



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106361325 B

(45)授权公告日 2019.03.01

(21)申请号 201610772082.0

(22)申请日 2016.08.30

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106361325 A

(43)申请公布日 2017.02.01

(73)专利权人 任勇
地址 100084 北京市海淀区清华园荷清苑
13楼5单元202号

(72)发明人 任勇 张文江 王景璟

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245
代理人 关畅 刘美丽

(51)Int.Cl.
A61B 5/0452(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 102379692 A,2012.03.21,说明书第5-90段,说明书附图1-4.
CN 204542121 U,2015.08.12,说明书第38-41段.
CN 103654770 A,2014.03.26,说明书第7-24段.
CN 104398253 A,2015.03.11,全文.
CN 103549950 A,2014.02.05,全文.
CN 105286857 A,2016.02.03,全文.
CN 104173043 A,2014.12.03,全文.
US 3590811 A,1971.07.06,全文.
US 4617938 A,1986.10.21,全文.

审查员 孙晓彤

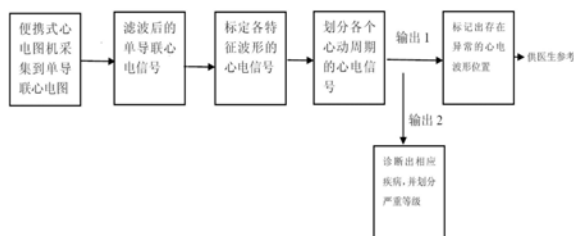
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统

(57)摘要

本发明涉及一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,其特征在于,该筛查识别系统包括心电图预处理模块、标定模块、心动周期划分模块和输出模块;所述预处理模块用于对单导联心电信号进行滤波处理,滤除原始心电信号中的噪声和基线漂移保留正常的心电信号,并将滤波处理后的心电信号发送到所述标定模块;所述标定模块用于定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,并将识别得到的特征波形发送到所述心动周期划分模块;所述心动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查,并将节律出现异常的心动周期进行标注并发送到所述输出模块;所述输出模块将标注出的异常周期心电信号的输出。



1. 一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,其特征在于,该筛查识别系统包括心电图预处理模块、标定模块、心动周期划分模块和输出模块;

所述预处理模块用于对单导联心电信号进行滤波处理,滤除原始心电信号中的噪声和基线漂移保留正常的心电信号,并将滤波处理后的心电信号发送到所述标定模块;

所述标定模块用于定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,并将识别得到的特征波形发送到所述心动周期划分模块;所述标定模块采用动态阈值的差分阈值法定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,具体识别过程为:

首先,对心电信号进行一阶差分,对于设定的前n秒的心电信号,每秒选取一个一阶差分最大的值,默认这个最大值对应R波的上升沿,将这n个初始值去掉最大值和最小值,求得均值作为检测R波上升沿的初始阈值 R_{th}^+ ;与此类似,得R波下降沿的初始阈值 R_{th}^- 和R波半高宽的初始阈值 Wid_R ;

其次,在对心电信号进行识别时,寻找一个宽度低于 Wid_R 的波段,在这段信号中若存在一阶差分大于 R_{th}^+ 、等于0、小于 R_{th}^- 的三个点,则初步认定此心电信号为“R波”,每检测到一个“R波”,同时将三个阈值进行刷新:

$$V_{th新} = \alpha \gamma V + (1-\alpha) V_{th旧}$$

式中, α 为遗忘因子, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子, V 为检测到R波的上升沿和下降沿对应的一阶差分最大值, $V_{th新}$ 表示更新后的阈值, $V_{th旧}$ 表示更新前的阈值;

最后,通过调整遗忘因子的大小,初步识别出绝大部分R波;

所述心动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查,并将节律出现异常的心动周期进行标注并发送到所述输出模块;

所述输出模块将标注出的异常周期心电信号的输出;

2. 如权利要求1所述的一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,其特征在于,所述预处理模块包括有用于去除原始心电信号噪声的带通滤波器或平滑滤波器,以及用于去除原始心电信号基线漂移的中值滤波器。

