



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110013247 A
(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201910437430.2

(22)申请日 2019.05.24

(71)申请人 东北大学

地址 110819 辽宁省沈阳市和平区文化路
三巷11号

(72)发明人 徐久强 邵建新 贾玉其 张金鹏
冯家乐

(74)专利代理机构 大连理工大学专利中心
21200

代理人 陈玲玉 梅洪玉

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

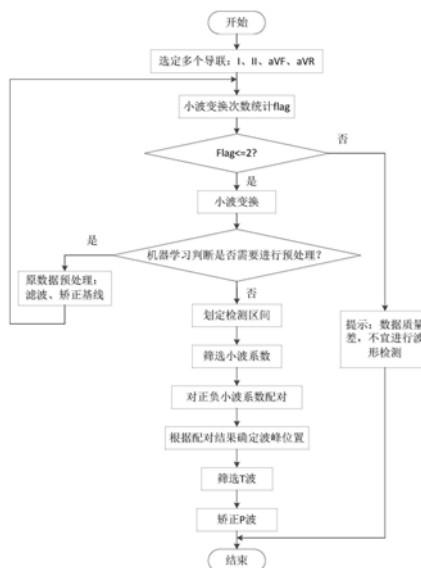
权利要求书3页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法

(57)摘要

本发明属于心电图应用技术领域,提供一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法。该方法采用小波变换、规则匹配、机器学习等算法,先通过小波变换和机器学习相结合的算法进行心电信号的质量评估,根据评估结果决定心电信号的预处理流程,然后在经过小波变换的数据上进行检测区间的定位,接下来是基于规则的P波、T波查找以及区分,最后通过结合多个导联以及P波存在的特点进行P波筛选,最终实现心电图多个P波、T波定位以及区分,突破目前方法寻找单个P的局限性,提高P波、T波检测的准确率。



1. 一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,包括如下步骤:

步骤1:小波变换:对数据进行二次样条小波变换,得到四层小波系数,根据小波系数的分布情况,运用机器学习方法,选择是否需要数据进行预处理;如果不需要数据预处理,直接进行步骤3,如果需要进行预处理,则继续进行步骤2;

步骤2:数据预处理:对目标心电信号进行处理,去除噪声和干扰,矫正基线漂移;

步骤3:划定检测区间:根据已知的R波索引在步骤1已得的小波系数上确定所有R波位置,每个RR间期即为需要的检测区间;

步骤4:在检测区间范围内滤除多余小波系数:根据剩余噪声产生的小波系数和P波、T波产生的小波系数的差异性,筛除噪声干扰;

步骤5:匹配小波系数:根据不同波形对应不同的小波系数组合方式,在考虑中间掺杂噪声产生的小波系数的情况下,制定小波系数匹配规则,确定小波系数组合即确定了目标波的位置;

步骤6:区分P波、T波:根据目标心电数据的多导联波形位置统计、T波与QRS波群时间间隔以及T波存在的必然性,在步骤5确定的目标波的波形中选择出T波,剩余的即为P波和少许噪声波;

步骤7:矫正P波位置:根据PP间期进行初步校正,再通过多导联联合校正P波位置,选取有代表性的导联,依据不同导联P波位置相关性,相互参考对照,删除噪声波,最终找到P波位置。

2. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤1中,二次样条小波变换的公式如下:

第一层小波变换公式,即 $i=0$ 时, j 在区间 $[0, \text{len}(\text{data})-3]$ 范围内:

$$\begin{cases} \text{swa}[i, j+3]=1/4*\text{data}[j+3-0]+3/4*\text{data}[j+3-1]+3/4*\text{data}[j+3-2]+1/4*\text{data}[j+3-3] \\ \text{swd}[i, j+3]=1/4*\text{data}[j+3-0]-3/4*\text{data}[j+3-1]-3/4*\text{data}[j+3-2]+1/4*\text{data}[j+3-3] \end{cases}$$

第二、三、四层小波变换公式,即 $i=1, 2, 3$, j 在区间 $[0, \text{len}(\text{data})-24]$ 范围内:

$$\begin{cases} \text{swa}[i, j+24]=1/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*0]+3/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*1] \\ \quad +3/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*2]+1/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*3] \\ \text{swd}[i, j+24]=-1/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*0]-3/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*1] \\ \quad +3/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*2]+1/4*\text{swa}[i-1, j+24-m*3] \end{cases}$$

其中 data 为原数据数组, swa 为存储四层小波系数的低通滤波数组, swd 为存储四层小波系数的高通滤波数组,再对 swd 进行正负极大值的提取,得到模极大值的分布。

3. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤1中,机器学习方法为支持向量机模型。

4. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤2中,数据预处理,包括首先在 smooth 算法的基础上,加入自动调整模块,根据心电信号的形态自动调整滑动平均的效果,去除心电信号上的大部分高频噪声;再采用形态学滤波和均值滤波相结合的方法矫正基线;最后再次对矫正基线后的数据进行平滑滤波。

5. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤4中,在检测区间范围内分别对正向和负向系数求均值、并以均值的 $1/3$ 作为筛选阈值,筛除多余小波系数。

6. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤5中,小波系数匹配规则如下:

(1) 正常正向波形对应负向极大值和正向极大值组成的模极大值对,同时满足正负向极大值间隔距离小于0.3s,即小于正常的P波、T波的宽度;

(2) 正常负向波形对应正向极大值和负向极大值组成的模极大值对,同时满足间隔小于0.3s;

(3) 先正后负的双向波形对应负向极大值、正向极大值、负向极大值组成的模极大值组合;

(4) 先负后正的双向波形对应正向极大值、负向极大值、正向极大值组成的模极大值组合;

(5) 双峰波形,这种波形需要根据两个峰之间的间隔以及中间凹陷程度确定,双峰明显的波形对应距离近的两对模极大值对,具体正负向极值的顺序根据波的方向确定,若是双峰不明显则与相同方向的单峰波形对应的模极大值对相同。

7. 根据权利要求6所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤5中,在考虑相位差的基础上,根据模极大值对的位置,采用局部距离变换法,即得到候选的P波、T波位置;

所述局部距离变换法,是在待分析信号曲线中选取包含所要提取特征点的一个辅助段 $X(n)$, $n \in [n_s, n_e]$;将辅助段的两端点 n_s, n_e 相连得到一条直线 $L(n)$, $L(n)$ 的方程为:

$$L(n) = X(n_s) + (n - n_s) \frac{X(n_e) - X(n_s)}{n_e - n_s}$$

计算辅助段中任意一点 n 到直线 $L(n)$ 的直线距离的绝对值,将最大值点作为该段信号曲线中的特征点;

当模极大值由两个点组成时,即直接得到 $L(n)$;当由三个点组成时,分别用第一、第二点得到一条直线 $L1(n)$,用第二、第三点得到一条直线 $L2(n)$,并得到两个峰值点;当由四个点组成时,用第一、第二点得到一条直线 $L1(n)$,用第三、四点得到一条直线 $L2(n)$,并得到两个峰值点;

先将确定的模极大值对映射到原始信号位置,并将对应的位置索引作为辅助段的起、止端点,找到的特征点即是需要的波峰位置。

8. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤6中,定位T波的具体步骤如下:

(1) 统计各个RR间期内找到的波峰位置距离前一个R波的距离:

$$RTdis_i^j = peakTP[i, j] - R[i]$$

其中 i 表示第 i 个RR间期, j 表示此RR间期内的第 j 个波峰;

(2) 确定R波到T波的时间间隔;在距离各R波0.16s~0.6s的时间窗口内且距离各R波时间一致的一组候选波判断为T波。

9. 根据权利要求1所述的心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,其特征在于,步骤7中,分为P波初步定位与多导联位置校正两个阶段;

在P波初步定位阶段,根据P波自身性质以及疾病存在情况下P波的特点,分为两类情况

处理：

情况一：当有80%以上的RR间期中只有单个候选P波时，直接进入P波多导联位置矫正阶段，针对的其余20%的RR间期内的候选P波进行校正；

情况二：在不满足情况一时，利用PP间期进行筛选，具体步骤如下：

(1) 计算所有相邻候选P波的时间间隔，对计算出的多个时间间隔进行时间段聚类，聚类后出现元素数最多的类所代表的时间间隔称为主导间隔，用mainPP表示，其余为非主导间隔；主导间隔涉及的候选P波确认为P波；

(2) 再对剩余的非主导间隔进行统计，判断是否与mainPP成倍数关系，若成倍数关系，则该间隔两端候选P波确定为P波；若相邻两个或多个间隔相加与mainPP存在相等或是倍数关系，则最外侧的端点确定为P波，中间点确认为其它情况；若不符合上面两种情况，将相关点标识为其它情况；

在多导联P波位置校正阶段，根据各个导联相互之间关系以及波形质量状况，根据步骤1到步骤7对相关导联进行P波查找、筛选、校正，然后将结果标记到数组中，根据导联找到的候选P波位置，在标记数组中查询，查询在相应位置范围内是否至少有三个波：若满足条件，则认为该导联此处的P波是正确的P波位置，无需矫正；如条件不满足，则表明这个候选波不是P波；依据此方法筛选所有的候选P波，最终结果即为正确的P波位置。

一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法

技术领域

[0001] 本发明属于心电图应用技术领域,具体来说是一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法。

背景技术

[0002] 心电信号是心肌细胞电活动的外在表现形式,心电检查已经成为临床诊断心血管疾病的重要方法,随着心脏监护系统的出现,利用计算机进行心电图的辅助分析与诊断对于心血管疾病的快速诊断和治疗起着关键的作用。

[0003] 目前,根据心电图的波形形态,心电信号计算机辅助分析主要分为P波、T波、QRS波群等的分析。QRS波群的分析已经相对成熟,但由于P波存在波幅小、形态多样、相对于QRS波群个数不确定、位置多样等因素的限制,P波定位以及P波与T波的区分一直是心电信号分析的难点和热点。

