



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109691994 A

(43)申请公布日 2019.04.30

(21)申请号 201910099538.5

(22)申请日 2019.01.31

(71)申请人 英菲泰克(天津)科技有限公司

地址 300000 天津市滨海新区经济技术开发区洞庭路220号天津国际生物医药联合研究院实验楼一楼南楼A区第13单元

(72)发明人 李栋 朱迪

(74)专利代理机构 北京中企鸿阳知识产权代理事务所(普通合伙) 11487

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

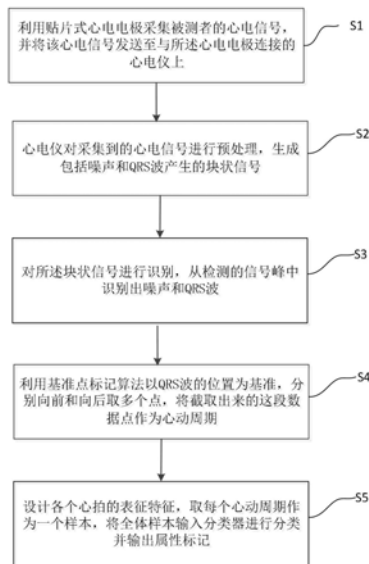
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

一种基于心电图的心率监测分析方法

(57)摘要

本发明提出了一种基于心电图的心率监测分析方法,包括:步骤S1,利用贴片式心电电极采集被测者的心电信号,并将该心电信号发送至与所述心电电极连接的心电仪上;步骤S2,所述心电仪对采集到的心电信号进行预处理,生成包括噪声和QRS波产生的块状信号;步骤S3,对所述块状信号进行识别,从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波;步骤S4,利用基准点标记算法以QRS波的位置为基准,分别向前和向后取多个点,将截取出来的这段数据点作为心动周期;步骤S5,设计各个心拍的表征特征,取每个心动周期作为一个样本,将全体样本输入分类器进行分类并输出属性标记。本发明设计合理,具有较高的准确性和稳定性,可广泛用健康风险评估等领域。



1. 一种基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,包括如下步骤:

步骤S1,利用贴片式心电电极采集被测者的心电信号,并将该心电信号发送至与所述心电电极连接的心电仪上;

步骤S2,所述心电仪对采集到的心电信号进行预处理,生成包括噪声和QRS波产生的块状信号;

步骤S3,对所述块状信号进行识别,从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波;

步骤S4,利用基准点标记算法以QRS波的位置为基准,分别向前和向后取多个点,将截取出来的这段数据点作为心动周期;

步骤S5,设计各个心拍的表征特征,取每个心动周期作为一个样本,将全体样本输入分类器进行分类并输出属性标记。

2. 如权利要求1所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,在所述步骤S2中,所述预处理包括如下步骤:

1) 设置取样频率,以该取样频率对心电信号进行采样;

2) 利用带通滤波器对采样得到数据进行滤波,以滤除因肌电干扰及工频干扰导致的噪声,仅保留与心电活动相关的信号;

3) 使用差分方法计算滤波后的心电信号值变化最大的区间;

4) 然后对获取的最大心电信号变化进行平方运算;

5) 对平方后的心电信号进行滑动窗口积分运算以增大绝对振幅,并使波形进一步光滑,滑动窗口宽度设为17个采样点,为经验参数;

6) 利用信号峰检测算法产生包括噪声和QRS产生的块状信号。

3. 如权利要求1所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,在所述步骤S3中,采用动态阈值设定算法从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波。

4. 如权利要求3所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,动态阈值设定算法中的阈值根据识别到的噪声和QRS波进行实时调整,包括:

设定两个实时峰值和一个阈值,用于检测QRS波和噪声波;

如果当前波峰高于阈值时,我们倾向于认为则判断此时阈值偏低,此时QRS动态峰值将会增大使得阈值随之增大;反之,噪声动态峰值增大使得阈值随之减小。

5. 如权利要求1所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,在所述步骤S4中,以QRS波的位置为基准,向前包含100个点,向后包含150个点,由此截取的每个心拍长度为250个点。

6. 如权利要求1所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,在所述步骤S5中,利用小波变换函数能提取多尺度特征的特性,得到有效的小波系数,来表征心拍,取得各个心拍的表征特征后,利用SVM分类器划分数据集进行模型的训练与测试。

7. 如权利要求6所述的基于心电图的心率监测分析方法,其特征在于,在所述步骤S5中,所述小波变换函数采用db6小波函数。

一种基于心电图的心率监测分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医疗技术领域,特别涉及一种基于心电图的心率监测分析方法。

