



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109998529 A

(43)申请公布日 2019.07.12

(21)申请号 201910297580.8

(22)申请日 2019.04.15

(71)申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园100号

(72)发明人 王丹 苟熙 杨萍 杜金莲
付利华(74)专利代理机构 北京思海天达知识产权代理
有限公司 11203

代理人 刘萍

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

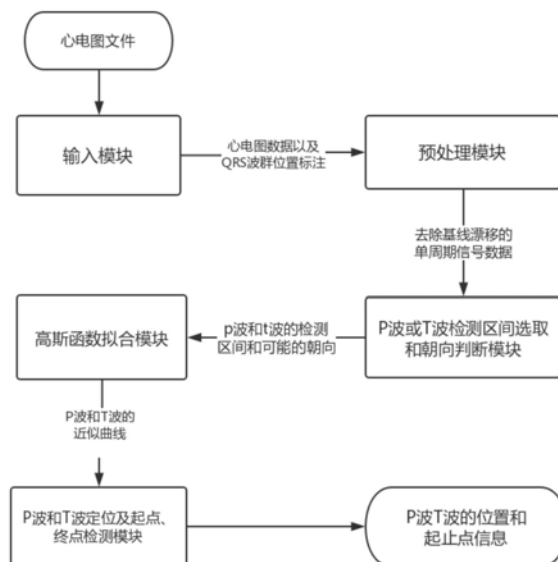
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法。首先将原始信号去除基线漂移,而后根据已有的ECG信号的QRS波群标注,将信号分割成一系列单个心跳信号。其次,对每一个心跳周期,通过P波和T波出现的大致范围,分别划分出大致可能出现P波和T波的搜索区间,并通过数值积分确定每个搜索区间的波峰方向以及疑似的波峰出现点。再根据以上信息,使用高斯函数并配置适当的初始参数进行拟合。最后计算高斯函数拟合结果的波峰以及波峰起止点,作为当前心跳周期的P波和T波的波峰和起止点。本发明有效地避免了噪声信号的干扰,增强了算法的健壮性,使得P波和T波检测的准确性得到了提升。



1. 一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法,其特征在于:

对原始心电图数据进行预处理,通过中值滤波去除基线漂移,并根据标注的QRS波群位置信息使用窗口法对心电图进行分割,得到去除了基线漂移后的一系列单周期心跳信号数据;采用高斯函数对P波和T波的检测区间信号进行拟合;使用拟合结果作为原波形的近似,进而计算出波峰位置以及波的起止点。

2. 一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1:输入待检测的心电图时间序列和各QRS波的位置信息;

步骤2:对步骤1的输入信号执行预处理操作,通过中值滤波,去除基线漂移;

具体实施时,首先,对电信号使用200ms带宽的中值滤波器预处理,将P波和QRS波群去除,然后用600ms带宽的中值滤波去除T波,得到基线漂移成分信号,然后用原始信号减去得到的基线漂移信号,得到基线校正之后的信号;

步骤3:根据步骤2处理后的时间序列以及QRS波的位置信息,选取窗口分割电信号,将其分割成一个个单独的心跳;

具体实施时,通过QRS波的位置信息,计算出输入信号的平均RR间期记为RRinterval,然后对每一个QRS波群的R波位置Rpos,选取时间区间 $[Rpos-RRinterval/3, Rpos+2*RRinterval/3]$ 分割出单周期的心跳信号;

步骤4:步骤3得到了一系列的单独的心跳周期信号,对其中每个心跳,选取两个信号区间分别作为P波和T波的检测区间;

步骤5:通过数值积分判断P波和T波的波峰方向,为拟合函数设置初值;

设定P波检测区间对应拟合函数对称轴b的初值为当前区间信号振幅的最大值对应的时间,a的初值为当前区间信号振幅的最大值;若数值积分结果为负,设定T波检测区间对应拟合函数对称轴b的初值为当前区间信号振幅的最小值对应的时间,a的初值为当前区间信号振幅的最小值;

步骤6:对上述区间进行曲线拟合,得到拟合结果;

使用高斯函数作为拟合函数,其表达式为 $f(x) = a * \exp(-(x-b)/c)^2$,拟合完成后,其中a代表高斯函数的最值,即波峰的振幅;b代表高斯函数的对称轴,即波峰的位置;c决定了波形的宽窄;

