



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110353665 A

(43)申请公布日 2019. 10. 22

(21)申请号 201910749358.7

(22)申请日 2019.08.14

(71)申请人 苏州大学

地址 215168 江苏省苏州市吴中区石湖西路188号

(72)发明人 王丽荣 邱励燊 蔡文强 李婉悦  
郑乐松 张淼 俞杰

(74)专利代理机构 苏州市中南伟业知识产权代理有限公司(普通合伙) 32257

代理人 冯瑞

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书7页 附图9页

## (54)发明名称

基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法

## (57)摘要

本发明公开了一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法。本发明基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,包括:S1.数据准备:准备的心电信号数据采样率为500HZ,心电信号的输入长度固定为统一长度,并给心电信号增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声,对心电信号进行不同程度的缩放。本发明的有益效果:1.本方法无需人工设计特征,本方法使用的U-net中使用的参数皆为自动学习得到;2.本方法在定位P波或是T波边界点时无需预先定位R波或是QRS波群,P波、T波的边界点定位与QRS波群的边界点定位是同时进行的。



1. 一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,包括:

S1. 数据准备:

准备的心电信号数据采样率为500HZ,心电信号的输入长度固定为统一长度,并给心电信号增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声,对心电信号进行不同程度的缩放;

给每一组数据准备了其对应的标签输出,输出有三个通道,每个通道长度为5000,每个通道分别划分好对应的P波段、QRS波段和ST-T波段的位置,对应波段的位置用1表示,其余的用0表示,标签大小为(5000\*3);

S2. 预处理

首先对输入数据进行低通滤波;

对低通滤波后的信号进行两次中值滤波,提取出基线漂移,再用低通滤波后的信号减去基线漂移,得到预处理后的信号;

S3. 网络训练:

将预处理后的ECG信号以及对应的一维标签输入到网络中进行训练,训练方法为adam算法;

具体的改动如下:

在卷积层中加入了Inception结构的卷积;在Inception结构中加入了三种不同大小的卷积核(大小分别为5\*1、10\*1以及20\*1),并加入了一次最大池化(pool\_size为5\*1),在每次卷积及池化之前先进行一次1\*1的卷积,目的是降低运算量;将进行了三次卷积和一次最大池化的结果按通道连接作为输出;

在每次下采样与上采样时使用不同大小的采样倍率;

加入了上下文比对机制。上下文比对机制加入位置;首先将输入数据进行两次核大小为5\*1的卷积,其输出记为conv1;接着将输入数据进行两次核大小为5\*1、膨胀率为10的空洞卷积,其输出记为conv2;将conv1与conv2相减得到第三个输出conv3,最后将conv1、conv2和conv3按通道连接作为最终的输出;

在训练时提高对高噪声ECG样本的惩罚系数,使得模型能更关注于高噪声的ECG信号。

2. 如权利要求1所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,低通滤波采用2阶低通滤波器。

3. 如权利要求1所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,所述2阶低通滤波器截止频率为45HZ。

4. 如权利要求1所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,所用的中值滤波器滑动窗口长度为251,滑动步长为1。

5. 如权利要求1所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,adam算法的参数设置如下:学习率lr=0.001,beta\_1=0.9,beta\_2=0.999,epsilon=1e-08,clipvalue=0.5。

6. 如权利要求1所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其特征在于,“在每次下采样与上采样时使用不同大小的采样倍率”中,采用三次下采样,三次上采样。

7. 如权利要求6所述的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,其

特征在于,每次下采样的倍率依次是1/10、1/5和1/2,每次上采样的倍率依次是2、5和10。

8.一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现权利要求1到7任一项所述方法的步骤。

9.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该程序被处理器执行时实现权利要求1到7任一项所述方法的步骤。

10.一种处理器,其特征在于,所述处理器用于运行程序,其中,所述程序运行时执行权利要求1到7任一项所述的方法。

## 基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心电图检测领域,具体涉及一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法。

### 背景技术

[0002] 在人体不同部位放置电极,并通过导联线与心电图机的正负相连,这种记录心电图的电路连接方法称为心电图导联。心电图本质上是一种心脏搏动时电位变化的时间-电压曲线图。在一个正常心动周期中,一个典型的ECG波形是由一个P波,一个QRS波群,一个T波,以及在50%~75%的ECG中可能见到的U波组成[1]。P波对应着心房去极化、QRS波群对应心室去极化、T波对应心室复极化的过程。如图1所示(参考国标YY 0782-2010/IEC 60601-2-51: 2003)。目前临床上应用的多是常规12导联(又称标准十二导联)系统,包括双极肢体导联(I、II、III导联),加压单极肢体导联(aVR、aVL、aVF导联),胸导联(V1、V2、V3、V4、V5、V6导联)。

