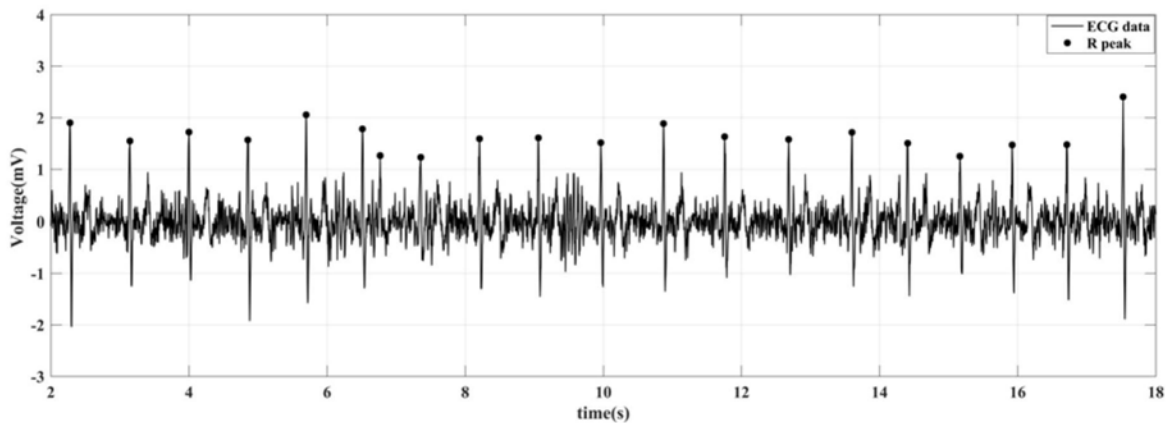


图5

专利名称(译)	一种心电信号实时R波检测方法		
公开(公告)号	CN107041743B	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201710216936.1	申请日	2017-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	张丽敏		
[标]发明人	张丽敏 胡佳伟 顾秀秀 闫锋 丁健文 王涟		
发明人	张丽敏 胡佳伟 顾秀秀 闫锋 丁健文 王涟		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/6801 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
其他公开文献	CN107041743A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种心电信号实时R波检测方法。该方法在现有斜率法检测算法的基础上，通过实时更新幅值筛选阈值和斜率比较阈值，并增加R波间隔校验，能够在较大干扰情况下以更高的正确率实时检测R波。本发明具有方法简单，实时性好，克服干扰能力强，准确率高的显著优点，适用于便携式可穿戴心电监测设备的实时R波检测。