再做如下参数配置,指定拟合的优化方法,并且限定参数的范围:

(1) 配置拟合方法为非线性最小二乘方法;

(2) 配置a的范围为 $[-inf, inf]$,b的范围为 $[0, inf]$,c的范围为 $[0, inf]$,其中inf代表无穷大;

最后进行拟合,将P波检测区间和T波检测区间的拟合结果分别记为 $f_p(x)$ 和 $f_t(x)$;

步骤7:分别计算上述两个拟合结果曲线的波峰位置以及起止点作为P波和T波的顶点位置以及起止点;

在步骤6,已经得到了P波检测区间的拟合结果 $f_p(x) = a_p * \exp(-(x-b_p)/c_p)^2$ 和T波检测区间的拟合结果 $f_t(x) = a_t * \exp(-(x-b_t)/c_t)^2$;

对于P波,设定一个阈值 $k_p = a_p/10$,当振幅的绝对值低于 k_p 的时候,波就处于平衡位置,解方程 $f_p(x) = k_p$,得到两个解 x_{p1} 、 x_{p2} ,暂记 b_p 为P波波峰的位置, x_{p1} 、 x_{p2} 分别为P波的起止点;

对于T波,设定一个阈值 $k_t = a_t/20$,当振幅的绝对值低于 k_t 的时候,波就处于平衡位置,解方程 $f_t(x) = k_t$,得到两个解 x_{t1} 、 x_{t2} ,暂记 b_t 为T波波峰的位置, x_{t1} 、 x_{t2} 分别为T波的起止点;

步骤8:对检测结果进行有效性验证,有效则输出相应的P波、T波的波峰位置以及起止点;否则输出检测失败的信息,表示当前的心跳没有P波和T波或者是波形太平坦导致无法检出;

具体实施时,先分别判断检出的P波、T波的位置是否位于其检测区间之内,若不然,则可判断对应的检测结果无效;然后分别判断P波、T波的持续时间是否在合理范围内,其中P波的合理范围为80ms到110ms,T波的合理范围为50ms到250ms,若不然则可判断对应的检测结果无效;若P波或者T波的检测结果无效,则将相应波的位置、起止点均记为-1,然后输出。

一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理技术领域,尤其涉及一种基于高斯函数拟合的用于心电图(ECG)信号中P波、T波的检测方法。

背景技术

[0002] 生物医学信号处理技术的发展深刻变革了现代医疗诊断技术。心电图是是一种经胸腔的以时间为单位记录心脏的电生理活动,并通过皮肤上的电极捕捉并记录下来的诊疗技术。通常在肢体上放置2个以上的电极,它们两两组成一对进行测量,每个电极对的输出信号称为一组导联,心电图的种类可以以导联来区分。以目前ECG信号分类领域使用最频繁的数据集MIT-BIH Arrhythmia Database为例,其中每个心电图记录均提供两种导联(一般包括一个MLII导联和另一个其他导联)的信号以及人工标注的QRS波群的位置。

[0003] 医学上,通过医生的经验人工分析ECG信号得出的心率、PR间期、QRS时长、QT间期、P波、T波、QRS波的形态等指标,是医生诊断心脏相关疾病的重要参考信息。随着可穿戴设备的普及,人们可以时时刻刻测量并记录自身的ECG信号,这也使得ECG信号数据量剧增,依靠人工来处理这样的不断产生的大量数据是不现实的。因此,通过计算机辅助技术处理ECG相关数据便成为了首要选择。

[0004] 当前,越来越多的研究者开始利用机器学习方法构建更加智能的心脏疾病诊断系统,其中某些技术需要大量有特征标注的数据来完成模型的构建和应用。P波、QRS波和T波是ECG信号中重要的特征波群。目前,在ECG信号数据中检测QRS波群的相关指标的技术方法已经相对成熟,但是P波和T波具有振幅小、形态多变等特点,检测相对比较困难。现存的P波和T波的检测方法存在着检测结果准确率不高、容易受噪声干扰等问题。因此,需要更加科学有效的技术方案对P波和T波的特征进行检测和标注。

