



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110367973 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 26

(21) 申请号 201910584153.8

A61B 5/353 (2021.01)

(22) 申请日 2019.07.01

A61B 5/355 (2021.01)

A61B 5/358 (2021.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110367973 A

(43) 申请公布日 2019.10.25

(73) 专利权人 复旦大学

地址 200433 上海市杨浦区邯郸路220号

(72) 发明人 杨翠微 何凯悦 陈家曦 丁小曼

(74) 专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

31200

代理人 张磊

(56) 对比文件

CN 108720832 A, 2018.11.02

CN 109893119 A, 2019.06.18

US 2008015453 A1, 2008.01.17

KR 20170119162 A, 2017.10.26

彭明辰. 一种多导联心电图QRS波检测方法. 《医疗设备信息》. 1997, (第2期),

审查员 陈尧

(51) Int. Cl.

A61B 5/318 (2021.01)

A61B 5/366 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

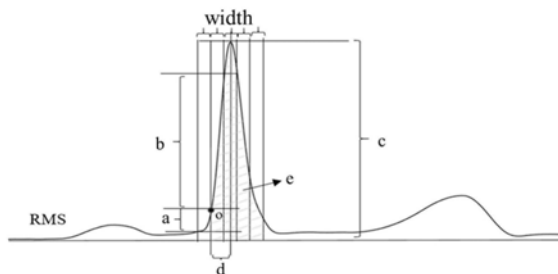
权利要求书1页 说明书5页 附图11页

(54) 发明名称

多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法

(57) 摘要

本发明涉及一种多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法。利用心电采集技术采集多导联心电信号；将多导联心电信号预处理得到去除基线漂移及高频噪声后的信号；对该信号作归一化处理，得到归一化的多导联心电信号；计算归一化后的多导联心电信号的均方根RMS及检测函数DEF，通过学习RMS和DEF前若干秒的值计算得到阈值，将满足阈值条件的DEF峰值点视为QRS波群的起始点。本发明方法有检测精确率高、算法简单和操作实时等优点。本发明方法适用于长程或短程心电信号，可用于分析窦性心律信号或心律失常信号，同时在电生理机制研究和临床医学上均具有一定的应用价值。本发明方法可推广至心内电信号的激动分析和相关量化研究。



1. 一种多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法,其特征在于具体步骤如下:

(1) 利用心电采集技术采集多导联心电信号;

(2) 对步骤(1)的多导联心电信号进行预处理,得到去除基线漂移和高频噪声的多导联心电信号;

(3) 对步骤(2)得到的预处理后的多导联心电信号进行归一化处理,得到多导联归一化心电信号;

(4) 计算步骤(3)得到的多导联归一化心电信号的均方根,得到RMS信号,假设有n导联心电信号($n \geq 2$),均方根计算如公式(1)所示:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{ECG}_i^2} \quad (1)$$

其中: ECG_i 是第i导联心电信号的幅值, $1 \leq i \leq n$;

(5) 利用步骤(4)中得到的RMS信号计算检测函数DEF,DEF的计算如公式(2)所示:

$$\text{DEF} = \frac{bc^2e}{\sqrt{d}} \exp(-ka) \quad (2)$$

对于步骤(4)得到的心电信号的RMS信号,设o点是待检测的QRS波的起始点,width是时间参数,为经验值,k和m均为正常数,为经验值;其中:

a为o点向前width时间内出现的最低点与o点的幅度差,若o点为拐点,则a值接近为0, $\exp(-ka)$ 接近于1;若o点为上升支的某点,则a为正值, $\exp(-ka)$ 的值接近于0,这有利于区分o点与其他处于RMS信号上升支的点;

b为o点向后width时间内出现的最高点与o点的幅度差,其主要反映了RMS信号上升的速度,有利于区分o点与其前面的平坦区段,同时有利于区分o点与P波、T波的起始点;

c为o点向后m*width时间内出现的RMS信号的最大值;它有利于区分QRS波、P波和T波;

d为o点与向后m*width时间内出现的RMS最大值点之间的时间差;室性早搏的c值较大,但是d值较小;而窦性心律的c值较小,d值较大;因此综合考虑c和d有利于减小不同心拍检测函数值的差异;同时,d值也有利于将QRS波与部分缓慢上升的T波区分开;

e为o点到o点向后m*width时间内的RMS积分值;

(6) 利用步骤(4)得到的均方根信号的前若干秒长的数据,求取该前若干秒长内均方根信号的峰值,构成一组序列,取该序列的中值的某百分比对应的数值作为RMS阈值;利用步骤(5)得到的检测函数信号的前若干秒长的数据,求取该前若干秒长内检测函数信号的峰值,构成一组序列,取该序列的中值的某百分比对应的数值作为DEF阈值;将同时满足以下三个条件的DEF峰值点视为QRS波群的起始点:a.步骤(5)得到的检测函数中大于检测函数阈值的峰值点;b.步骤(4)得到的均方根信号中,符合条件a的点后100ms内存在大于均方根阈值的均方根峰值点;c.符合条件a和b的DEF峰值点在预设的不应期之外。

多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法。

背景技术

[0002] 在心电周期信号中, QRS波群的幅度最大、特征最为明显, 故在现有的心电信号特征点检测算法中, 有关QRS波群的检测方法很多, 常见的方法有: 模板匹配法、差分阈值法、人工神经网络法和小波变换法。

[0003] 模板匹配法需根据不同个体的差异性做出相应的调整, 算法依赖性强, 且易受噪声干扰, 检测结果往往不理想。当发生心律不齐, 尤其是室性早搏时, QRS波群的R波幅度变化很大, 且RR间期不规律, 传统的差分阈值法无法准确定位。人工神经网络的方法虽有较高的自适应性及较好的检测效果, 但该方法的实现需要大量具有代表性的样本, 在实际应用过程中较难实现。小波变换法计算量大、步骤复杂、耗时长, 且无法定位起、止点。

[0004] 以上的QRS波群检测方法主要是用于提取R波, 而关于检测QRS波群的起点及终点等特征点的检测却很简单, 主要基于R波峰值点向前或向后搜寻得到。实际上, QRS波群的起始点与终止点是正确表征心脏电活动的关键点, 对于临床上诊断心源性异常(如休克、心绞痛、心室传导阻滞等)有重要的意义。

发明内容

[0005] 针对传统特征点检测算法的实时性差、算法复杂、准确率低等特点, 本发明的目的在于提出一种多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法, 本发明能够通过一系列信号预处理步骤, 得到归一化的多导联心电信号, 并通过计算归一化心电信号的均方根和检测函数, 最终检测出多导联心电信号QRS波群的平均起始点。

[0006] 本发明提出的一种多导联心电信号QRS波群起始点的检测方法, 具体步骤如下:

[0007] (1) 利用心电采集技术采集多导联心电信号;

[0008] (2) 对步骤(1)的多导联心电信号进行预处理, 得到去除基线漂移和低频噪声的多导联心电信号;

[0009] (3) 对步骤(2)得到的预处理后的多导联心电信号进行归一化处理, 得到多导联归一化心电信号;

[0010] (4) 计算步骤(3)得到的多导联归一化心电信号的均方根RMS, 得到RMS信号, 假设有n导联心电信号($n \geq 2$), 均方根计算如公式(1)所示:

$$[0011] \quad \text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{ECG}_i^2} \quad (1)$$

[0012] 其中: ECG_i 是第i导联心电信号的幅值, $1 \leq i \leq n$;

[0013] (5) 利用步骤(4)中得到的RMS信号计算检测函数DEF (Detection Function), DEF计算如公式(2)所示:

$$[0014] \quad DEF = \frac{bc^2e}{\sqrt{a}} \exp(-ka) \quad (2)$$

[0015] 对于步骤(4)得到的心电信号的RMS信号,设o点是待检测的QRS波的起始点,width是时间参数(经验值),k和m均为正常数(经验值);其中:

[0016] a为o点向前width时间内出现的最低点与o点的幅度差,若o点为拐点,则a值接近为0,exp(-ka)接近于1;若o点为上升支的某点,则a为正值,exp(-ka)的值接近于0,这有利于区分o点与其他处于RMS信号上升支的点;

[0017] b为o点向后width时间内出现的最高点与o点的幅度差,其主要反映了RMS信号上升的速度,有利于区分o点与其前面的平坦区段,同时有利于区分o点与P波、T波的起始点;

[0018] c为o点向后m*width时间内出现的RMS信号的最大值,它有利于区分QRS波、P波和T波;

[0019] d为o点与向后m*width时间内出现的RMS最大值点之间的时间差,一般而言,室性早搏的c值较大,但是d值较小;而窦性心律的c值较小,d值较大;因此综合考虑c和d有利于减小不同心拍DEF检测函数值的差异,同时,d值也有利于将QRS波与部分缓慢上升的T波区分开;

[0020] e为o点到o点向后m*width时间内的RMS积分值;

[0021] (6)利用步骤(4)得到的均方根信号的前若干秒长的数据,求取该前若干秒长内均方根信号的峰值,构成一组序列,取该序列的中值的某百分比对应的数值作为RMS阈值;利用步骤(5)得到的检测函数信号的前若干秒长的数据,求取该前若干秒长内检测函数信号的峰值,构成一组序列,取该序列的中值的某百分比对应的数值作为DEF阈值;将满足阈值条件,并且不在预设的不应期(200~400ms可调)内的DEF峰值点视为QRS起始点;若2s内未能检测到QRS起点,则放宽阈值条件,重新检测,将高于该阈值的某百分比对应的数值的DEF峰值点视为QRS的起始点。

[0022] 本发明具有以下有益效果:

[0023] 1.本发明提出了一种多导联心电信号QRS波群起始点检测方法,与传统的检测方法相比,具有检测精确率较高、检测实时性强以及算法简便等优点。

[0024] 2.本发明对于多形态室性早搏、房颤、ST段改变、二联律或其他节律不规则的异常心律的多导联心电信号QRS波群起始点检测均具有一定的适应性。

[0025] 3.本方法适用于短程或长程的心电信号,同时适用于窦性心律信号和心律失常信号,为心电诊断提供了一个重要的检测方法。

[0026] 4.检测到起始点后,分别对多导联心电信号进行积分,得出的结果可表征心电综合矢量于一个心动周期内在各个导联的一个平均投影矢量,有助于研究室性早搏等心律失常信号。

[0027] 5.本方法可推广至心内电信号的激动分析和相关量化研究。

附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单的介绍。需要说明的是,以下附图仅展示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是范围的限定。

[0029] 图1是体表12导联心电信号的均方根信号的示意图。其中, o 点为待检测的QRS波起始点; $width$ 是设定的时间参数; a 为 o 点向前 $width$ 时间内出现的最低点与 o 点的幅度差; b 为 o 点向后 $width$ 时间内出现的最高点与 o 点的幅度差; c 为 o 点向后 $4*width$ 时间内出现的RMS信号的最大值; d 为 o 点与向后 $4*width$ 时间内出现的RMS最大值点之间的时间差; e 为 o 点与 o 点向后 $4*width$ 时间内的均方根积分值。

[0030] 图2是窦性心律的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测示意图。其中, (a)为一段10s长的12导联原始心电信号, I、II、III为标准肢体导联, aVR、aVL、aVF为加压肢体导联, V1~V6为6个胸导联; (b)为该段12导联心电信号滤波后的信号, 图中标识与(a)相同; (c)为该段12导联心电信号的归一化信号, 纵坐标为其归一化幅度, 横坐标为时间; (d)为12导联归一化信号的均方根值, 纵坐标为其幅度, 横坐标为时间, 横虚线表示均方根阈值; (e)为该段12导联心电信号的检测函数值, 纵坐标为其幅度, 横坐标为时间, 横虚线表示检测函数阈值; (f)为最终的检测效果, 前12行信号为图(b), 第13行信号为图(d), 第14行信号为图(e), 竖虚线为标记的R波, 竖实线为检测到的12导联心电信号平均QRS波群起始点, 每条竖实线顶端的数字表示心拍数。

[0031] 图3是多形态室性早搏的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测示意图。其中, (a)~(f)的图片布局与图2中对应的(a)~(f)相同。

[0032] 图4是房颤的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测示意图。其中, (a)~(f)的图片布局与图2中对应的(a)~(f)相同。

[0033] 图5是ST段压低的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测结果示意图。图片布局与图2(f)相同。

[0034] 图6是阵发性室速的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测结果示意图。图片布局与图2(f)相同。

[0035] 图7是室性早搏二联律的体表12导联心电信号QRS波群的起始点检测结果示意图。图片布局与图2(f)相同。

具体实施方式

[0036] 下面基于常规的体表12导联心电数据(即导联数 $n=12$)结合附图和实施例对本发明方法及应用做进一步说明。

[0037] 实施例1: 将本发明的QRS波群起始点的检测方法应用于窦性心律信号(不同部位节律一致)。本实施例利用采样率为1000Hz的体表12导联心电信号(即导联数 $n=12$), 工作流程如下:

[0038] (1) 观察同步采集到的窦性心律的体表12导联心电信号(数字信号), 如图2(a)所示。每个导联的浅灰色横线表示其零电位线。由图可知有些导联的心电信号存在严重的基线漂移情况, 如I、II、III、aVR、aVL、aVF、V2、V3、V4、V5、V6。