背景技术

[0002] 当今社会,心血管疾病是世界上危害人类健康的主要疾病之一,而心律失常是一种及其常见又非常重要的心电活动异常状态,严重时会导致血液循环失常,甚至可以导致猝死。心电图 (Electrocardiogram, ECG) 准确的自动分析与诊断对于心血管疾病的诊断起着关键性作用。随着生活条件的改善、卫生事业的发展,相对于其他疾病,心血管疾病逐步成为高发病,与此同时人们的健康意识也逐步加强,对自己的身体健康状况关注越来越多,如何方便快捷检测人体的健康信息就成了当下非常重要的话题。家用便携式心电监护设备便在这种背景下应运而生。

发明内容

[0003] 本发明的目的旨在至少解决所述技术缺陷之一。

[0004] 为此,本发明的目的在于提出一种基于心电图的心率监测分析方法。

[0005] 为了实现上述目的,本发明的实施例提供一种基于心电图的心率监测分析方法,包括如下步骤:

[0006] 步骤S1,利用贴片式心电电极采集被测者的心电信号,并将该心电信号发送至与所述心电电极连接的心电仪上;

[0007] 步骤S2,所述心电仪对采集到的心电信号进行预处理,生成包括噪声和QRS波产生的块状信号;

[0008] 步骤S3,对所述块状信号进行识别,从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波;

[0009] 步骤S4,利用基准点标记算法以QRS波的位置为基准,分别向前和向后取多个点,将截取出来的这段数据点作为心动周期;

[0010] 步骤S5,设计各个心拍的表征特征,取每个心动周期作为一个样本,将全体样本输入分类器进行分类并输出属性标记。

[0011] 进一步,在所述步骤S2中,所述预处理包括如下步骤:

[0012] 1) 设置取样频率,以该取样频率对心电信号进行采样;

[0013] 2) 利用带通滤波器对采样得到数据进行滤波,以滤除因肌电干扰及工频干扰导致的噪声,仅保留与心电活动相关的信号;

[0014] 3) 使用差分方法计算滤波后的心电信号值变化最大的区间;

[0015] 4) 然后对获取的最大心电信号变化进行平方运算;

[0016] 5) 对平方后的心电信号进行滑动窗口积分运算以增大绝对振幅,并使波形进一步光滑,滑动窗口宽度设为17个采样点,为经验参数;

[0017] 6) 利用信号峰检测算法产生包括噪声和QRS产生的块状信号。

[0018] 进一步,在所述步骤S3中,采用动态阈值设定算法从检测的信号峰中识别出噪声

和QRS波。

[0019] 进一步,动态阈值设定算法中的阈值根据识别到的噪声和QRS波进行实时调整,包括:

[0020] 设定两个实时峰值和一个阈值,用于检测QRS波和噪声波;

[0021] 如果当前波峰高于阈值时,我们倾向于认为则判断此时阈值偏低,此时QRS动态峰值将会增大使得阈值随之增大;反之,噪声动态峰值增大使得阈值随之减小。

[0022] 进一步,在所述步骤S4中,以QRS波的位置为基准,向前包含100个点,向后包含150个点,由此截取的每个心拍长度为250个点。

[0023] 进一步,在所述步骤S5中,利用小波变换函数能提取多尺度特征的特性,得到有效的小波系数,来表征心拍,取得各个心拍的表征特征后,利用SVM分类器划分数据集进行模型的训练与测试。

[0024] 进一步,在所述步骤S5中,所述小波变换函数采用db6小波函数。

[0025] 根据本发明实施例的基于心电图的心率监测分析方法,在总结心电自动分析领域前人的工作基础上,为家用便携式心电监护设备(贴片式动态心电记录仪)从信号预处理、特征波形识别,提出一整套算法解决方案,算法的突出特点是抗干扰强、实时性好,有效地实现用户的心电监护。本发明设计合理,具有较高的准确性和稳定性,可广泛用健康风险评估等领域。

[0026] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0027] 本发明的上述和/或附加的方面和优点从结合下面附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中:

[0028] 图1为根据本发明实施例的基于心电图的心率监测分析方法的流程图;

[0029] 图2为根据本发明实施例的基于心电图的心率监测分析方法的整体框架图;

[0030] 图3为根据本发明实施例的ECG信号预处理方法流程图;

[0031] 图4为根据本发明实施例的信号预处理结果图;

[0032] 图5为根据本发明实施例的QRS波检测与定位结果图;