3. 如权利要求1所述的一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,其特征在于,采用动态阈值法对于“疑似R波”进行筛选,具体筛选过程为:

对于每一个“疑似R波”,计算其从开始点到终止点的面积 S 、开始点到终止点的时间间隔 W ,此处定义该R波“弧度”为 $rad = W^2/S$,计算出的第一个弧度 rad 作为阈值 rad_{th} 的初始值,遍历所有“疑似R波”,如果该“疑似R波”的弧度值满足下式:

$$0.5 \times rad_{th} \leq rad \leq 1.5 \times rad_{th}$$

则视为一个确定的R波,同时按照下面的公式更新阈值

$$rad_{th新} = \alpha \gamma rad + (1-\alpha) rad_{th旧}$$

式中, α 为遗忘因子, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子, rad 为当前R波的弧度值, $rad_{th新}$ 表示更新后的阈值, $rad_{th旧}$ 表示更新前的阈值,如果该“疑似R波”的弧度值不满足要求,则说明该“疑似R波”为伪R波,不更新弧度阈值。

一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,涉及移动医疗设备技术领域。

背景技术

[0002] 伴随着信息技术的高速发展,利用心电图(electrocardiogram,简称ECG)来描述心脏在每个心动周期中兴奋的发生、传播及恢复过程,成为了心血管疾病诊断的重要依据。医学上已经证实,心电图的实时监测是当前预警和诊断心律失常、心肌病等心脏疾病的首选技术手段。但是,目前医院常用的心电图诊断具有实时性差,不能及时准确地获取有用信息的问题。近年来出现了很多可以测量病人单导心电信息的便携式心电仪,便携式心电仪相对于传统的十二导联心电仪来讲操作简单、测量成本低、测量环境制约因素小,因此成为移动医疗领域的研究热点。

[0003] 针对心电图进行筛查识别设备,已经广泛应用在医疗设备上,但是对于便携式心电仪测量的单导联心电图,还没有权威的、广泛使用的筛查识别系统,主要原因如下:单导联心电图可以提供的信息与十二导联心电图相比十分有限,由于硬件精度、使用时的噪声以及电极片粘贴位置不准确,测得的心电数据不精确。

发明内容

[0004] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种准确性高的便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统。

[0005] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,其特征在于,该筛查识别系统包括心电图预处理模块、标定模块、心动周期划分模块和输出模块;所述预处理模块用于对单导联心电信号进行滤波处理,滤除原始心电信号中的噪声和基线漂移保留正常的心电信号,并将滤波处理后的心电信号发送到所述标定模块;所述标定模块用于定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,并将识别得到的特征波形发送到所述心动周期划分模块;所述心动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查,并将节律出现异常的心动周期进行标注并发送到所述输出模块;所述输出模块将标注出的异常周期心电信号的输出。

[0006] 进一步地,所述预处理模块包括有用于去除原始心电信号噪声的带通滤波器或平滑滤波器,以及用于去除原始心电信号基线漂移的中值滤波器。

[0007] 进一步地,所述标定模块采用动态阈值的差分阈值法定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别。

[0008] 进一步地,所述标定模块采用动态阈值的差分阈值法对R波进行识别,具体识别过程为:首先,对心电信号进行一阶差分,对于设定的前n秒的心电信号,每秒选取一个一阶差分最大的值,默认这个最大值对应R波的上升沿,将这n个初始值去掉最大值和最小值,求得均值作为检测R波上升沿的初始阈值 R_{th}^+ ;与此类似,得R波下降沿的初始阈值 R_{th}^- 和R波半高