[0039] (2) 对步骤(1)的窦性心律的体表12导联心电信号进行预处理。首先以sym4小波基函数, 对信号作10层分解, 对于该1000Hz的心电信号, 将第10层的分解信号(频段为0~0.98Hz)视为基线, 将其置为0; 接着对第1~2层的心电信号(125~500Hz)进行硬阈值处理去除高频噪声。经上述预处理后得到的体表12导联心电信号如图2(b)所示。

[0040] (3) 为保证各个导联对最终检测结果的贡献相同, 对步骤(2)得到的预处理后的12

导联心电信号归一化,得到如图2(c)所示信号。

[0041] (4) 计算步骤(3)所得归一化12导联心电信号的均方根,得到如图2(d)所示信号。求取前10s内均方根信号的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为均方根阈值,如图中横虚线所示。

[0042] (5) 计算步骤(4)所得均方根信号的检测函数(令计算公式(2)中的 $k=5$, $width=25ms$, $m=4$),得到如图2(e)所示信号。求取前10s内检测函数的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为检测函数阈值,如图中横虚线所示。

[0043] (6) 预设300ms的不应期,将同时满足以下三个条件的点视为QRS波群的起始点:a. 步骤(5)得到的检测函数中大于检测函数阈值的峰值点;b. 步骤(4)得到的均方根信号中,符合条件a的点后100ms内存在大于均方根阈值的均方根峰值点;c. 符合条件a和b的点在预设的不应期之外。检测结果如图2(f)所示,图中竖实线代表着12导联心电信号QRS波群的起始点。从图中可以观察到该方法有效地避开了P波和T波的起始点,准确地检测出了有规律的12导联窦性心律信号QRS波群的平均起始点。

[0044] 实施例2:将本发明的QRS波群起始点的检测方法应用于室性早搏信号(在窦房结冲动尚未抵达心室之前,心室中的任何一个部位或室间隔的异位节律点提早发出电冲动,从而引起心室的除极)。本实施例利用采样率为1000Hz的体表12导联心电信号(即导联数 $n=12$),工作流程如下:

[0045] (1) 观察同步采集到的多形态室性早搏的体表12导联心电信号(数字信号),如图3(a)所示。每个导联的浅灰色横线表示其零电位线,从图可知有些导联的心电信号存在严重的基线漂移情况,如II、III、aVR、aVL、AVF、V1、V3、V4、V5、V6。

[0046] (2) 对步骤(1)的室性早搏的12导联心电信号进行预处理。首先以sym4小波基函数,对该心电信号作10层分解,对于该1000Hz的心电信号,将第10层的分解信号(频段为0~0.98Hz)视为基线,将其置为0;接着对第1~2层的心电信号(125~500Hz)进行硬阈值处理去除高频噪声。经上述预处理后得到的12导联心电信号如图3(b)所示。

[0047] (3) 为保证各个导联对最终检测结果的贡献相同,对步骤(2)得到的预处理后的12导联心电信号归一化,得到如图3(c)所示信号。

[0048] (4) 计算步骤(3)所得归一化12导联心电信号的均方根,得到如图3(d)所示信号。求取前10s内均方根信号的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为均方根阈值,如图中横虚线所示。

[0049] (5) 计算步骤(4)所得均方根信号的检测函数(令计算公式(2)中的 $k=5$, $width=25ms$, $m=4$),得到如图3(e)所示信号。求取前10s内检测函数的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为检测函数阈值,如图中横虚线所示。

[0050] (6) 预设300ms的不应期,将同时满足以下三个条件的点视为QRS波群的起始点:a. 步骤(5)得到的检测函数中大于检测函数阈值的峰值点;b. 步骤(4)得到的均方根信号中,符合条件a的点后100ms内存在大于均方根阈值的均方根信号峰值点;c. 符合条件a和b的点在预设的不应期之外。检测结果如图3(f)所示,图中竖实线代表着12导联心电信号QRS波群的起始点。从图中可以观察得到,尽管室性早搏的心电图中出现了高大畸形的QRS波,但该方法仍然有效准确地检测出了异常的12导联心电信号QRS波群的平均起始点。

[0051] 实施例3:将本发明的QRS波群起始点的检测方法应用于房颤信号(存在多个节律,

不同部位节律可能不一致)。本实施例利用采样率为1000Hz的体表12导联心电信号(即导联数 $n=12$),工作流程如下:

[0052] (1) 观察同步采集到的房颤的体表12导联心电信号(数字信号),如图4(a)所示。每个导联的浅灰色横线表示其零电位线,可知有些导联的心电信号存在严重的基线漂移情况,如I、II、aVR、aVL、V3、V5、V6。

[0053] (2) 对步骤(1)的房颤的12导联心电信号进行预处理。首先以sym4小波基函数,对信号作10层分解,对于该1000Hz的心电信号,将第10层的分解信号(频段为0~0.98Hz)视为基线,将其置为0;接着对第1~2层的心电信号(125~500Hz)进行硬阈值处理去除高频噪声。经上述预处理后得到的12导联心电信号如图4(b)所示。

[0054] (3) 为保证各个导联对最终检测结果的贡献相同,对步骤(2)得到的预处理后的12导联心电信号归一化,得到如图4(c)所示信号。

[0055] (4) 计算步骤(3)所得的归一化12导联心电信号的均方根,得到如图4(d)所示信号。求取前10s内均方根信号的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为均方根阈值,如图中横虚线所示。

[0056] (5) 计算步骤(4)所得均方根信号的检测函数(令计算公式(2)中的 $k=5$, $width=25ms$, $m=4$),得到如图4(e)所示信号。求取前10s内检测函数的峰值,构成一个序列,取该序列的中值的二分之一作为检测函数阈值,如图中横虚线所示。

[0057] (6) 预设300ms的不应期,将同时满足以下三个条件的点视为QRS波群的起始点:a. 步骤(5)得到的检测函数中大于检测函数阈值的峰值点;b. 步骤(4)得到的均方根信号中,符合条件a的点后100ms内存在大于均方根阈值的均方根信号峰值点;c. 符合条件a和b的点在预设的不应期之外。检测结果如图4(f)所示,图中竖实线代表着12导联心电信号QRS波群的起始点。从图中可以观察得到,尽管房颤的心电图中P波消失,代之以锯齿形状的f波,但该方法仍然有效准确地检测出了异常的12导联心电信号QRS波群的平均起始点。