[0005] 曲线拟合是一种使用连续曲线拟合实验观测数据,并用拟合得到的连续曲线描述实验变量之间的关系的一种数学方法。这种方法的实施过程是,首先通过实验数据的变化趋势,根据经验选择一个曲线簇,然后通过优化方法,从所选曲线簇中求得一个在给定误差度量下误差最小的目标曲线作为实验数据的近似。这样求得的曲线会在总体上和大多数实验数据比较契合,拟合结果主要受到选择的曲线簇和误差度量等因素的影响。在ECG信号中,P波和T波会有一个大致范围,在给定的信号区间内只有一个主要的波峰,它具有如下特点:振幅大小不确定,波峰方向可能朝上或者朝下,波的宽窄不确定,波峰的两侧会逐渐靠近平衡位置。在高斯函数 $f(x) = a \cdot \exp(-(x-b)/c)^2$ 中,参数a决定了波的振幅大小和波峰的方向,b决定了波峰的位置,c决定了波形的宽窄,另外高斯函数在波峰两侧也会趋近于0。因此本专利选用高斯函数进行拟合。

[0006] 综上,本发明针对当前P波和T波检测算法得到的结果易受噪声干扰或者检测结果的准确性较差的问题,提出了一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法。

发明内容

[0007] 本发明的内容为：

[0008] (1) 提出了一种通过数值积分判断P波、T波开口方向的方法；

[0009] (2) 提出了一种通过区间预判和高斯函数拟合相结合的P波、T波检测方法；

[0010] (3) 对上述方法进行了测试，验证了其有效性。

[0011] 针对当前已经存在的P波和T波检测算法得到的结果易受噪声干扰或者检测结果的准确性较差的问题，本发明提出了一种基于高斯函数拟合的用于ECG信号中P波、T波检测的方法。所采用的技术方案是：基于高斯函数拟合检测ECG信号中P波、T波波峰位置和起止点。

[0012] 一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法，其特征在于：

[0013] 对原始心电图数据进行预处理，通过中值滤波去除基线漂移，并根据标注的QRS波群位置信息使用窗口法对心电图进行分割，得到去除了基线漂移后的一系列单周期心跳信号数据。为了科学有效地确定P波和T波的位置，采用高斯函数对P波和T波的检测区间信号进行拟合；使用拟合结果作为原波形的近似，进而计算出波峰位置以及波的起止点。因此，本发明具有以下优点：

[0014] (1) 仅采用滤波技术去除基线漂移，不再进行其他滤波操作，更大限度保留了心电信号的原始信息。

[0015] (2) 对P波和T波的波峰朝向和位置进行了预判，使得方法可以应用于各种不同形态的波，同时提升了拟合步骤的效率。

[0016] (3) 采用拟合方法找到波的近似曲线，提取取出波形的大致走向，有效避免了许多噪声信息的干扰，提升了算法的健壮性。

[0017] (4) 采用高斯函数进行拟合，与P波和T波的形态特征较为相似，都是单峰图形并且振幅在波峰两侧会趋向于0，便于利用拟合结果计算P波和T波的位置以及起止点。通过本发明可以获得心电图中P波、T波的位置和起止点信息，从而进一步获得与P波T波相关的重要参数，为医生的临床诊断和通过计算机辅助技术进行心电疾病诊断提供重要的参考信息。

附图说明

[0018] 图1：本发明实施例的系统模块间详细关系示意图；

[0019] 图2：选取P波和T波的检测区间的示意图；

[0020] 图3：通过数值积分判断波峰方向的原理示意图；

[0021] 图4：一个P波和T波检测成功的例子的示意图；

[0022] 图5：一个P波和T波检测失败的例子的示意图。

具体实施方式

[0023] 为了便于本领域普通技术人员理解和实施本发明，下面结合附图及实施例对本发明作进一步的详细描述，此处所描述的实施例仅用于说明和解释本发明，并不用于限定本发明。

[0024] 请见图1，本发明提供了基于高斯函数拟合的用于ECG信号中P波、T波波峰位置和起止点的检测方法及系统。对原始心电图数据进行预处理，通过中值滤波去除基线漂移，并

根据标注的QRS波群位置信息使用窗口法对心电图进行分割,得到了去除了基线漂移后的一系列单周期心跳信号数据。为了科学有效地确定P波和T波的位置,采用高斯函数对P波和T波的检测区间信号进行拟合;使用拟合结果作为原波形的近似,进而计算出波峰位置以及波的起止点。