[0004] 现存的P波、T波定位方法主要分为两大类:一类是固定窗口搜索法,此类方法是根据医学常识或是常规心电图统计结果给出一个检测区间,在该检测区间内进行P波或是T波的检测,但该方法仅适用于P波位于T波和QRS波群之间的情况,未考虑P波不存在的情况或P波数量多于QRS波群数量且存与QRS波群不相关的P波的情况;另一类方法是QRS-T消除法,这类方法是先将心电信号中的QRS-T段消除,然后在剩余信号中进行P波检测。但是由于心电信号的非平稳特性,不同心拍之间必然存在差异,同时受到噪声等的影响,导致该方法难以完全彻底消除QRS-T段,导致存在的残余信号对P波检测产生不良影响。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于克服现有技术存在的局限性,提供一种心电图多个P波、T波定位以及区分方法,突破目前方法寻找单个P的局限性,提高P波、T波检测的准确率。

[0006] 本发明的具体技术方案为,一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法,包括如下步骤:

[0007] 步骤1:小波变换:对数据进行二次样条小波变换,得到四层小波系数,根据小波系数的分布情况,运用机器学习方法,选择是否需要数据进行预处理。如果不需要数据预处理,直接进行步骤3,如果需要进行预处理,则继续进行步骤2。

[0008] 步骤2:数据预处理:对目标心电信号进行处理,去除各种噪声和干扰,矫正基线漂移。

[0009] 步骤3:划定检测区间:根据已知的R波索引在已得的小波系数上确定所有R波位置,每个RR间期即为需要的检测区间。

[0010] 步骤4:滤除多余小波系数:根据剩余噪声产生的小波系数和P波、T波产生的小波系数的差异性,筛除噪声干扰。

[0011] 步骤5:匹配小波系数:根据不同波形对应不同的小波系数组合方式,在考虑中间可能掺杂噪声产生的小波系数的情况下,制定完善的小波系数匹配规则,确定小波系数组

合即确定了目标波的位置。

[0012] 步骤6:区分P波、T波:基于目标心电数据的多导联波形位置统计、T波与QRS波群时间间隔以及T波存在的必然性,在找到的波形中选择出T波,剩余的即为P波和少许噪声波。

[0013] 步骤7:矫正P波位置:根据PP间期进行初步校正,再通过多导联联合校正P波位置,选取有代表性的多个导联,依据不同导联P波位置相关性,相互参考对照,删除噪声波,最终找到P波位置。

[0014] 本发明的有益效果为:能够解决疾病导致的多个P波定位问题,防止由于P波位于T波前面导致的P波漏检以及T波误检情况,提高了检测结果的准确性和可信度。

附图说明

[0015] 图1是本发明中心电图多个P波、T波检测、区分与定位方法的流程图。

[0016] 图2是存在多个P波的心电信号。

[0017] 图3是小波变换后的效果图。

[0018] 图4是预处理前后信号对比图。

[0019] 图5是小波系数上定位的R波位置。

[0020] 图6是波形定位结果图。

[0021] 图7是P波、T波区分图。

具体实施方式

[0022] 本发明采用的是一种心电图多个P波、T波的检测和区分算法,基于小波变换和规则匹配等算法,通过P波、T波的混合查找,以避免多个P波存在情况的误查、漏查问题,从而提高P波、T波定位的准确性。存在多个P波的心电图如图2所示,下面是结合附图对本发明实施过程的进一步说明。

[0023] 如图1所示,本发明是一种心电图多个P波、T波定位和区分的算法,具体实施步骤如下:

[0024] 步骤1:利用二次样条对数据进行小波变换。人体的心电信号主要频率范围是0.05~100Hz,其大部分能量集中在0.05~45Hz,肌电干扰的频率在5~2kHz,基线漂移的频率的范围一般在0.05~2Hz,虽然与心电信号的频带存在重叠,但经过统计,高频噪声主要集中在第一层、第二层上,基线漂移主要集中在第七层上,而心电图的主要波形集中在第四层上,因此取第四层小波系数,二次样条小波变换的公式如下:

[0025] 第一层小波变换公式,即*i*=0时,*j*在区间[0, len(data)-3]范围内:

[0026]

$$\begin{cases} swa[i, j+3]=1/4*data[j+3-0]+3/4*data[j+3-1]+3/4*data[j+3-2]+1/4*data[j+3-3] \\ swd[i, j+3]=1/4*data[j+3-0]-3/4*data[j+3-1]-3/4*data[j+3-2]+1/4*data[j+3-3] \end{cases}$$

[0027] 第二、三、四层小波变换公式,即*i*=1、2、3,*j*在区间[0, len(data)-24]范围内:

$$[0028] \begin{cases} swa[i, j+24]=1/4*swa[i-1, j+24-m*0]+3/4*swa[i-1, j+24-m*1] \\ \quad +3/4*swa[i-1, j+24-m*2]+1/4*swa[i-1, j+24-m*3] \\ swd[i, j+24]=-1/4*swa[i-1, j+24-m*0]-3/4*swa[i-1, j+24-m*1] \\ \quad +3/4*swa[i-1, j+24-m*2]+1/4*swa[i-1, j+24-m*3] \end{cases}$$