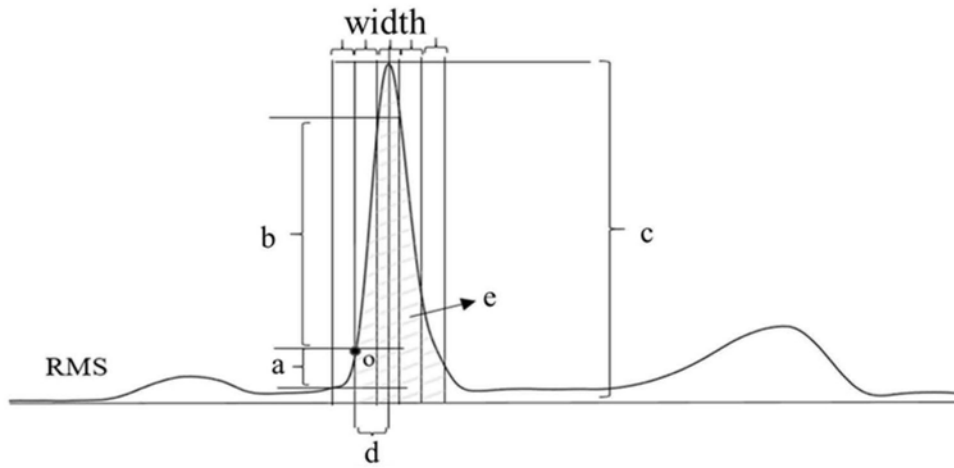
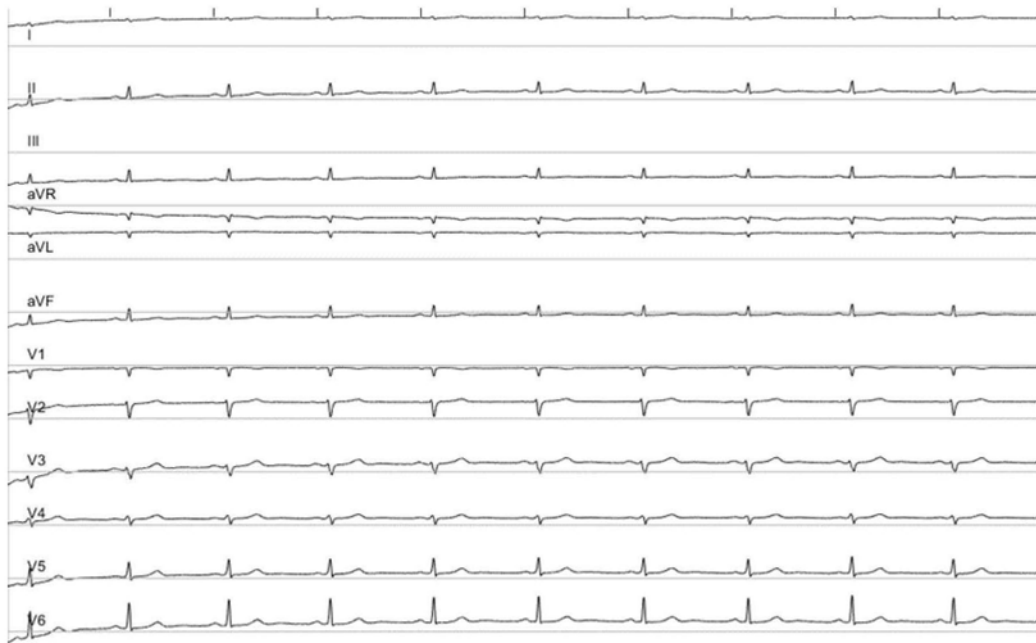
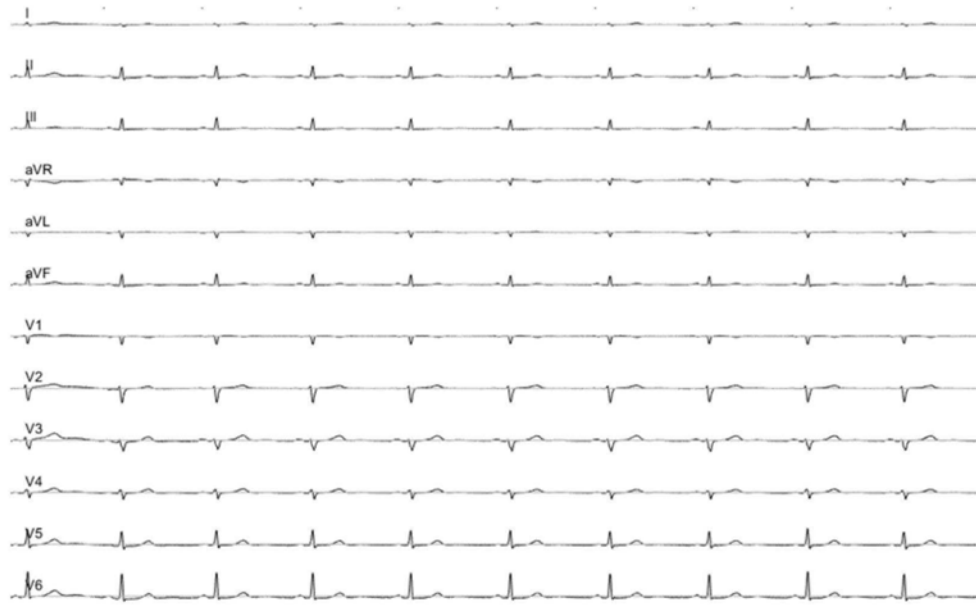