[0033] 图6为根据本发明实施例的心拍界定与截取结果图;

[0034] 图7为根据本发明实施例的用到的类型标记的正常心律和异常心律心拍图;

[0035] 图8为根据本发明实施例的分类结果的示意图;

[0036] 图9为根据本发明实施例的用户报告的示意图。

具体实施方式

[0037] 下面详细描述本发明的实施例,实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0038] 动态心电图数据分析是反应人体心电健康信息的一种重要方法。动态心电图是通过动态心电图仪在患者日常生活状态下连续24小时或更长时间记录其心电活动的全过程,

并借助计算机进行分析处理,为被测者的健康数据提供重要的客观依据。

[0039] 如图1所示,本发明实施例的基于心电图的心率监测分析方法,包括如下步骤:

[0040] 步骤S1,利用贴片式心电电极采集被测者的心电信号,并将该心电信号发送至与心电电极连接的心电仪上。

[0041] 具体的,通过贴片式心电电极接触患者皮肤,长时间连续采集患者心电信号并记录到心电仪内置的存储器中,最长可记录72小时的心电记录。

[0042] 步骤S2,心电仪对采集到的心电信号进行预处理,生成包括噪声和QRS波产生的块状信号。即,将步骤S1中采集得到的心电信号经过采样,滤波,平方以及滑动窗口积分取得移动平均信号。然后,在移动平均信号中,采用信号峰检测算法产生包括噪声和QRS产生的块状信号,心电信号预处理结果如图4所示。

[0043] 具体的,在本步骤中,预处理包括如下步骤:

[0044] 1) 设置取样频率,以该取样频率对心电信号进行采样。其中,取样频率例如为250。

[0045] 2) 利用带通滤波器对采样得到数据进行滤波,以滤除因肌电干扰及工频干扰导致的噪声,仅保留与心电活动相关的信号。例如,采样的数据使用0.1~15Hz的带通滤波器滤波。滤波后P波,T波被明显削弱,QRS波更明显。

[0046] 3) 使用差分方法计算滤波后的心电信号值变化最大的区间,即界定变化最快的心电变化值;

[0047] 4) 然后对最大的心电信号变化进行平方运算,并进行积分运算使其变化更明显,即幅值变化更大;

[0048] 5) 对平方后的心电信号进行滑动窗口积分运算以增大绝对振幅,并使波形进一步光滑,滑动窗口宽度设为17个采样点,为经验参数;

[0049] 6) QRS波检测:在移动平均信号中,利用信号峰检测算法产生包括噪声和QRS产生的块状信号。

[0050] 步骤S3,对块状信号进行识别,从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波。

[0051] 在本步骤中,采用动态阈值设定算法从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波,如图5所示。

[0052] 具体的,动态阈值设定算法中的阈值根据识别到的噪声和QRS波进行实时调整,包括:

[0053] 设定2个实时峰值和一个阈值用于检测QRS波和噪声波(qrs_peak,noise_peak,threshold_value),更新方法如下:

[0054] if detected_peaks>threshold_value:

[0055] qrs_peak=0.125*detected_peaks+0.875*qrs_peak

[0056] else:

[0057] noise_peak=0.125*detected_peaks+0.875*noise_peak

[0058] threshold_value=noise_peak+0.25*(qrs_peak-noise_peak)

[0059] 具体来说,如果当前波峰高于阈值时,则判断此时阈值偏低,此时QRS波动态峰值将会增大使得阈值随之增大;反之,噪声动态峰值增大使得阈值随之减小。

[0060] 步骤S4,利用基准点标记算法以QRS波的位置为基准,分别向前和向后取多个点,将截取出来的这段数据点作为心动周期。

[0061] 具体的,利用基准点标记算法标记检测到的R波,以此为中心向前100向后150数据点作为一个心动周期。

[0062] 在本步骤中,以QRS波的位置为基准,向前包含100个点,向后包含150个点,由此截取的每个心拍长度为250个点。

[0063] 具体的,以QRS波的位置为基准,分别向前向后包括若干点,然后将这一段数据点截取出来作为心拍。这里我们向左包含100个点,向右包含150个点,即截取的每个心拍长度为250个点(约0.7s)。