[0025] 输入模块用于读取ECG信号数据,转化成时间序列;同时读取数据库中的QRS波群标注信息,并保存在数据文件中;

[0026] 预处理模块用于对多个ECG信号的时间数值序列做预处理,通过中值滤波去除基线漂移;然后根据标注的QRS波群位置信息,选取合适的窗口大小将心电图信号分割成一系列单独的心跳周期信号,最终得到处理之后的多个单周期的心跳信号;

[0027] P波或T波检测区间选取和朝向判断模块用于每一个心跳周期中选取P波和T波的检测区间,并且在区间内进行数值积分,根据积分结果判断波峰朝向;

[0028] 高斯函数拟合模块用于在P波或T波的检测区间中,使用高斯函数,设定初值进行拟合,最终得到一个单峰曲线作为P波或者T波的近似;

[0029] P波和T波定位及起点、终点检测模块和检测结果展示模块,用于通过拟合结果计算出P波和T波的波峰位置以及起止点信息并展示。

[0030] 本发明的方法所采用的技术方案是:一种基于高斯函数拟合的用于ECG信号中P波、T波波峰位置和起止点的检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0031] 步骤1:输入待检测的心电图时间序列和各QRS波的位置信息;

[0032] 步骤2:对步骤1的输入信号执行预处理操作,通过中值滤波,去除基线漂移;

[0033] 具体实施时,首先,对心电信号使用200ms带宽的中值滤波器预处理,将P波和QRS波群去除,然后用600ms带宽的中值滤波去除T波,得到基线漂移成分信号,然后用原始信号减去得到的基线漂移信号,得到基线校正之后的信号。

[0034] 步骤3:根据步骤2处理后的时间序列以及QRS波的位置信息,选取窗口分割心电信号,将其分割成一个个单独的心跳。

[0035] 具体实施时,通过QRS波的位置信息,计算出输入信号的平均RR间期记为RRinterval,然后对每一个QRS波群的R波位置Rpos,选取时间区间 $[Rpos-RRinterval/3, Rpos+2*RRinterval/3]$ 分割出单周期的心跳信号。

[0036] 步骤4:步骤3得到了一系列的单独的心跳周期信号,对其中每个心跳,选取两个信号区间分别作为P波和T波的检测区间。

[0037] 具体实施时,见图2,步骤3中分割心跳时,在QRS波位置的左侧固定时长进行了分割,所以每个心跳中QRS波群总是在固定的位置。然后在QRS波群左侧选取一个区间作为P波的检测区间,右侧选取一个区间作为T波的检测区间,这两个区间的选取只需要保证P波和T波位于其中,且QRS波群完全被排除在外即可。对于一个单独的心跳信号,记每个QRS波群的开始和结束时间分别为QRSs和QRSe,记当前心跳的左窗口时间和右窗口时间分别为WL和WR,选取 $[WL+0.1*(QRSs-WL), QRSs-0.1*(QRSs-WL)]$ 为P波的检测区间,选取 $[QRSe+0.1*(WR-QRSe), QRSe-0.1*(WR-QRSe)]$ 为T波检测区间。因为本发明采用的高斯函数对振幅较大的波形比较敏感,若有其他波峰位于区间内,容易造成误判。

[0038] 步骤5:通过数值积分判断P波和T波的波峰方向,为拟合函数设置初值。

[0039] 具体实施时,见图3,在P波或T波的检测区间,若存在相应的波峰,会有波峰朝上或

者朝下两种情况,需要预先判断。本发明采取的方法是对该区间的信号计算数值积分,实际上就是在计算图中正区域和负区域的面积之差。若数值积分结果为正,说明正区域面积大于负区域面积,推知当前探测的波是一个波峰朝上的波,或者其由多个朝向不同的波组成,但是波峰朝上的部分振幅更大,占主要地位,因此它就是当前要探测的目标波形。于是设定P波检测区间对应拟合函数对称轴 b 的初值为当前区间信号振幅的最大值对应的时间, a 的初值为当前区间信号振幅的最大值。若数值积分结果为负,设定T波检测区间对应拟合函数对称轴 b 的初值为当前区间信号振幅的最小值对应的时间, a 的初值为当前区间信号振幅的最小值。