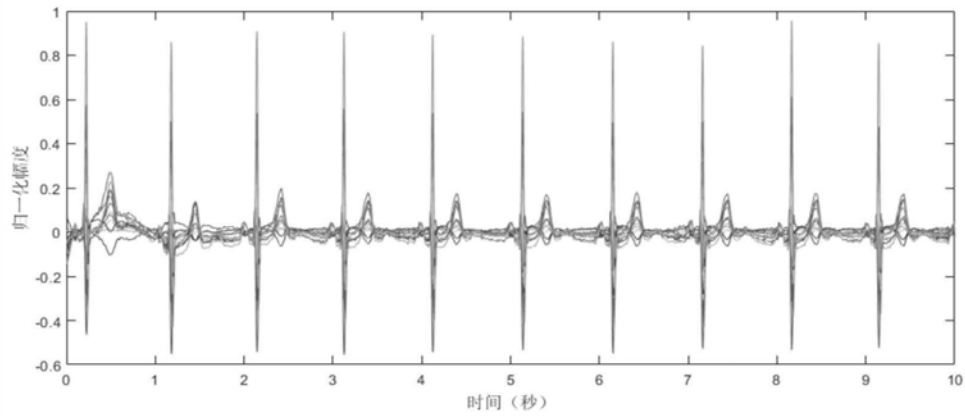
图1



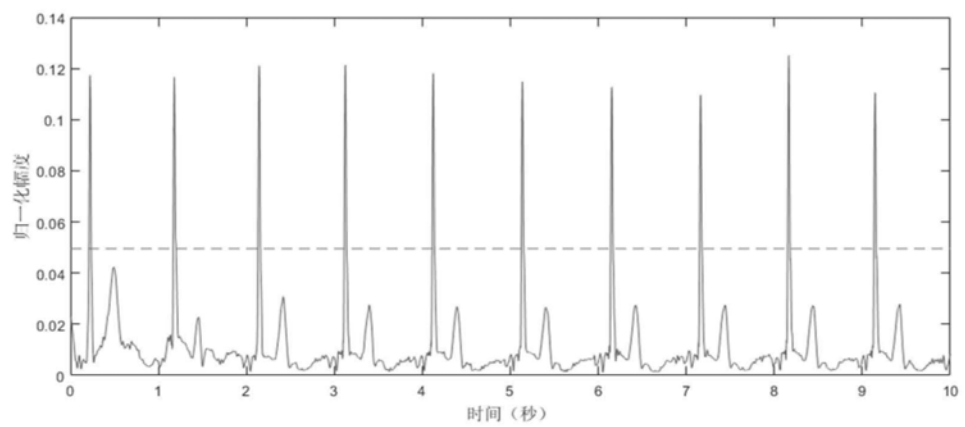
(a)



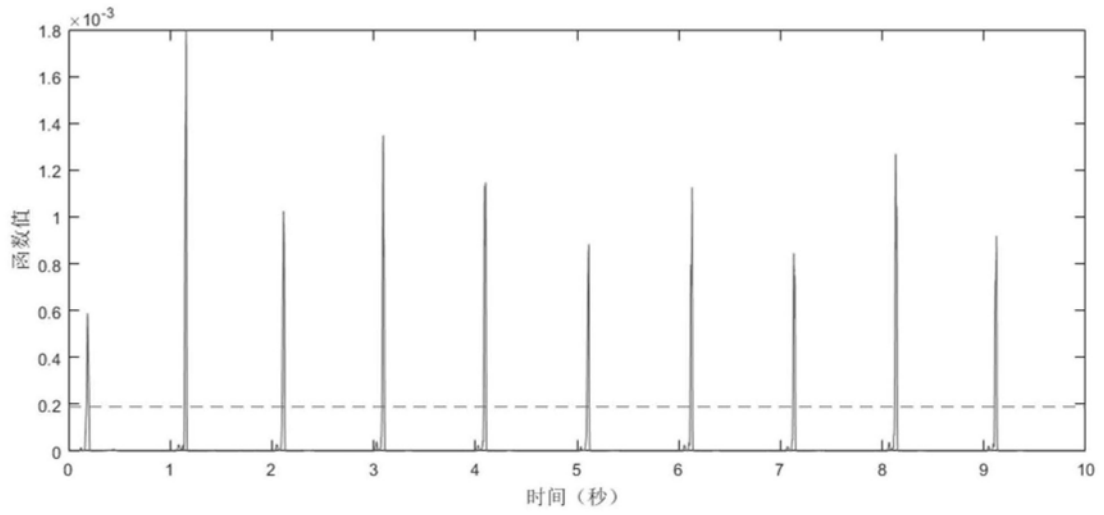
(b)



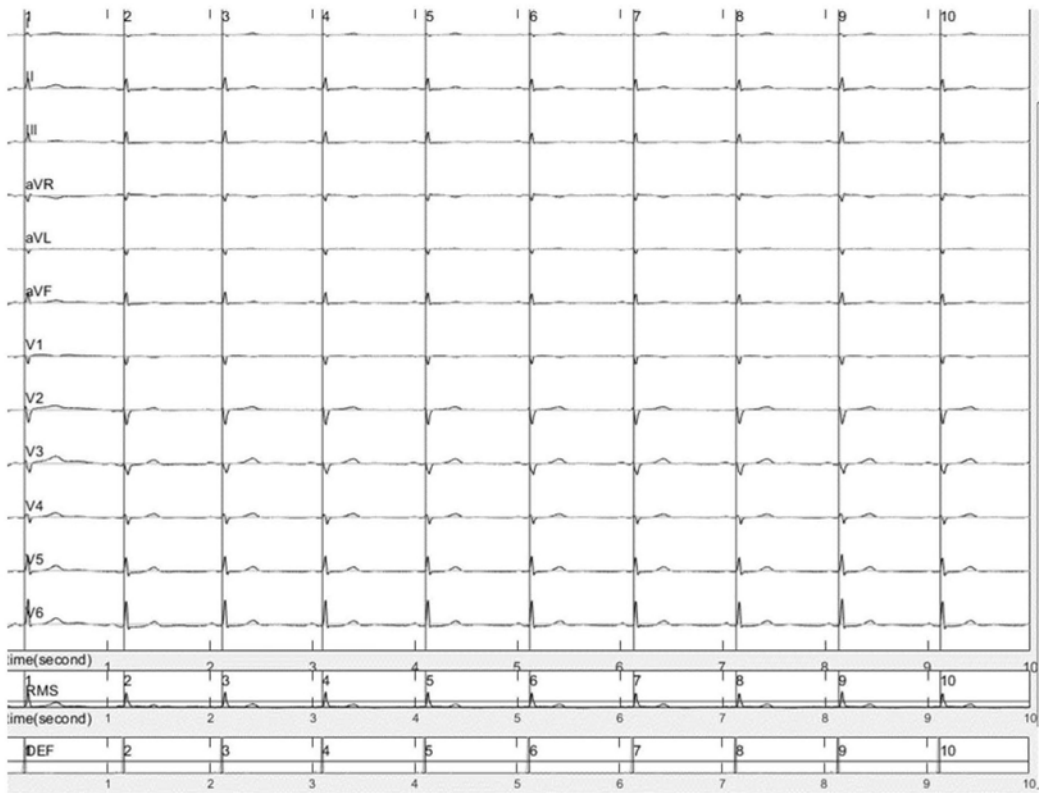
(c)



(d)