[0003] 特征波形起止点的确定,对于计算特征波形的时间长度(P波宽度、QRS宽度、QT间期等)、提取特征波形的幅度值参数(P波幅值、R波幅值、T波幅值)、计算心电轴(P电轴、QRS电轴、T电轴)大小、诊断各类疾病[注1]有关键的作用;现有的定位研究有主要有局部变换法,差分阈值法等方法。

[0004] U-net来源于2015年的图像处理论文:《U-Net:Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation》,这个U-net就得名于它的形状,像一个英文字母“U”,如图2所示。左边是一个从上到下,一步一步从原始图像抽取特征(即原始图像本质信息)的过程;右边是一个从下到上,一步一步从图像本质特征还原目标信息的过程,原作者开发U-net网络的主要目的是实现图像目标区域的分割,如图3所示。

[0005] 近年来,以深度学习为代表的人工智能技术为各个研究领域提供了更强大的技术支持,尤其在ECG自动诊断领域更是大放异彩。因此研究实现基于深度学习的系统符合当前的研究趋势,对于构建更加高效稳定的人机交互系统有着非常重要的意义和应用前景。本发明提出的:基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法,可以检测P波起止点、QRS波群起止点、T波止点[注2][注3],即:本发明可以提取P波段、QRS波群、ST-T段如图4所示。

[0006] 图4:从上到下第1路信号为原信号,第2路信号(输出时的通道1)点亮部分为P波段,第3路信号(输出的通道2)点亮部分为QRS波段,第4路信号(输出的通道3)点亮部分为ST-T波段

[0007] 注1:P波时间 $\geq 0.12s$ ,提示左心房肥大或房内传导阻滞;ST段下移超过 0.05mv,提示心肌缺血;QT间期缩短可见于高血钙、洋地黄作用时。

[0008] 注2:部分情况下,ST的后段轻微抬起与T波的前支相连,使得ST段与T波的分界点很不明确,本发明不对T波起点进行定位。

[0009] 注3:U波的出现因人而异,而且U波的产生机制尚未完全清楚,本发明不对U波进行

处理。

[0010] <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%BF%83%E7%94%B5%E5%9B%BE>。

[0011] 局部变换法:

[0012] 参阅图5和图6,对于一维信号首先定义一个辅助段,经该辅助段起点和止点做一条直线,定义为辅助线,计算辅助区域中信号每一点到辅助曲线的距离,距离最大点即为该段信号曲线中的特征点。局部变换法在定位P波起止点、QRS 波群起止点、T波起止点检测上均有应用。以P波为例介绍局部变换法在P波起止点检测上的应用。

[0013] 局部距离变换缺点如下:

[0014] 1、左右两区域各自的起止点难以确定;

[0015] 2、在部分情况下,无法避免到前项T波的干扰,如图7所示;

[0016] 3、在无P波[注2]或是双P波[注3]时无法处理;

[0017] 注2:在室性期前收缩等情况下,原有P波消失;

[0018] 注3:左房肥大可能引起双向P波;

[0019] 差分阈值法:

[0020] 参阅图8到图12,首先对信号预处理,首先为了实现QRS波群的定位采用一个低通差分器,然后采用一个一阶低通滤波器滤除残余噪声的干扰。实现 T波定位之前,首先定义一个检测窗口,如以下公式所示:

$$[0021] \quad (bwind, ewind) = \begin{cases} (140, 500) \text{ ms} & RR_{av} > 700 \text{ ms} \\ (100, 0.7RR_{av}) \text{ ms} & RR_{av} < 700 \text{ ms} \end{cases}$$

[0022] 在处理后的信号上检测窗口内的最大值和最小值,比较最大值和最小值的绝对值之间的大小关系,判断T波形态的种类,文中把T波形态分为四类:正常T波((upward-downward))、倒置T波(downward-upward)、only-downward T波和only-upward T波。在T波形态判断的基础上选择检测起点和检测终点,然后通过判断满足条件的阈值确定T波峰值和终点。

[0023] 缺点:

[0024] 1.在QRS检测中无法实现对于异常搏动的检测,如在室性心动过速或心室颤动中容易出现問題。

[0025] 2.在具有非常低的信噪比的序列中,可能出现错误。

[0026] 其它

[0027] 另有部分专利与论文是基于多导联(信息量大)在波形检测上的应用 [1][2][3],这部分方法总体可以描述为:1.根据经验或是某些算法确定要使用的部分心电导联信号2.对信号进行预处理后确定QRS波群或是R波的位置3.根据经验或是某些算法粗略确定检测的窗口(搜索区间),再确定具体的特征波形位置。这类的方法应用场景仅限于多导联的情况,在单导联则没有办法使用。