[0040] 步骤6:对上述区间进行曲线拟合,得到拟合结果。

[0041] 具体实施时,使用高斯函数作为拟合函数,其表达式为 $f(x) = a * \exp(-((x-b)/c)^2)$,拟合完成后,其中 a 代表高斯函数的最值,即波峰的振幅; b 代表高斯函数的对称轴,即波峰的位置, c 决定了波形的宽窄。

[0042] 再做如下参数配置,指定拟合的优化方法,并且限定参数的范围:

[0043] (1) 配置拟合方法为非线性最小二乘方法;

[0044] (2) 配置 a 的范围为 $[-inf, inf]$, b 的范围为 $[0, inf]$, c 的范围为 $[0, inf]$,其中 inf 代表无穷大;

[0045] 最后进行拟合,将P波检测区间和T波检测区间的拟合结果分别记为 $f_p(x)$ 和 $f_t(x)$ 。

[0046] 步骤7:分别计算上述两个拟合结果曲线的波峰位置以及起止点作为P波和T波的顶点位置以及起止点。

[0047] 具体实施时,在步骤6,已经得到了P波检测区间的拟合结果 $f_p(x) = a_p * \exp(-((x-b_p)/c_p)^2)$ 和T波检测区间的拟合结果 $f_t(x) = a_t * \exp(-((x-b_t)/c_t)^2)$ 。

[0048] 对于P波,设定一个阈值 $k_p = a_p/10$,我们认为当振幅的绝对值低于 k_p 的时候,波就处于平衡位置,解方程 $f_p(x) = k_p$,得到两个解 x_{p1} 、 x_{p2} ,暂记 b_p 为P波波峰的位置, x_{p1} 、 x_{p2} 分别为P波的起止点。

[0049] 对于T波,设定一个阈值 $k_t = a_t/20$,我们认为当振幅的绝对值低于 k_t 的时候,波就处于平衡位置,解方程 $f_t(x) = k_t$,得到两个解 x_{t1} 、 x_{t2} ,暂记 b_t 为T波波峰的位置, x_{t1} 、 x_{t2} 分别为T波的起止点。

[0050] 步骤8:对检测结果进行有效性验证,有效则输出相应的P波、T波的波峰位置以及起止点。否则输出检测失败的信息,表示当前的心跳没有P波和T波或者是波形太平坦导致无法检出;

[0051] 具体实施时,先分别判断检出的P波、T波的位置是否位于其检测区间之内,若不然,则可判断对应的检测结果无效。然后分别判断P波、T波的持续时间是否在合理范围内,其中P波的合理范围为80ms到110ms,T波的合理范围为50ms到250ms,若不然则可判断对应的检测结果无效。若P波或者T波的检测结果无效,则将相应波的位置、起止点均记为-1,然后输出。

[0052] 请见图4,展示了一个P波和T波检测成功的例子。图中离散的点是ECG信号采样的时间序列,实线是高斯函数的拟合结果,圆圈标注的点是通过拟合结果计算出的波的起止点。可以看出,在P波和T波的检测结果中,拟合曲线和波形大体上是吻合的,同时拟合的结

果并不受高频噪声影响,最终计算得到的起止点也符合我们的预期。

[0053] 请见图5,展示了一个P波和T波检测失败的例子,可以看出图中的信号噪声成分较多且振幅大,导致曲线拟合陷入局部最优,得到了错误的结果,可以看出此类错误检出的P波和T波持续时间均较小,不在上述合理范围之内,因此能够被排除。

[0054] 应当理解的是,本说明书未详细阐述的部分均属于现有技术。

[0055] 应当理解的是,上述针对较佳实施例的描述较为详细,并不能因此而认为是对本发明专利保护范围的限制,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明权利要求所保护的范围情况下,还可以做出替换或变形,均落入本发明的保护范围之内,本发明的请求保护范围应以所附权利要求为准。