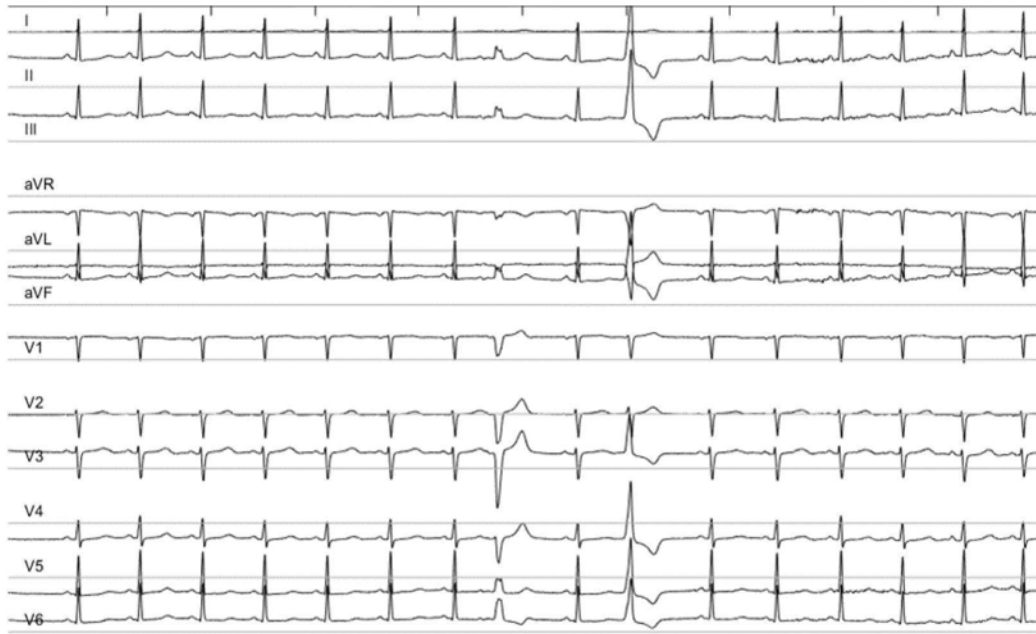


(e)



(f)

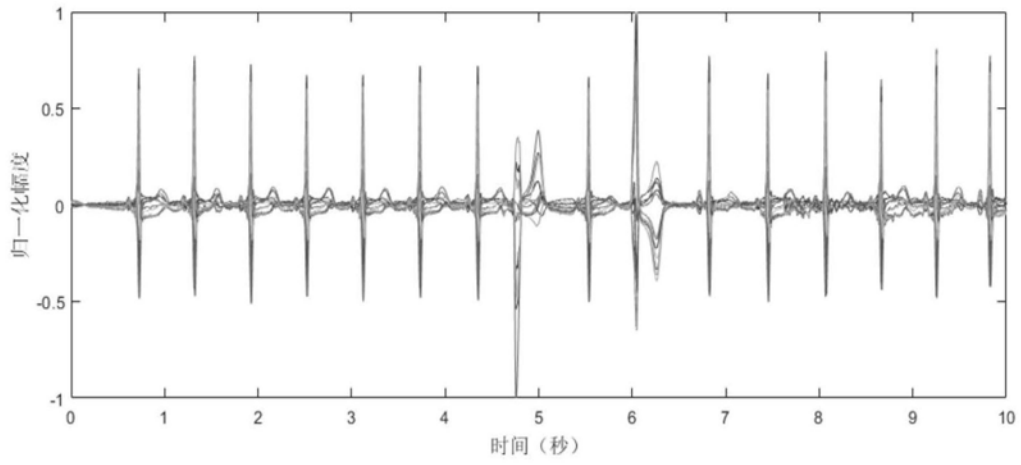
图2



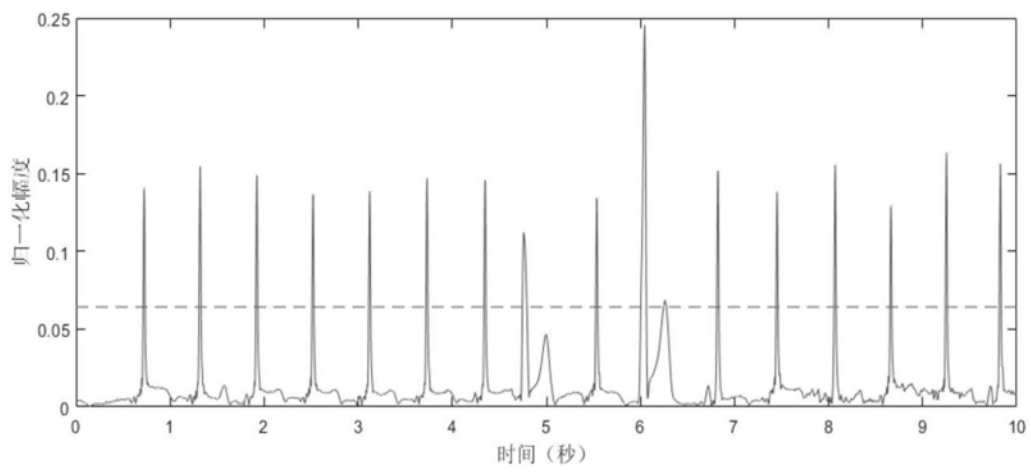
(a)



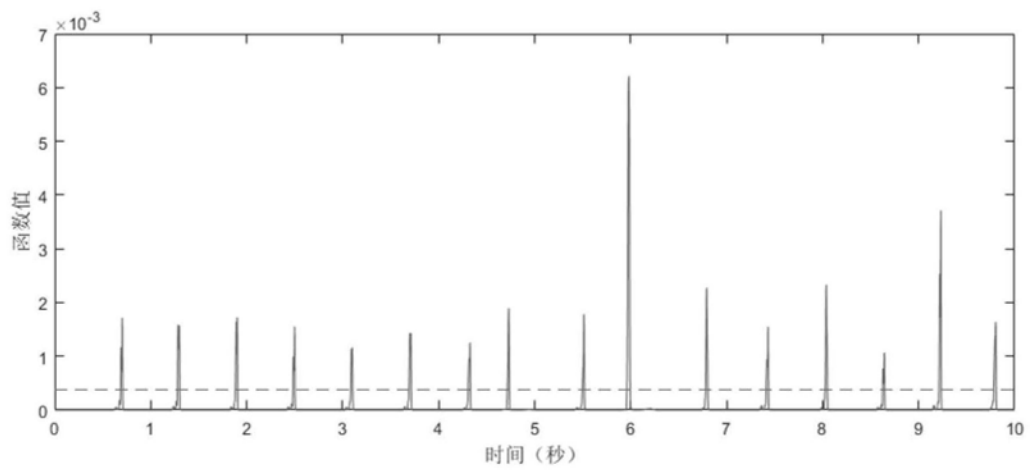
(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