[0029] 其中data为原数据数组,swa为存储四层小波系数的低通滤波数组,swd为存储四层小波系数的高通滤波数组,再对swd进行正负极大值的提取,得到模极大值的分布,结果如图3所示。

[0030] 再运用机器学习的方法对模极大值数据进行分析,这里选取支持向量机模型进行训练,具体步骤如下:

[0031] (1)对模极大值数据进行数据质量标记,分别组成训练集和对应的标签集,本发明主要是选取各种类型数据共计200条,作为训练集;

[0032] (2)使用支持向量机模型(svmtrain)进行质量优劣的二分类训练,并使用测试集来衡量模型性能,最终得到性能好的分类模型;

[0033] (3)将每条区分数据作为模型输入,模型将给出‘优’、‘劣’,这里模型中用‘1’代表质量好的数据,用‘0’代表质量不好的数据,然后标记为‘0’的数据进行步骤S2,对标记为‘1’的数据直接进行步骤3。

[0034] 同时设置一个标记变量flag,用于记录进行小波变换的次数,当flag>2时,直接给出“数据质量差,不宜进行波形检测”的提示,并结束算法。

[0035] 步骤2:对步骤1中判定为质量差的心电信号数据进行预处理。由于心电信号极易受到周围环境的干扰,因此心电信号中存在大量的高频噪声,基线不稳定等问题。本发明采取改进的平滑滤波算法,在smooth算法的基础上,加入自动调整模块,根据心电信号的形态自动调整滑动平均的效果,去除心电信号上的大部分高频噪声;再采用形态学滤波和均值滤波相结合的方法矫正基线;最后为了防止因矫正基线而再次产生的噪声的干扰,将会再次对矫正基线后的数据进行平滑滤波,处理完效果与原图对比如图4所示,图中两条曲线上面信号是处理完波形效果,下面信号是原始波形。然后再对处理后数据进行步骤1。

[0036] 步骤3:在第四层小波系数上划定P波和T波的检测区间。本发明的主要工作集中在寻找多个P波和T波以及二者的区分上,是在R波位置确定的基础上进行的。在三度房室传导阻滞等疾病的情况下,会产生房室分离现象,即这种情况下P波和T波或QRS波群的相对位置不固定,因此本发明将整个RR间期作为检测区间,同时进行P波和T波的检测。首先在第四层小波系数上确定各个R波位置,即确定R波对应的模极大值对,由于R波前后会存在Q波和S波,对应的也会产生模极大值,因此在划定区间时,需要前后减去1/2的R波宽度,其余部分所需的P波和T波检测区间,如图5所示,图中小三角是原始心电图中R波位置,三角形附近用“•”标识的极值对是在第四层小波系数上确定的R波位置,即R波对应的模极大值对。

[0037] 步骤4:根据划定的每个区间里的小波系数情况,进行筛选,进一步滤除噪声对应的小波系数对波形检测产生的不良影响。根据真实心电图测试发现,噪声产生的小波系数都较小,绝大多数情况下小于该区间内同向小波系数均值的1/3,因此本发明分别对正向和负向系数求均值、并以均值的1/3作为筛选阈值,筛除多余小波系数。

[0038] 步骤5:在步骤4处理完的数据上进行模极大值对的匹配及波峰位置的确定。

[0039] 模极大值对的匹配过程是根据不同波形形态对应的模极大值对的特点,综合考虑波形融合以及噪声剩余系数的状况制定完善的规则,这也是本发明的重中之重。下面是各类波形对应的匹配规则:

[0040] (1)正常正向波形对应负向极大值和正向极大值组成的模极大值对,同时满足正向极大值间隔距离小于0.3s,即小于正常的P波、T波的宽度。

[0041] (2) 正常负向波形对应正向极大值和负向极大值组成的模极大值对,同时满足间隔小于0.3s。

[0042] (3) 先正后负的双向波形对应负向极大值、正向极大值、负向极大值组成的模极大值组合。

[0043] (4) 先负后正的双向波形对应正向极大值、负向极大值、正向极大值组成的模极大值组合。

[0044] (5) 双峰波形,这种波形需要根据两个峰之间的间隔以及中间凹陷程度确定,双峰明显的波形对应距离近的两对模极大值对,具体正负向极值的顺序根据波的方向确定,若是双峰不明显则与相同方向的单峰波形对应的模极大值对相同。

[0045] 通过二次样条小波变换原理和实验统计发现,进行小波变换后小波系数相比原图存在向后的相位差,计算相位差的采样点的数量与采样频率相关。确定波峰位置时,在考虑相位差的基础上,根据模极大值对的位置,采用局部距离变换法,即可得到候选的P波、T波位置。