宽的初始阈值 Wid_R ;其次,在对心电信号进行识别时,寻找一个宽度低于 Wid_R 的波段,在这段信号中若存在一阶差分大于 R_{th}^+ 、等于0、小于 R_{th}^- 的三个点,则初步认定此心电信号为“R波”,每检测到一个“R波”,同时将三个阈值进行刷新:

$$[0009] \quad V_{th新} = \alpha \gamma V + (1-\alpha) V_{th旧}$$

[0010] 式中, α 为遗忘因子, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子, V 为检测到R波的上升沿和下降沿对应的一阶差分最大值, $V_{th新}$ 表示更新后的阈值, $V_{th旧}$ 表示更新前的阈值;最后,通过调整遗忘因子的大小,初步识别出绝大部分R波。

[0011] 进一步地,采用动态阈值法对于“疑似R波”进行筛选,具体筛选过程为:对于每一个“疑似R波”,计算其从开始点到终止点的面积 S 、开始点到终止点的时间间隔 W ,此处定义该R波“弧度”为 $rad = W^2/S$,计算出的第一个弧度 rad 作为阈值 rad_{th} 的初始值,遍历所有“疑似R波”,如果该“疑似R波”的弧度值满足下式:

$$[0012] \quad 0.5 \times rad_{th} \leq rad \leq 1.5 \times rad_{th}$$

[0013] 则视为一个确定的R波,同时按照下面的公式更新阈值

$$[0014] \quad rad_{th新} = \alpha \gamma rad + (1-\alpha) rad_{th旧}$$

[0015] 式中, α 为遗忘因子, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子, rad 为当前R波的弧度值, $rad_{th新}$ 表示更新后的阈值, $rad_{th旧}$ 表示更新前的阈值,如果该“疑似R波”的弧度值不满足要求,则说明该“疑似R波”为伪R波,不更新弧度阈值。

[0016] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明通过标定模块定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,并通过动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查,并将节律出现异常的心动周期进行标注,依次本发明准确性高,对于心电图信号的筛查识别具有较高准确率。2、本发明由于设置有预处理模块,可以采用带通滤波器或平滑滤波器等滤波算法对原始心电信号中的噪声,并采用中值滤波器对基线漂移进行滤除,因此本发明可以去除原始心电信号的杂质干扰,进一步提高心电信号筛查的准确度。3、本发明适用性强,对于不同采样率,不同品质的心电信号都能进行处理,且本发明计算复杂度较低,能够实现实时计算。本发明可以广泛应用于便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别中。

附图说明

[0017] 图1是本发明对单导联心电图的处理流程示意图;

[0018] 图2是本发明采集的原始360Hz单导联心电信号示意图,其中,360Hz指原始心电信号的采样频率,即每秒钟采集360个数值;

[0019] 图3是本发明的预处理模块滤除噪声和基线漂移的单导联心电信号示意图;

[0020] 图4是本发明用竖线标注出异常心动周期开始和结束的示意图, s 表示异常心动周期开始, e 表示异常心动周期结束,连续异常的心动周期标注互相合并。

具体实施方式

[0021] 以下结合附图来对本发明进行详细的描绘。然而应当理解,附图的提供仅为了更好地理解本发明,它们不应该理解成对本发明的限制。

[0022] 如图1所示,本发明提供的便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统,可以

用于对便携式心电仪测量得到的单导联心电信号进行分析和处理,包括心电图预处理模块、标定模块、心动周期划分模块和输出模块;预处理模块用于对单导联心电信号进行滤波处理,滤除原始心电信号中的噪声和基线漂移并最大程度保留有用的正常心电信号,预处理模块将滤波处理后的心电信号发送到标定模块;标定模块采用动态阈值的差分阈值法定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,并将识别得到的特征波形发送到心动周期划分模块;心动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查,并将节律出现异常的心动周期进行标注并发送到输出模块,输出模块将标注出的异常周期心电信号的输出。