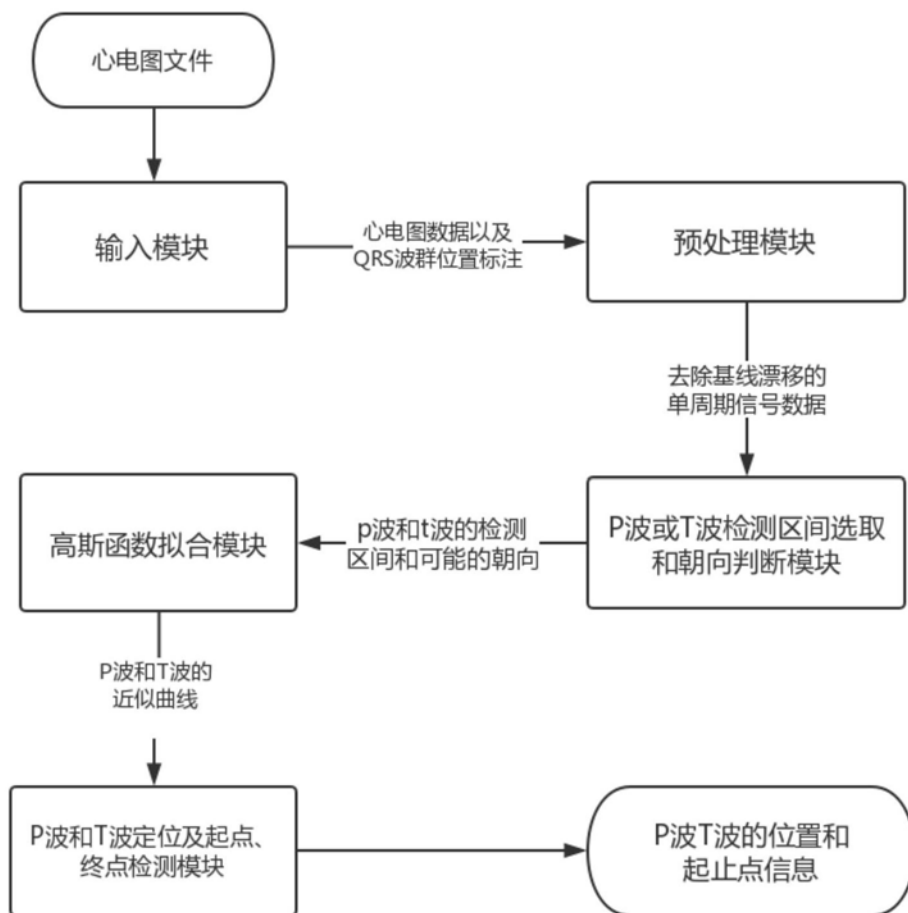


图1

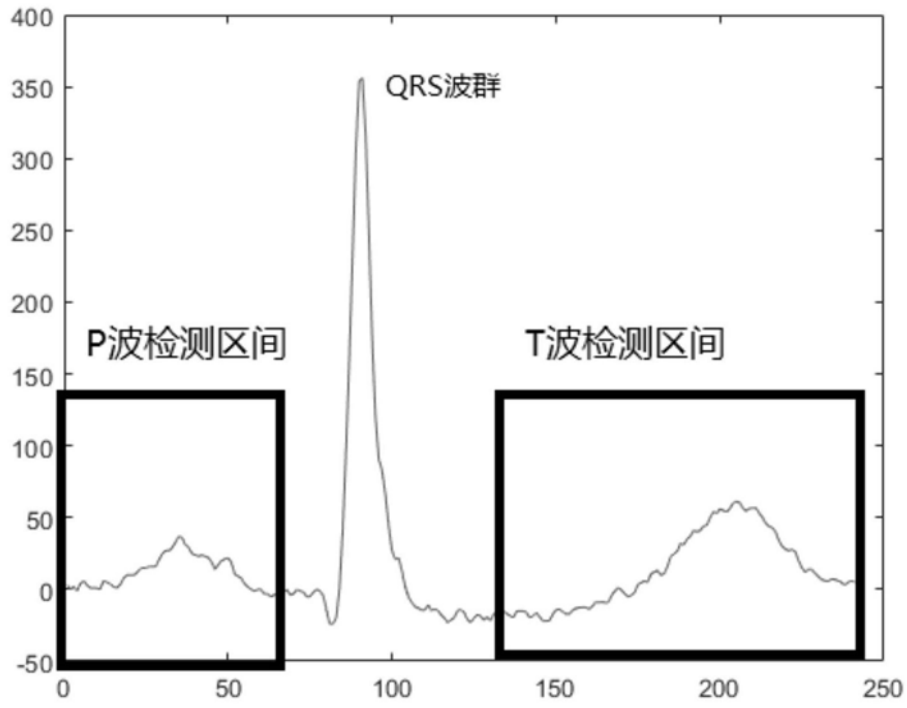


图2

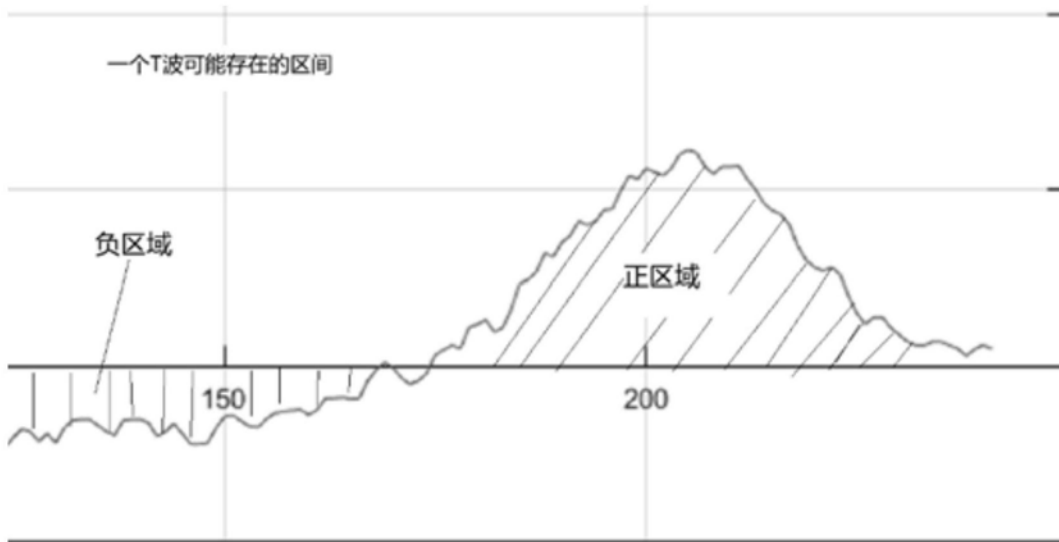


图3

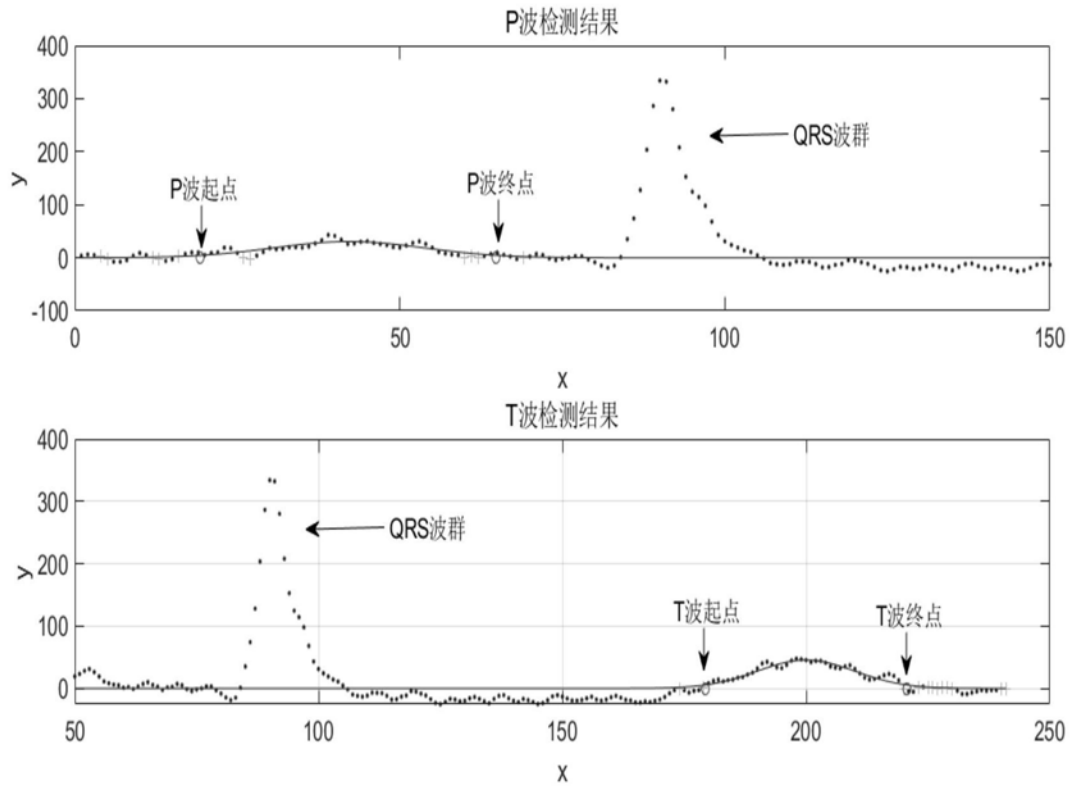


图4

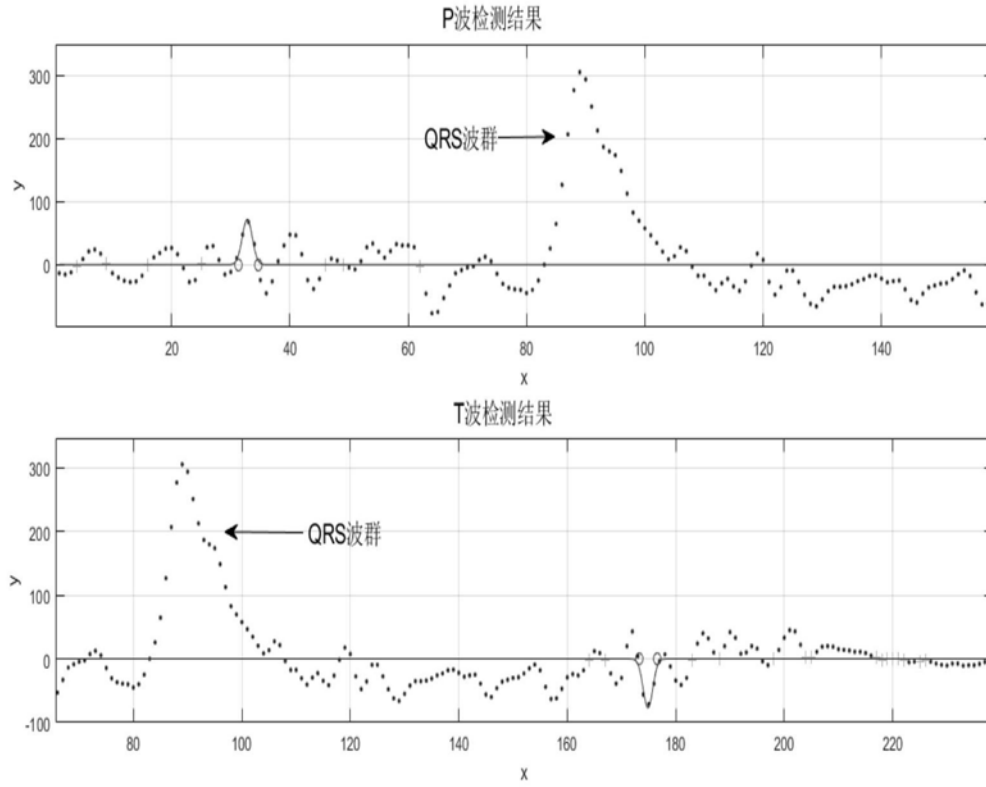


图5

专利名称(译)	一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法		
公开(公告)号	CN109998529A	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201910297580.8	申请日	2019-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	王丹 杨萍 杜金莲 付利华		
发明人	王丹 苟熙 杨萍 杜金莲 付利华		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	刘萍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于高斯函数拟合的ECG信号中P波、T波检测方法。首先将原始信号去除基线漂移，而后根据已有的ECG信号的QRS波群标注，将信号分割成一系列单个心跳信号。其次，对每一个心跳周期，通过P波和T波出现的大致范围，分别划分出大致可能出现P波和T波的搜索区间，并通过数值积分确定每个搜索区间的波峰方向以及疑似的波峰出现点。再根据以上信息，使用高斯函数并配置适当的初始参数进行拟合。最后计算高斯函数拟合结果的波峰以及波峰起止点，作为当前心跳周期的P波和T波的波峰和起止点。本发明有效地避免了噪声信号的干扰，增强了算法的健壮性，使得P波和T波检测的准确性得到了提升。