[0046] 局部距离变换法,是在待分析信号曲线中选取包含所要提取特征点的一个辅助段 $X(n)$, $n \in [n_s, n_e]$;将辅助段的两端点 n_s, n_e 相连得到一条直线 $L(n)$, $L(n)$ 的方程为:

$$[0047] \quad L(n) = X(n_s) + (n - n_s) \frac{X(n_e) - X(n_s)}{n_e - n_s}$$

[0048] 计算辅助段中任意一点 n 到直线 $L(n)$ 的直线距离的绝对值,将最大值点作为该段信号曲线中的特征点。

[0049] 由上面步骤可知模极大值的组合可以有两个、三个甚至四个点。当由两个点组成时,即可直接得到 $L(n)$;当由三个点组成时,分别用第一、第二点得到一条直线 $L_1(n)$,用第二、第三点得到一条直线 $L_2(n)$,并得到两个峰值点;当由四个点组成时,用第一、第二点得到一条直线 $L_1(n)$,用第三、四点得到一条直线 $L_2(n)$,并得到两个峰值点。

[0050] 本发明中,在考虑小波变换存在相位差的前提下,先将上面确定的模极大值对映射到原始信号位置,并将对应的位置索引作为辅助段的起、止端点,找到的特征点即是需要的波峰位置,定位结果如图6所示。

[0051] 步骤6:心电图QRS波群是心室的除极波,T波是心室的复极波,由于它们代表身体同一部位信号的互为逆变化的过程,因此总结出QRS波群后一定范围内必有T波,且距离R波时间间隔为0.16s~0.6s,定位T波的具体步骤如下:

[0052] (1) 统计各个RR间期内找到的波峰位置距离前一个R波的距离:

$$[0053] \quad RTdis_i^j = peakTP[i, j] - R[i]$$

[0054] 其中 i 表示第 i 个RR间期, j 表示此RR间期内的第 j 个波峰;

[0055] (2) 确定R波到T波的时间间隔。因为QRS波群与T波成对出现,并且时间间隔相对一致,必然在每个周期都有距离R波位置相对固定的T波,在距离各R波0.16s~0.6s的时间窗口内且距离各R波时间基本一致的一组候选波可判断为T波。这里以500Hz采样频率的心电信号为例,以45个点作为时间一致性的判断阈值,将各RR间期中的候选波依此阈值划分为时间基本一致的 k 组,并记录每组候选波个数,记为 num_k ,同时计算每组波的 $RTdis$ 的均值 $avrRTdis_k$,保存到一个二维列表 R_Tdis 中;

[0056] (3) 根据判断条件:

[0057] $if \exists k, (num_k \geq RR \text{间期个数} - 2) \&\& (avrRTdis_k \geq 0.16s) \&\& (avrRTdis_k \leq 0.6s)$

[0058] 进行判断,如果满足上述条件,则满足条件的一组候选波确定为T波;

[0059] (4) 由于噪声和基线漂移等的影响,如果某个RR间期找不到T波,可根据T波自身性质,用(3)中满足条件的 $avrRTdis_k$ 和该RR间期的前一个R波位置,确定所缺T波位置。

[0060] 经过以上步骤就可以在步骤5的候选波中确定T波,剩余的波即为候选P波。

[0061] 步骤7:此步骤分为P波初步定位与多导联位置校正两个阶段。

[0062] 在P波初步定位阶段,根据P波自身性质以及疾病存在情况下P波的特点,分为两类情况处理:

[0063] 情况一:当有80%以上的RR间期中只有单个候选P时,直接进入P波多导联位置校正阶段,针对的其余20%的RR间期内的候选P波进行校正;

[0064] 情况二:在不满足情况一时,意味着有20%以上RR间期都有多个候选P波或者没有候选P波,这类情况是由于信号质量欠佳或由于房室分离类心脏疾病所引起,此时可以利用PP间期进行筛选,具体步骤如下:

[0065] (1) 计算所有相邻候选P波的时间间隔,对计算出的多个时间间隔进行时间段聚类,聚类后出现元素数最多的类所代表的时间间隔称为主导间隔,用mainPP表示,其余为非主导间隔。主导间隔涉及的候选P波确认为P波。

[0066] (2) 再对剩余的非主导间隔进行统计,判断是否与mainPP成倍数关系,若成倍数关系说明中间有的P波可能与QRS波群或是T波融合,所以该间隔两端候选P波确定为P波;若相邻两个或多个间隔相加与mainPP存在相等或是倍数关系,则最外侧的端点确定为P波,中间点确认为其它情况;若不符合上面两种情况,将相关点标识为其它情况。

[0067] 在多导联P波位置校正阶段,根据各个导联相互之间关系以及波形质量状况,本发明选择I、II、aVF、aVR导联用作校正P波位置的导联。根据步骤1到步骤7对四个相关导联进行P波查找、筛选、校正,然后将结果标记到数组中,以任选导联为例,根据该导联找到的候选P波位置,在标记数组中查询,查询在相应位置范围内是否至少有三个波:若满足条件,则认为该导联此处的P波是正确的P波位置,无需矫正;如条件不满足,则表明这个候选波不是P波。依据此方法筛选所有的候选P波,最终结果即为正确的P波位置,如图7所示,“•”即标注的T波位置,“*”即标注的P波位置。