[0023] 在一个优选的实施例中,预处理模块可以采用带通滤波器或平滑滤波器等滤波算法对原始心电信号中的噪声进行去除,并采用中值滤波器对心电信号的基线漂移进行滤除,按照美国心电学会确认的标准,正常心电信号的频率范围在0.05Hz~100Hz之内,但是90%的能量集中在0.25Hz~35Hz内,所以本发明采用带通滤波器或平滑滤波器,将这个范围之外的噪声信号滤除;另外,基线漂移是由于人体呼吸、电位移动而产生的低频干扰,理论情况下的心电信号应该基于零点位置上下波动,但是由于上述干扰的存在,导致这个“零点”产生了缓慢的上下漂移,称为基线漂移,本发明采用采用双重中值滤波的方法,将心电信号依次通过一个窗口宽度200ms和一个窗口宽度400ms的中值滤波器,获得基线信号,用原始心电信号减去基线信号,即可获得去除基线漂移后的心电信号。

[0024] 在一个优选的实施例中,标定模块采用动态阈值的差分阈值法定位心电信号的各个特征点,通过特征点对特征波形进行识别,本发明实施例采用动态阈值的差分阈值法对R波进行识别,具体过程为:

[0025] 首先,对心电信号进行一阶差分,对于前5秒(以此为例,不限于此)的信号中,每秒选取一个一阶差分最大的值,默认这个最大值对应R波的上升沿,将这五个初始值去掉最大值和最小值,并求得均值作为检测R波上升沿的初始阈值 R_{th}^+ 。与此类似方法,得R波下降沿的初始阈值 R_{th}^- 和R波半高宽的初始阈值 Wid_R 。

[0026] 其次,在对心电信号进行识别时,寻找一个宽度低于 Wid_R 的波段,在这段信号中若存在一阶差分大于 R_{th}^+ 、等于0、小于 R_{th}^- 的三个点,则可以初步认定此心电信号为“R波”。每检测到一个R波,同时将三个阈值进行刷新,公式为:

[0027] $V_{th新} = \alpha \gamma V + (1-\alpha) V_{th旧}$

[0028] 式中, α 为遗忘因子,0~0.2, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子,取值0.3~0.5, V 为检测到R波的上升沿和下降沿对应的一阶差分最大值(下降沿对应最小值), $V_{th新}$ 表示更新后的阈值, $V_{th旧}$ 表示更新前的阈值。

[0029] 最后,由于采取动态阈值的差分阈值法,通过调整遗忘因子的大小,阈值可以适应心电信号的缓慢变化,此时可以初步检测出绝大部分R波。

[0030] 进一步地,对于可能发生的漏检和误检可以采用如下方法进行处理:漏检的R波多为幅度突变甚至波形突变(如R-on-T现象),可直接作为病变波形处理,此时由于一个或多个R波不被检出,会产生过长的RR间期,RR间期可以用于后续的筛查识别中。

[0031] 对于检测出的“疑似R波”,计算其“角度”(弧度),即,将峰值点看作角的顶点,上升沿和下降沿看作角的两边,由于R波非常狭窄,角度很尖锐,而其他波即使足够高,却不够狭

窄,相比于同周期内的R波,两者角度不处于同一数量级,本发明采用动态阈值法对于“疑似R波”进行筛选,具体过程为:

[0032] 对于每一个“疑似R波”,计算其从开始点到终止点的面积 S 、开始点到终止点的时间间隔 W ,此处定义该“疑似R波”“弧度”为 $\text{rad} = W^2/S$ (严格意义上说此公式缺少一个系数 $1/2$,但是由于是用于比较,为了减少计算量可以归一化)。计算出的第一个弧度 rad 作为阈值 rad_{th} 的初始值。遍历所有“疑似R波”,如果该“疑似R波”的弧度值满足下式:

[0033] $0.5 \times \text{rad}_{\text{th}} \leq \text{rad} \leq 1.5 \times \text{rad}_{\text{th}}$

[0034] 则视为一个确定的R波,同时按照下面的公式更新阈值:

[0035] $\text{rad}_{\text{th新}} = \alpha \gamma \text{rad} + (1-\alpha) \text{rad}_{\text{th旧}}$