[0064] 心拍界定,利用基准点标记算法标记检测到的R波,以此为中心向前150向后100数据点作为一个心动周期,如图6所示。

[0065] 步骤S5,设计各个心拍的表征特征,取每个心动周期作为一个样本,将全体样本输入分类器进行分类并输出属性标记,如图7所示。

[0066] 具体的,利用小波变换函数能提取多尺度特征的特性,得到有效的小波系数,来表征心拍,取得各个心拍的表征特征后,利用SVM分类器划分数据集进行模型的训练与测试。在本发明的实施例中,上述小波变换函数可以采用db6小波函数。

[0067] 在本步骤中,本算法使用一些数学变换处理ECG,得到较少的系数,用这些系数来表征心拍。本步骤使用小波变换,利用小波变换能提取多尺度特征的特性,得到有效的小波系数,来表征心拍。具体的,对每个心拍进行5阶的小波分解,小波函数利用db6小波,使用Matlab中的wavedec函数:

[0068] $[C,L]=wavedec(sig,5,'db6')$ (1)

[0069] 其中,C包含了各阶小波变换后的系数,sig在这里表示我们所提取的250点心拍。经过5阶小波分解和2倍下采样后,取小波变换系数中原信号的“近似”系数,即5阶分解后的a系数,这里取前25个点。

[0070] 取得各个心拍的表征特征后,划分数据集进行模型的训练与测试。这里使用SVM分类器进行训练和测试。

[0071] $model=libsvmtrain(train_y,train_x,'-c 2-g 1');$ %模型训练;

[0072] $[ptest,\sim,\sim]=libsvmpredict(test_y,test_x,model);$ %模型预测;

[0073] libsvm训练的默认核函数为RBF核函数,需要人为设定两个超参数c和g.这里我们设定为2和1.

[0074] 训练结果如图8所示。在本次实验中,我们的SVM模型总体预测准确率为96.69%,其中四类目标类型的准确率分别为正常(N):99.68%,室性早搏(V):90.90%,右束支阻滞(R):97.58%,左束支阻滞(L):98.49%。图中还给出了一种常见的衡量多分类的方法:混淆矩阵。类别1,2,3,4分别表示N,V,R,L。从混淆矩阵中,可以看出预测结果的分布情况。对角线上是各类别正确预测的个数,其余均为错误预测个数。例如,第2行第4列,有128个早搏心拍被错误预测为左束支阻滞,是所有错误中最多的。可以猜测,早搏心拍与左束支阻滞心拍可能在表现上更相似一些;而第4行第3列错误预测数为0,即没有左束支阻滞心拍被错误预测为右束支阻滞,说明可能两者差异更大一些。

[0075] 1、大数据下ECG诊断模型:

[0076] (1)通用模型:使用多个来源的ECG大规模数据构成训练集,对新病人的数据做预测;

[0077] (2) 专用模型:使用病人的一部分历史数据(病例或就诊记录)构成个体微调训练集,对通用模型进行微调,构建专用模型,然后对病人的新数据做预测。

[0078] 这里的训练集分为全局训练集和个体训练集,全局训练集和测试集来自不同的病人。

[0079] 对于通用诊断模型,我们分析不同来源病人大规模数据的内涵,用全局训练集训练一个分类器并对新的病人进行测试;对于专用诊断模型,我们不是直接预测,而是将新病人的一小部分数据打上标签,作为个体训练集来对分类器作微调训练,然后预测剩下的数据。

[0080] 2、ECG x AI:高效的ECG诊断模式

[0081] 算法的期望:在旧病人数据上训练,在新病人数据上测试

[0082] 算法的优势:

[0083] (1) 大数据来源:充分利用每个病人的历史数据和实时数据

[0084] (2) 人工智能学习算法:使用LSTM深度神经网络和机器学习算法构建诊断模型

[0085] (3) 个性化定制模型:采用主动学习策略,构建在线学习模型,建立专属诊断模型
算法的功能:

[0086] (1) 提供多种心电疾病的诊断,为病人的健康管理提供支持;

[0087] (2) 高效利用病人的历史诊断数据,为不同的病人学习不同的诊断模型,优化健康管理;

[0088] (3) 云端大数据和在线学习的结合,使得病人诊断快速又准确。

[0089] 然后,通过分析R-R间期以及已分类的心拍之间的关系分析心脏节律,并诊断心律失常事件,实验结果如图9所示。心律失常事件表现为以下一些情况:

[0090] (1) 房性心律失常,包括房性期前收缩,房性心动过速,阵发性心房扑动,心房颤动

[0091] (2) 交接性心律失常

[0092] (3) 室性心律失常:室性期前收缩,室性心动过速,室性逸搏

[0093] (4) 其它心律失常

[0094] 此外,本步骤也进行心律变异性分析HRV,提供如下指标结果:

[0095] SDNN:24h内全部正常心动周期NN的标准差(<50ms异常,>100ms正常);

[0096] RMSSD:全程相邻NN间期之差的均方根值;

[0097] pNN50:相邻NN差值>50ms的个数所占的百分比。

[0098] 本发明首先使用便携式心电监护设备采集用户的心电信号,然后基于信号处理方法对采集的心电信号进行预处理,预处理后的心电信号由计算机算法提取表征心拍的特征。此外,本发明还可以通过通过分析心拍特征识别心律失常事件,最后提供给被测者简单明了的用户报告。通过移动式心电监护设备动态采集用户的心电数据,利用蓝牙传输到计算机中心做心电的实时动态分析,然后将分析结果的用户报告发送到客户手机端应用。这样用户就可以随时接受心电监护以及健康信息风险管理。

[0099] 根据本发明实施例的基于心电图的心率监测分析方法,在总结心电自动分析领域前人的工作基础上,为家用便携式心电监护设备(贴片式动态心电记录仪)从信号预处理、特征波形识别,提出一整套算法解决方案,算法的突出特点是抗干扰强、实时性好,有效地实现用户的心电监护。本发明设计合理,具有较高的准确性和稳定性,可广泛用健康风险评

估等领域。

[0100] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何的一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0101] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例,可以理解的是,上述实施例是示例性的,不能理解为对本发明的限制,本领域的普通技术人员在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下在本发明的范围内可以对上述实施例进行变化、修改、替换和变型。本发明的范围由所附权利要求及其等同限定。