[0068] 本发明所提供的技术方案为本发明的一种较佳的实现形式,但本发明的实施方式并不局限于此,对于任何一种特定的方法和步骤应用不同的方式来实现所述功能,未背离本发明的精神实质和原理的行为,均应为等效的置换方式,都在本发明的保护范围之内。

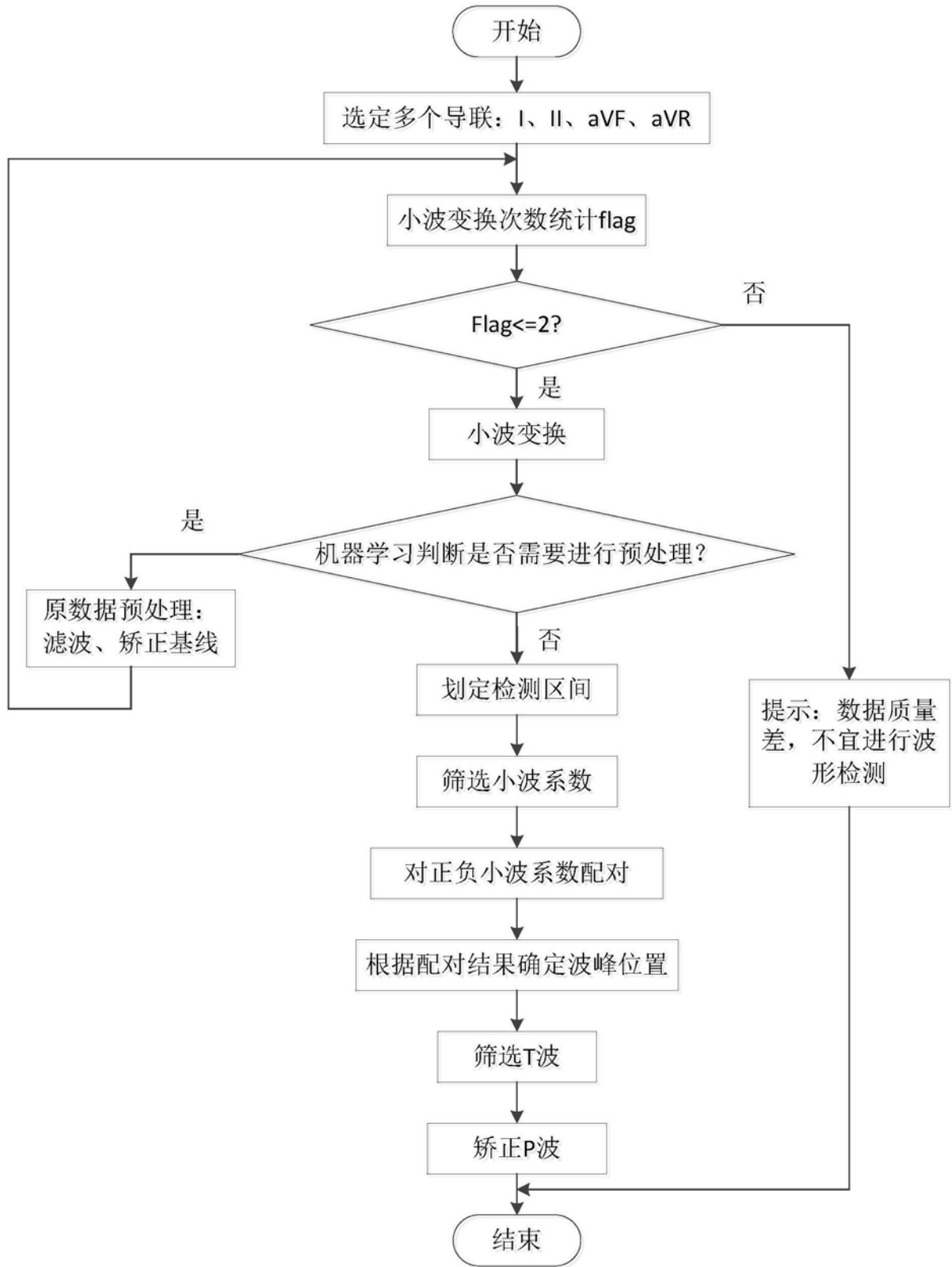


图1



图2

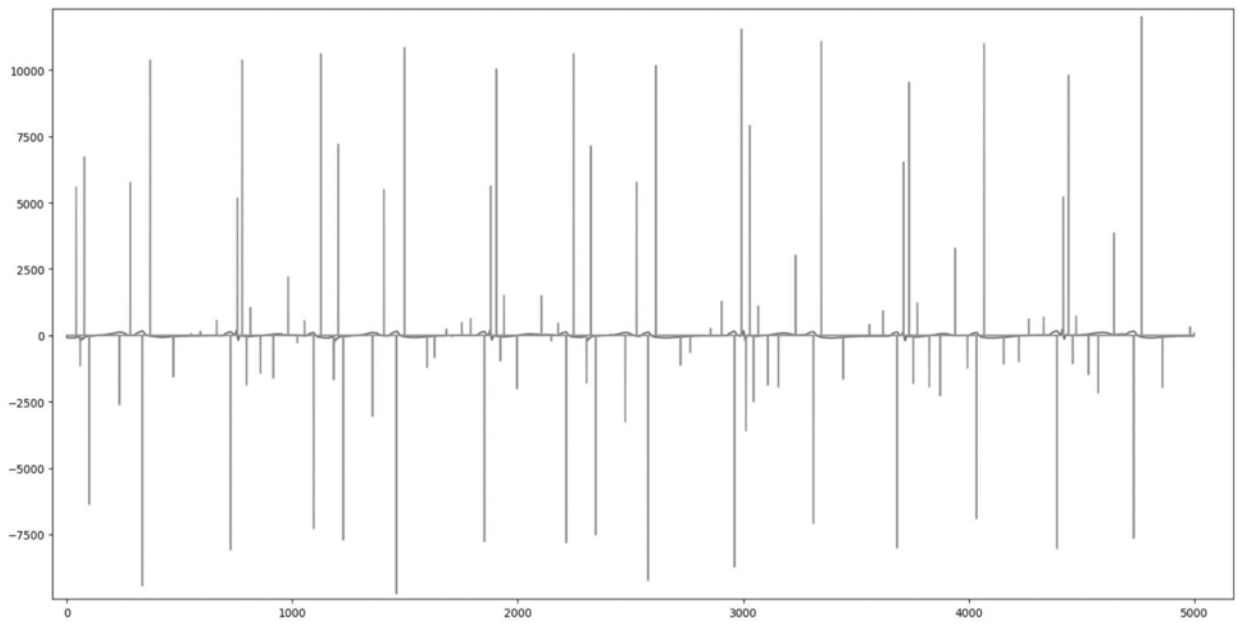


图3

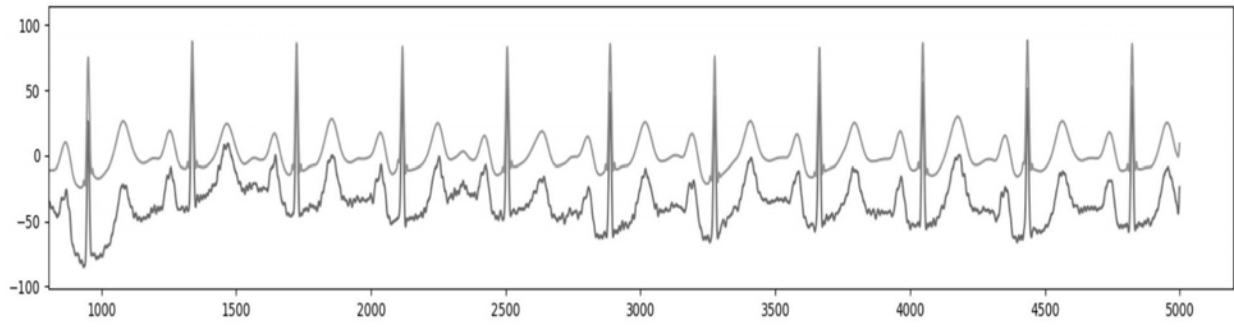


图4

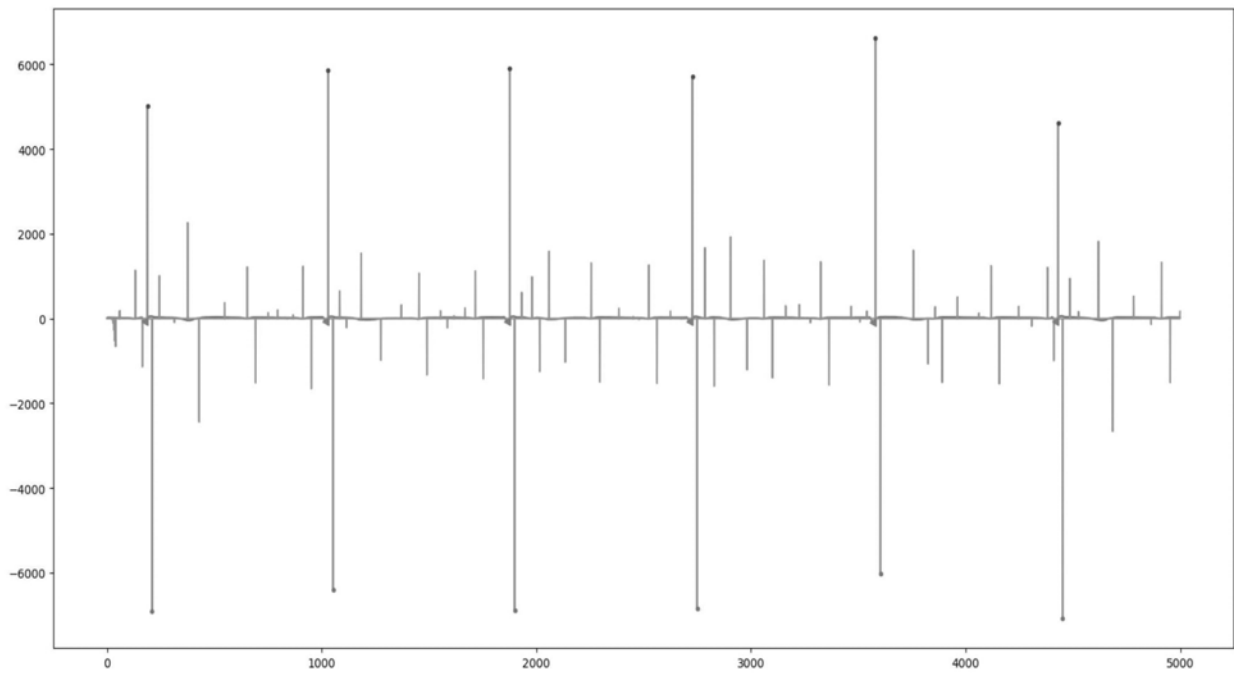


图5

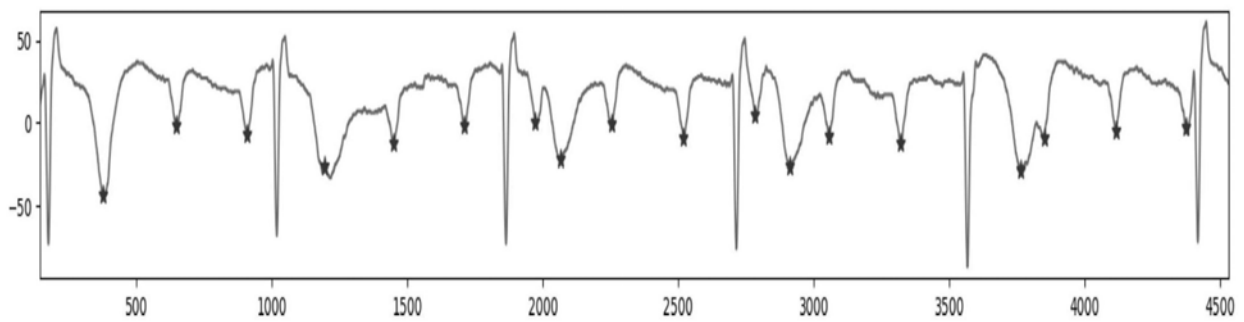


图6