[0036] 式中, α 为遗忘因子,取值 $0 \sim 0.3$, γ 为阈值相对于最大值的倍数因子,取值 $0.9 \sim 1$, rad 为当前R波的弧度值, $\text{rad}_{\text{th新}}$ 表示更新后的阈值, $\text{rad}_{\text{th旧}}$ 表示更新前的阈值。如果该“疑似R波”的弧度值不满足要求,则说明该“疑似R波”伪R波,不更新弧度阈值。

[0037] 在一个优选的实施例中,心动周期划分模块将节律出现异常的心动周期进行标注,具体过程为:对于时长在设定范围例如小于 0.6s 或大于 1s 的心动周期进行标注,通过对心动周期的标注既可以在医生读图时减少工作量,又可以定位心率失常的心动周期。

[0038] 在一个优选的实施例中,本发明的便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统还可以预置有疾病程度等级数据库和诊断函数库,通过诊断函数库中的诊断函数对标注的异常心电周期进行诊断,并通过疾病程度等级数据库对诊断得到的疾病严重程度划分为三个等级,分别为:

[0039] I) 正常或正常变异

[0040] 窦性心律失常:过速、过缓、停搏;房性心律失常:期前收缩、心动过速(140以下);交界性心律失常:期前收缩、逸搏、过速;阻滞:窦房传导阻滞、一度房室传导阻滞、左/右束支阻滞;等级I的病变是在正常人的心电图中也经常会发生,或者无需治疗的疾病,严重程度最低,即使虚警也不会使用户过于恐慌。

[0041] II) 较为严重的病变

[0042] 房性心动过速(140以上);室性期前收缩(5次以下)、室性心动过速;二度房室传导阻滞;心房扑动、心房颤动;等级II中的病变较为严重,需要进行治疗,但不是致命性病变,或者当前不致命,却有可能转变为致命性病变,这类病变要提示使用者在近期去医院检查。

[0043] III) 致命性病变

[0044] 室性期前收缩(5次以上);三度房室阻滞,心室扑动、心室颤动;等级III中的疾病都是致命性病变,需要立刻警报,并且通知后台医生准备救护。

[0045] 为了验证本发明的便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统的准确性,利用MIT-BIH数据库进行检验,如图2~图4表示对于一个单导联心电图从预处理到异常心动周期的筛查和识别过程,充分说明了本发明的便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统的准确性。从图中可以看到,图3与图2相比更加平滑,图2的横线部分很多地方很粗,这其实是高频的噪声不断上下震动,导致看起来像一条很粗的线,经过带通滤波器的预处理,在图3上对应的位置噪声已经减小了很多。如图4所示的第七个和第九个R波处分别有一条竖线,标志着异常心动周期的开始和结束,首先竖线的位置准确的落在了R波上,说明通过动态差分阈值法对于R波的定位是准确的,其次,第八次R波距离第七次R波的间隔与其他正

常心率相比过短,距离第九次R波的间隔与其他正常心率相比过长,经过系统的处理认为其为异常心动波形,进行了标注。

[0046] 上述各实施例仅用于说明本发明,其中各部件的结构、连接方式和制作工艺等都是可以有所变化的,凡是在本发明技术方案的基础上进行的等同变换和改进,均不应排除在本发明的保护范围之外。