[0028] [1]多导联心电图信号中P波、T波起止点检测方法及其系统 CN201810187726.9

[0029] [2]一种基于多导联聚类分析的P波识别定位方法CN201910224923.8

[0030] [3]一种基于心电向量的心电波形特征点定位方法CN201410068351.6

[0031] 传统技术存在以下技术问题:

[0032] 1.现有的单导联特征波形起止点定位算法需要人工设计特征:(1)额外的特征提

取和选择算法导致计算复杂度的增加；(2) 特征设计的好坏直接影响到特征波检测的准确率；(3) 当使用固定的人工设计特征时，难以保持泛化能力；

[0033] 2. 现有的单导联特征波形起止点定位算法在定位P波或是T波时需要先定位R波或是QRS波群位置，R波或是QRS波群定位效果的好坏会直接影响到P波或是T波的检测效果；

[0034] 3. 现有的单导联特征波形起止点定位算法难以统一应用于十二导联中，往往在某些导联中效果好，而在某些导联中效果欠佳，适应性差；

[0035] 现有的单导联特征波形起止点定位算法在异常ECG(室性早搏、肢阻塞、心肌梗塞等)或是高噪ECG(带有明显的肌电干扰或运动伪迹)中容易出错。

## 发明内容

[0036] 本发明要解决的技术问题是提供一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法。

[0037] 为了解决上述技术问题，本发明提供了一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法，包括：

[0038] S1. 数据准备：

[0039] 准备的电信号数据采样率为500HZ，电信号的输入长度固定为统一长度，并给电信号增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声，对电信号进行不同程度的缩放；

[0040] 给每一组数据准备了其对应的标签输出，输出有三个通道，每个通道长度为5000，每个通道分别划分好对应的P波段、QRS波段和ST-T波段的位置，对应波段的位置用1表示，其余的用0表示，标签大小为(5000\*3)；

[0041] S2. 预处理

[0042] 首先对输入数据进行低通滤波；

[0043] 对低通滤波后的信号进行两次中值滤波，提取出基线漂移，再用低通滤波后的信号减去基线漂移，得到预处理后的信号；

[0044] S3. 网络训练：

[0045] 将预处理后的ECG信号以及对应的一维标签输入到网络中进行训练，训练方法为adam算法；

[0046] 具体的改动如下：

[0047] 在卷积层中加入了Inception结构的卷积；在Inception结构中加入了三种不同大小的卷积核(大小分别为5\*1、10\*1以及20\*1)，并加入了一次最大池化(pool\_size为5\*1)，在每次卷积及池化之前先进行一次1\*1的卷积，目的是降低运算量；将进行了三次卷积和一次最大池化的结果按通道连接作为输出；

[0048] 在每次下采样与上采样时使用不同大小的采样倍率；

[0049] 加入了上下文比对机制。上下文比对机制加入位置：首先将输入数据进行两次核大小为5\*1的卷积，其输出记为conv1；接着将输入数据进行两次核大小为5\*1、膨胀率为10的空洞卷积，其输出记为conv2；将conv1与conv2相减得到第三个输出conv3，最后将conv1、conv2和conv3按通道连接作为最终的输出；

[0050] 在训练时提高对高噪声ECG样本的惩罚系数，使得模型能更关注于高噪声的ECG信号。

- [0051] 在其中一个实施例中,低通滤波采用2阶低通滤波器。
- [0052] 在其中一个实施例中,所述2阶低通滤波器截止频率为45HZ。
- [0053] 在其中一个实施例中,所用的中值滤波器滑动窗口长度为251,滑动步长为1。
- [0054] 在其中一个实施例中,adam算法的参数设置如下:学习率  $lr=0.001$ ,  $\beta_1=0.9$ ,  $\beta_2=0.999$ ,  $\epsilon=1e-08$ ,  $clipvalue=0.5$ 。
- [0055] 在其中一个实施例中,“在每次下采样与上采样时使用不同大小的采样倍率”中,采用三次下采样,三次上采样。
- [0056] 在其中一个实施例中,每次下采样的倍率依次是1/10、1/5和1/2,每次上采样的倍率依次是2、5和10。
- [0057] 一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现任一项所述方法的步骤。
- [0058] 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时实现任一项所述方法的步骤。
- [0059] 一种处理器,所述处理器用于运行程序,其中,所述程序运行时执行任一项所述的方法。
- [0060] 本发明的有益效果:
- [0061] 1. 本方法无需人工设计特征,本方法使用的U-net中使用的参数皆为自动学习得到;
- [0062] 2. 本方法在定位P波或是T波边界点时无需预先定位R波或是QRS波群, P波、T波的边界点定位与QRS波群的边界点定位是同时进行的;
- [0063] 3. 本方法可以应用于十二导联中任意一个导联的特征波形起止点检测,适应性强;
- [0064] 4. 在异常ECG或是高噪ECG中效果同样稳定,算法的鲁棒性强,有利于提高心电信号计算机辅助诊断系统的准确度。