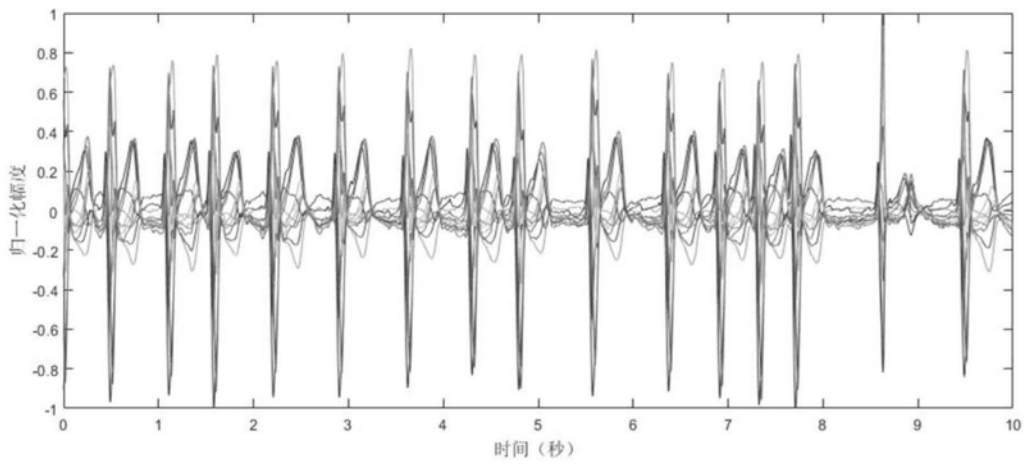
图3



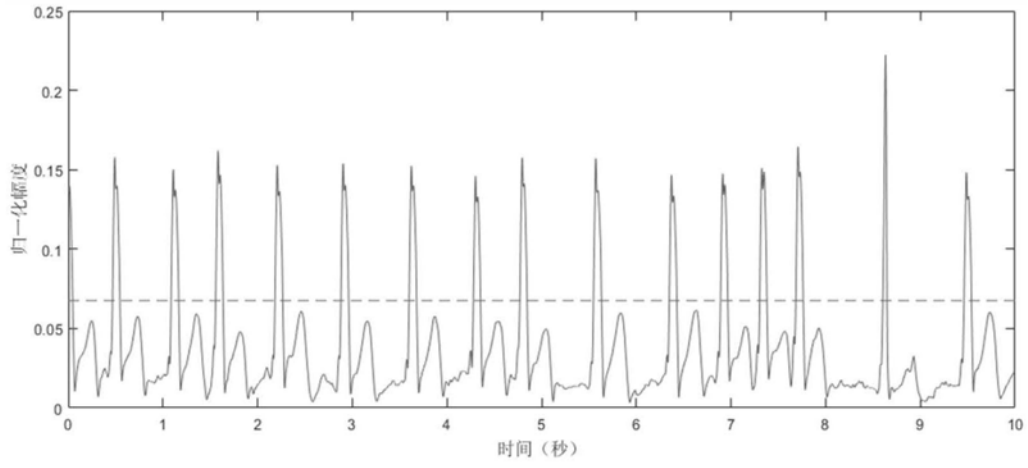
(a)



(b)



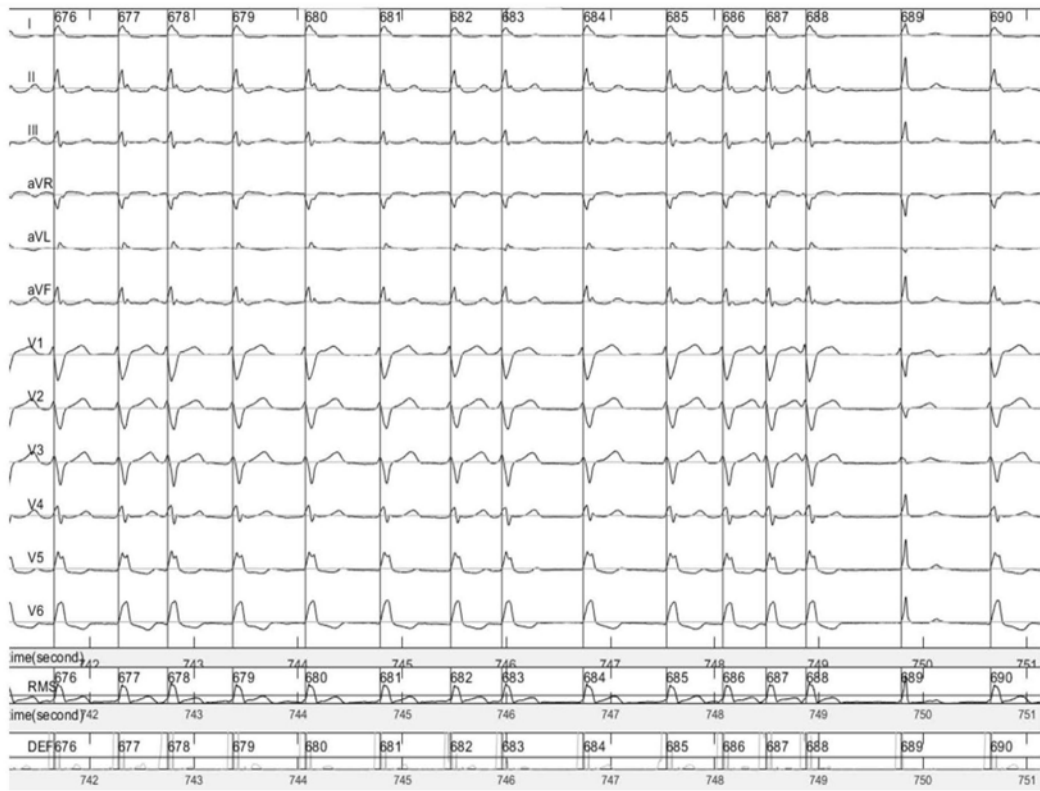
(c)



(d)



(e)



(f)