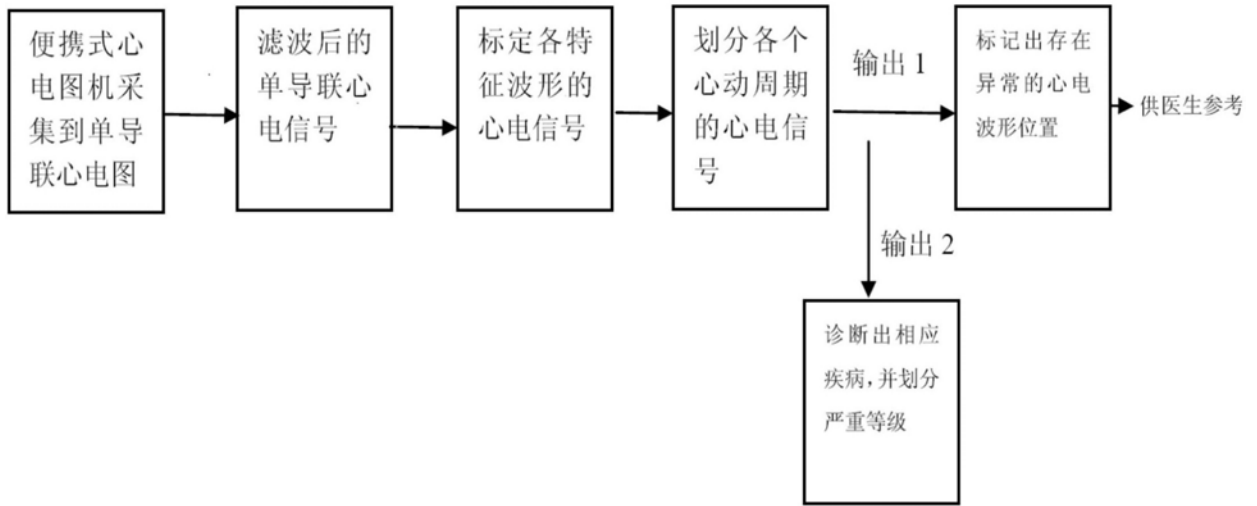


图1

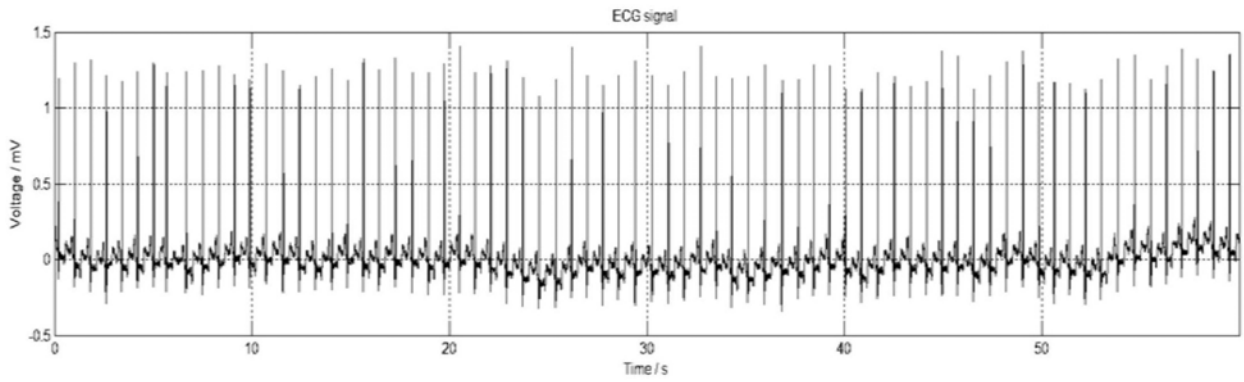


图2

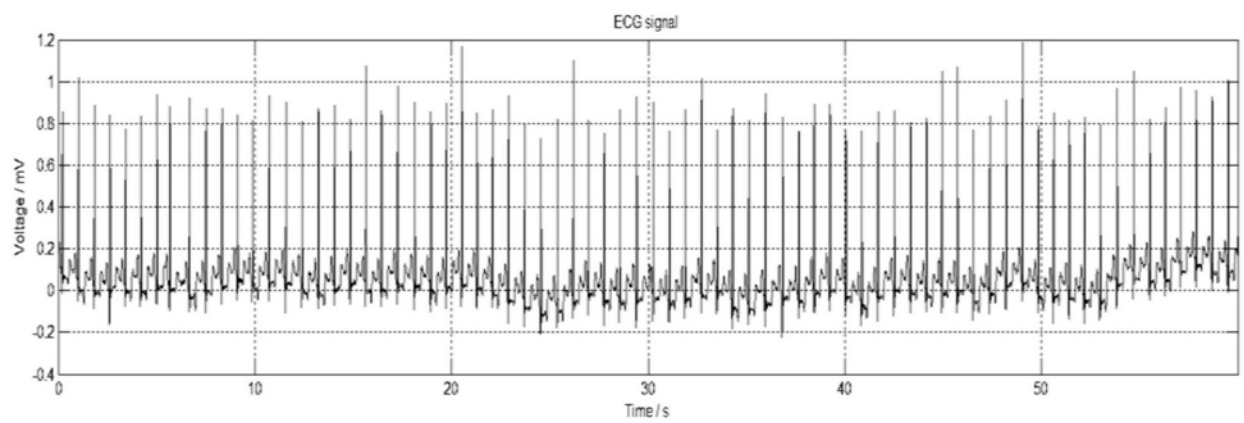


图3

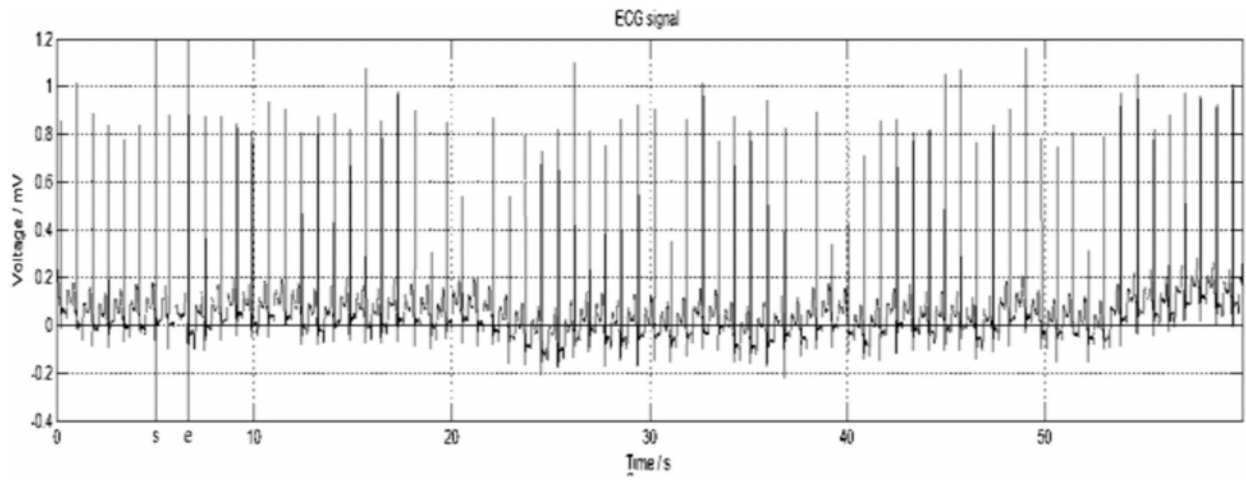


图4

专利名称(译)	一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统		
公开(公告)号	CN106361325B	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201610772082.0	申请日	2016-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	任勇		
申请(专利权)人(译)	任勇		
当前申请(专利权)人(译)	任勇		
[标]发明人	任勇 张文江 王景璟		
发明人	任勇 张文江 王景璟		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/7264		
代理人(译)	关畅 刘美丽		
审查员(译)	孙晓彤		
其他公开文献	CN106361325A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种便携式心电仪所测单导联心电图的筛查识别系统，其特征在于，该筛查识别系统包括心电图预处理模块、标定模块、心动周期划分模块和输出模块；所述预处理模块用于对单导联心电信号进行滤波处理，滤除原始心电信号中的噪声和基线漂移保留正常的心电信号，并将滤波处理后的心电信号发送到所述标定模块；所述标定模块用于定位心电信号的各个特征点，通过特征点对特征波形进行识别，并将识别得到的特征波形发送到所述心动周期划分模块；所述心动周期划分模块对识别得到的特征波形进行初步筛查，并将节律出现异常的心动周期进行标注并发送到所述输出模块；所述输出模块将标注出的异常周期心电信号的输出。