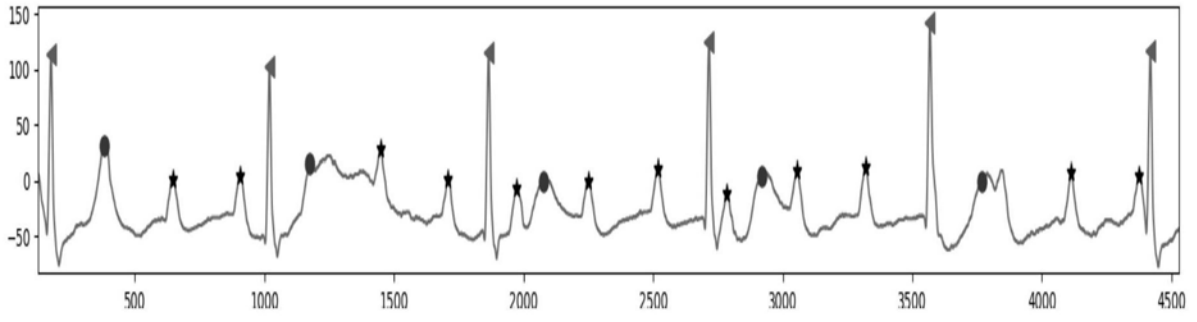


图7

专利名称(译)	一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法		
公开(公告)号	CN110013247A	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201910437430.2	申请日	2019-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	东北大学		
申请(专利权)人(译)	东北大学		
当前申请(专利权)人(译)	东北大学		
[标]发明人	徐久强 邵建新 贾玉其 张金鹏 冯家乐		
发明人	徐久强 邵建新 贾玉其 张金鹏 冯家乐		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/726 A61B5/7267		
代理人(译)	陈玲玉		
其他公开文献	CN110013247B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于心电图应用技术领域，提供一种心电图P波和T波的检测、区分与定位方法。该方法采用小波变换、规则匹配、机器学习等算法，先通过小波变换和机器学习相结合的算法进行心电信号的质量评估，根据评估结果决定心电信号的预处理流程，然后在经过小波变换的数据上进行检测区间的定位，接下来是基于规则的P波、T波查找以及区分，最后通过结合多个导联以及P波存在的特点进行P波筛选，最终实现心电图多个P波、T波定位以及区分，突破目前方法寻找单个P的局限性，提高P波、T波检测的准确率。