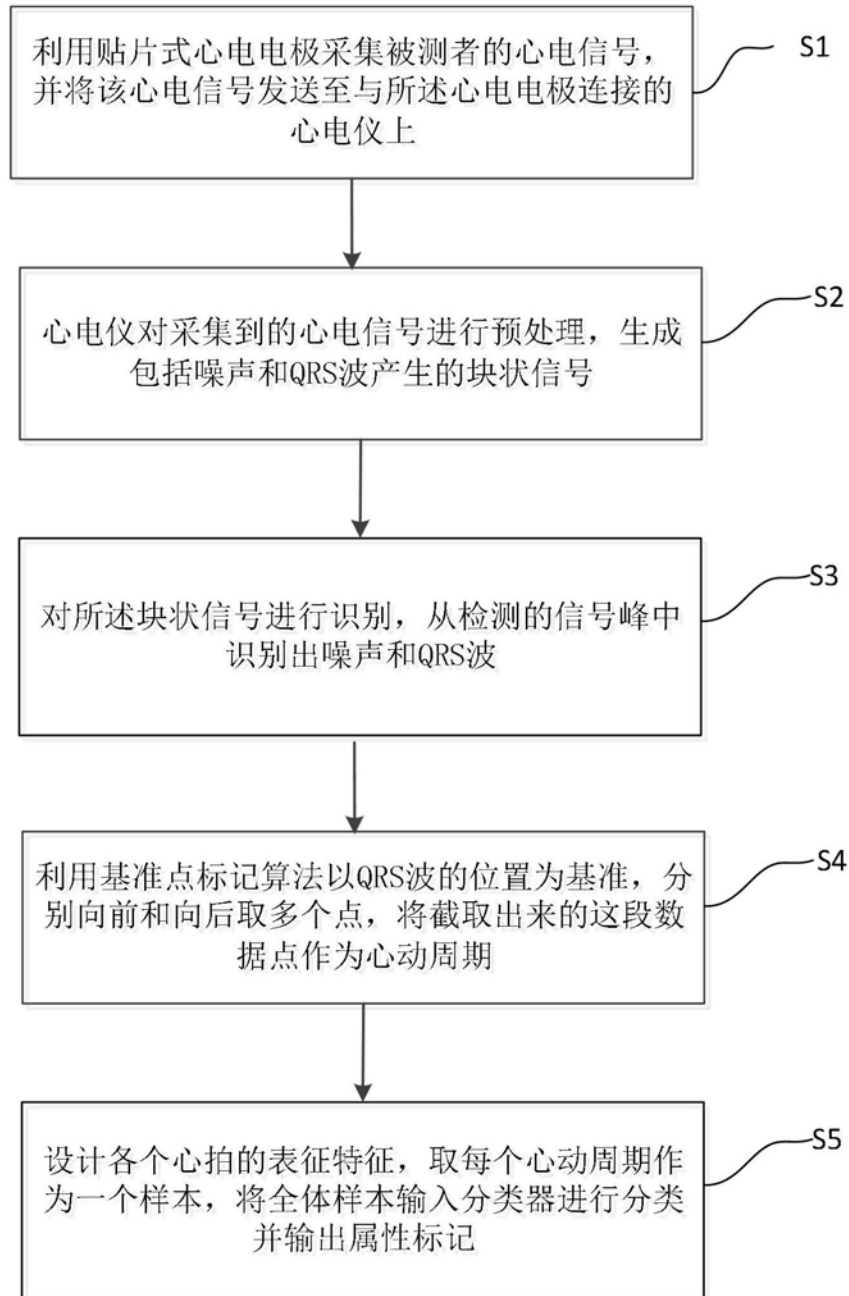


图1



图2



图3

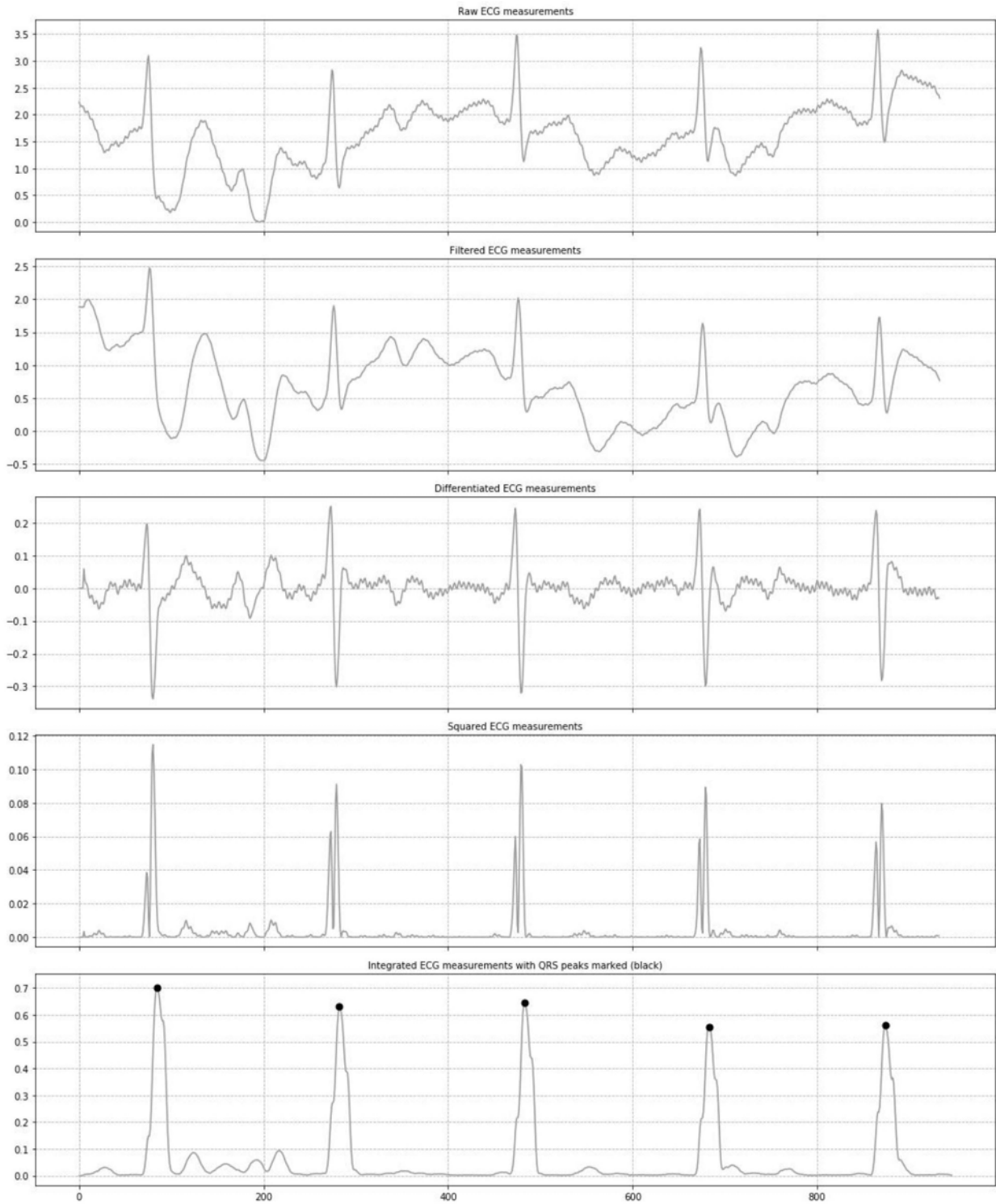


图4

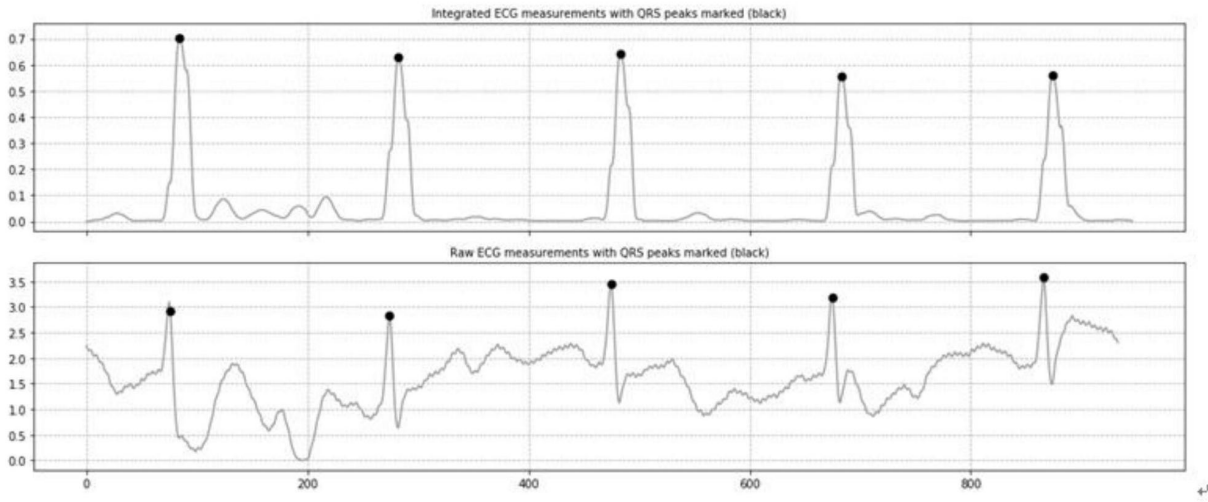


图5

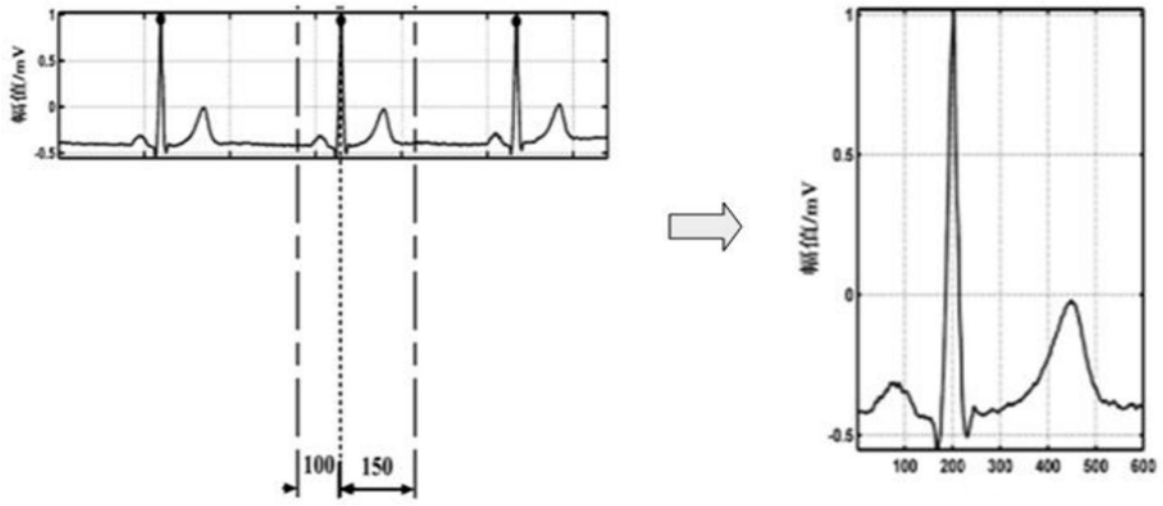


图6

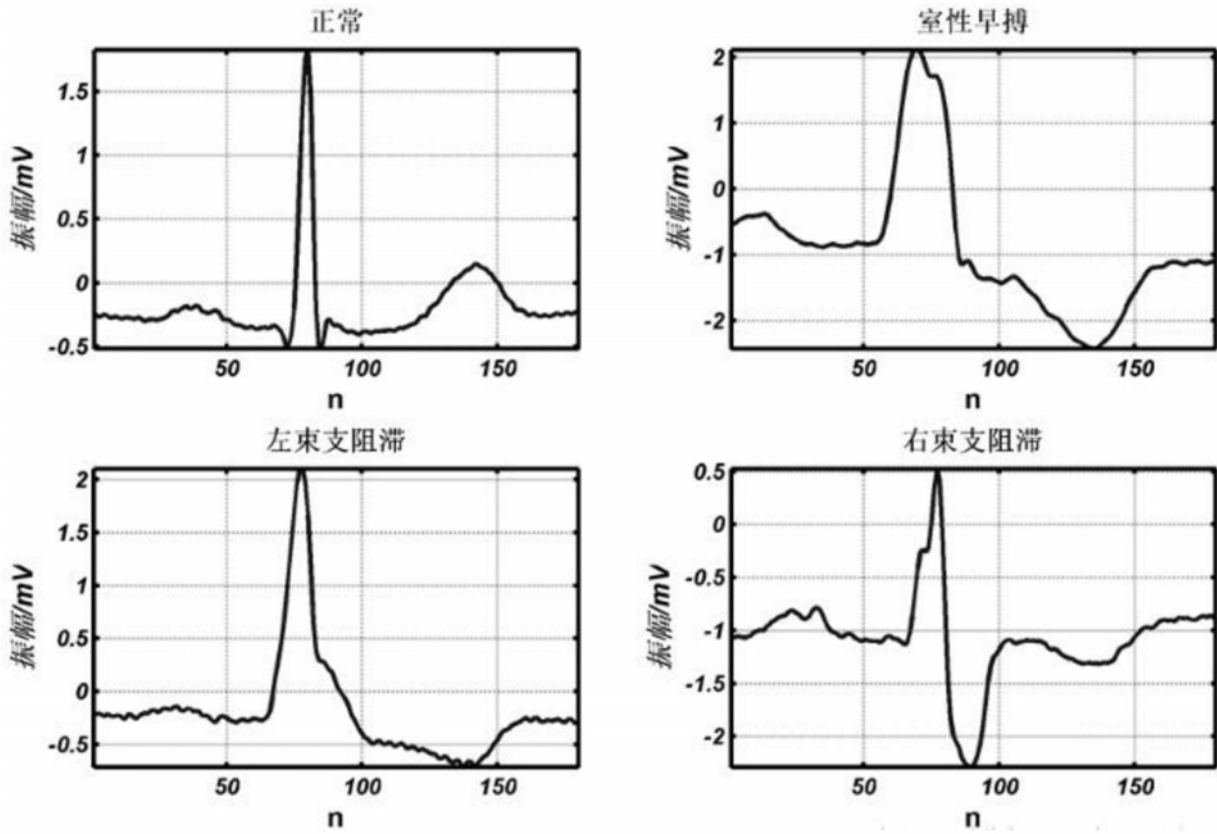


图7

Accuracy = 96.69% (9669/10000) (classification)
 Accuracy_N = 99.68%
 Accuracy_V = 90.90%
 Accuracy_R = 97.58%