图4

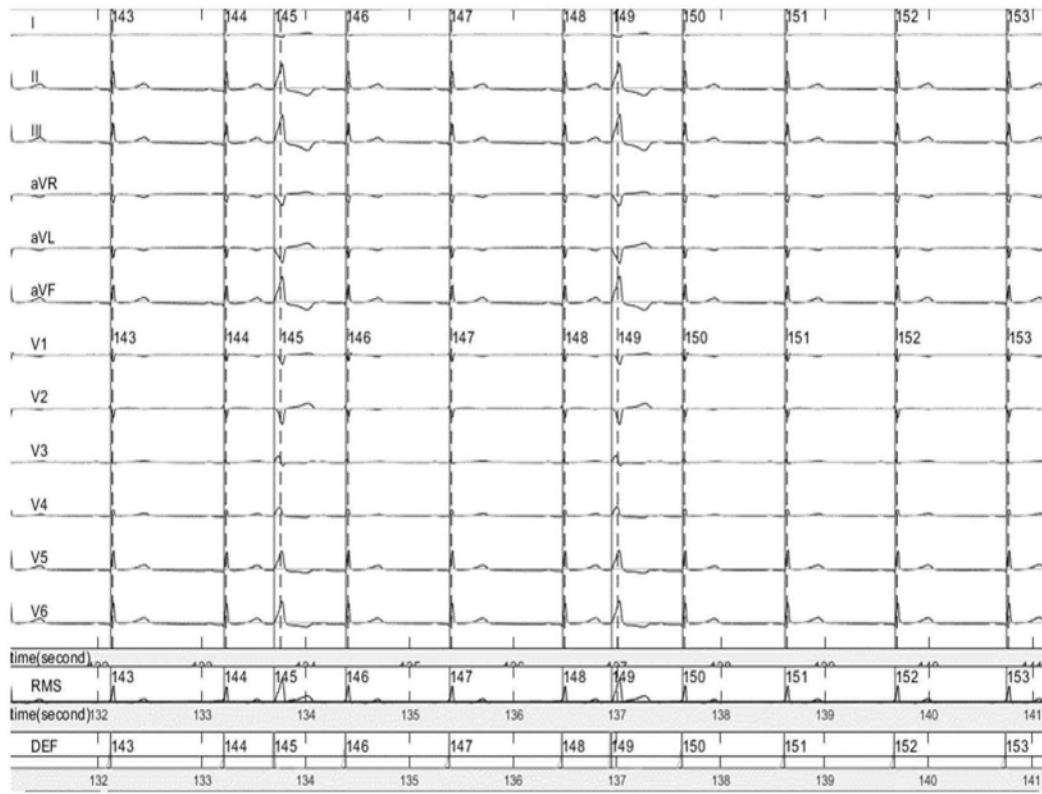


图5

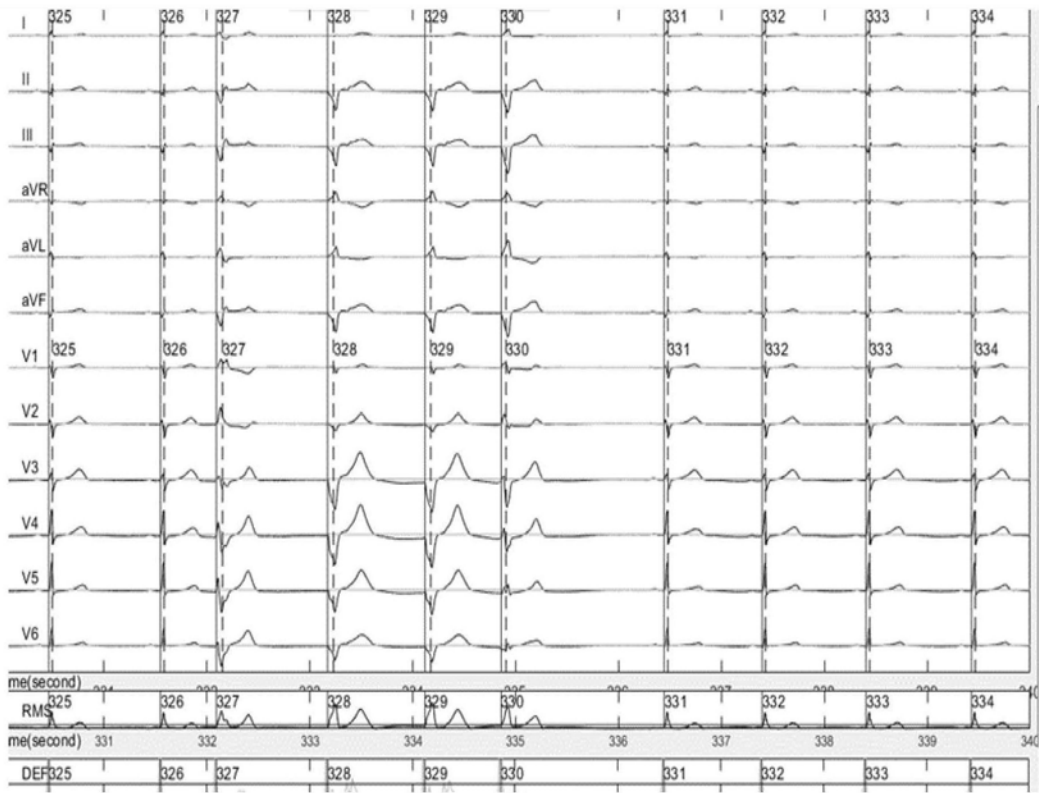


图6

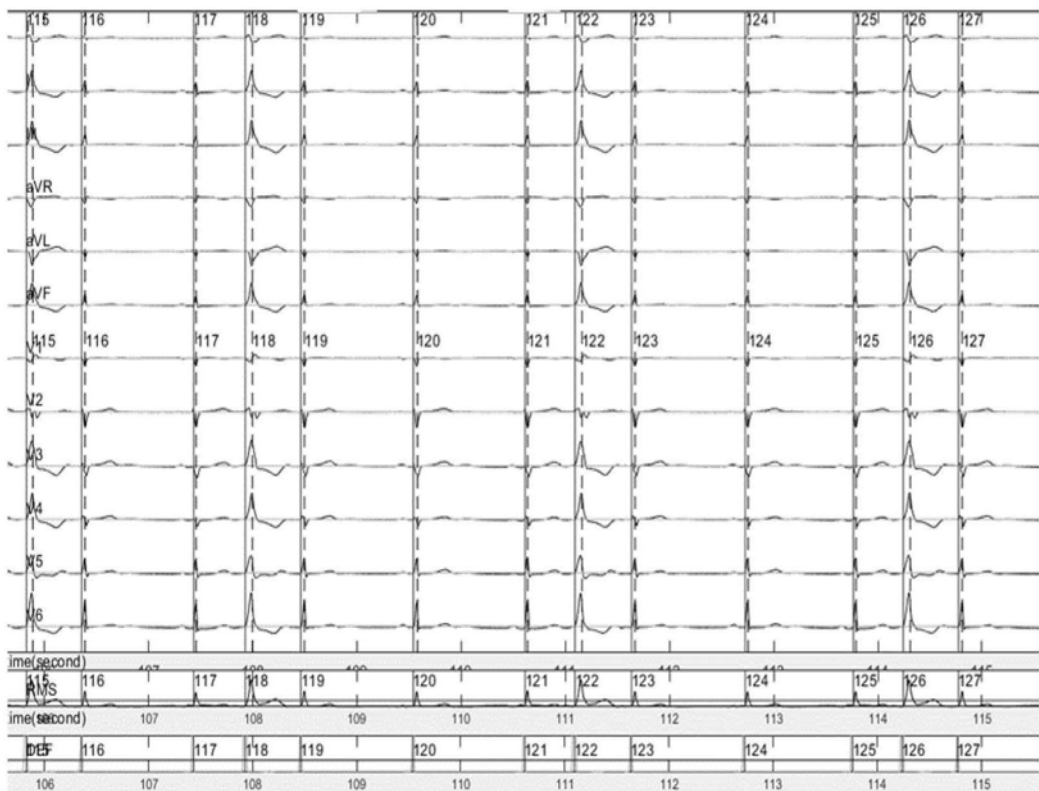


图7