 Accuracy_L = 98.49%

Conf_Mat <4x4 double>				
	1	2	3	4
1	2517	6	0	2
2	15	2248	82	128
3	28	13	2419	19
4	3	35	0	2485

图8



图9

专利名称(译)	一种基于心电图的心率监测分析方法		
公开(公告)号	CN109691994A	公开(公告)日	2019-04-30
申请号	CN201910099538.5	申请日	2019-01-31
[标]发明人	李栋 朱迪		
发明人	李栋 朱迪		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/02405 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/726 A61B5/7267		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种基于心电图的心率监测分析方法，包括：步骤S1，利用贴片式心电电极采集被测者的心电信号，并将该心电信号发送至与所述心电电极连接的心电仪上；步骤S2，所述心电仪对采集到的心电信号进行预处理，生成包括噪声和QRS波产生的块状信号；步骤S3，对所述块状信号进行识别，从检测的信号峰中识别出噪声和QRS波；步骤S4，利用基准点标记算法以QRS波的位置为基准，分别向前和向后取多个点，将截取出来的这段数据点作为心动周期；步骤S5，设计各个心拍的表征特征，取每个心动周期作为一个样本，将全体样本输入分类器进行分类并输出属性标记。本发明设计合理，具有较高的准确性和稳定性，可广泛用健康风险评估等领域。