## 附图说明

- [0065] 图1是本发明背景技术中的ECG波形示意图。
- [0066] 图2是本发明背景技术中U-net的示意图。
- [0067] 图3是本发明背景技术中原作者开发U-net网络的主要目的是实现图像目标区域的分割示意图。
- [0068] 图4是本发明提取P波段、QRS波群、ST-T段的示意图。
- [0069] 图5是本发明背景技术一维信号首先定义一个辅助段的示意图。
- [0070] 图6是本发明背景技术局部变换法的流程示意图。
- [0071] 图7是本发明背景技术局部变换法在部分情况下,无法避免到前项T波的干扰(将前项T波误检为P波)的示意图。
- [0072] 图8是本发明对应本发明通道1的检测结果(无误)的示意图。
- [0073] 图9是本发明背景技术中差分阈值法T波检测示意图。
- [0074] 图10是本发明背景技术中差分阈值法T波检测流程示意图。
- [0075] 图11是本发明背景技术中差分阈值法在倒置型T波时误检示意图。

- [0076] 图12是本发明对应本发明通道3的检测结果(无误)示意图。
- [0077] 图13是本发明心电信号与P波段标注(通道1)示意图。
- [0078] 图14是本发明心电信号与QRS波段标注(通道2)示意图。
- [0079] 图15是本发明心电信号与ST-T段标注(通道3)示意图。
- [0080] 图16是本发明预处理流程图。
- [0081] 图17是本发明网络结构图。
- [0082] 图18是本发明第二路信号(通道1)中有离散部分示意图。
- [0083] 图19是本发明去除离散部分。

## 具体实施方式

[0084] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,以使本领域的技术人员可以更好地理解本发明并能予以实施,但所举实施例不作为对本发明的限定。

[0085] 本发明提出的基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形起止点检测方法,将图像处理中的二维U-net转换到一维,并做了很大改进,将其应用于单导心电信号的特征波形检测,取得了不俗的效果,完整的技术方案如下:

### [0086] S1.数据准备

[0087] 1.本发明准备的心电信号数据采样率为500HZ,心电信号的输入长度固定为统一长度(时间长度为10秒,5000个点),并给心电信号增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声,对心电信号进行不同程度的缩放(在幅值上乘以1.5或除以1.5)。

[0088] 2.给每一组数据准备了其对应的标签输出,输出有三个通道,每个通道长度为5000,每个通道分别划分好对应的P波段、QRS波段和ST-T波段的位置(预先进行人工标注),对应波段的位置用1表示,其余的用0表示(例如:在第一个通道中对P波段的标注为1,对其余非P波段的标注为0),标签大小为(5000\*3),如图13、14、15所示。

### [0089] S2.预处理(参阅图16)

[0090] 1.首先对输入数据进行低通滤波,目的是消除高频噪声(包括肌电噪声、工频干扰),本发明所用的低通滤波器(2阶)截止频率为45HZ。

[0091] 2.对低通滤波后的信号进行两次中值滤波,提取出基线漂移,再用低通滤波后的信号减去基线漂移,得到预处理后的信号,本发明所用的中值滤波器滑动窗口长度为251,滑动步长为1。

### [0092] S3.网络训练

[0093] 1.将预处理后的ECG信号以及对应的一维标签输入到网络中进行训练,训练方法为adam算法,参数设置如下:学习率lr=0.001,beta\_1=0.9,beta\_2=0.999, epsilon=1e-08,clipvalue=0.5。

[0094] 具体的改动关键点如下:

[0095] 1、在卷积层中加入了Inception结构的卷积。本发明在Inception结构中加入了三种不同大小的卷积核(大小分别为5\*1、10\*1以及20\*1),并加入了一次最大池化(pool\_size为5\*1),在每次卷积及池化之前先进行一次1\*1的卷积,目的是降低运算量。将进行了三次卷积和一次最大池化的结果按通道连接作为输出,见网络结构图图17。

[0096] 2、在每次下采样与上采样时使用不同大小的采样倍率。本发明用了三次下采样,

三次上采样,每次下采样的倍率依次是1/10、1/5和1/2,每次上采样的倍率依次是2、5和10。

[0097] 3、加入了上下文比对机制。上下文比对机制加入位置如网络结构图,首先将输入数据进行两次核大小为5\*1的卷积,其输出记为conv1;接着将输入数据进行两次核大小为5\*1、膨胀率为10的空洞卷积,其输出记为conv2;将conv1 与conv2相减得到第三个输出conv3,最后将conv1、conv2和conv3按通道连接作为最终的输出。该机制能在高噪声下检测出不明显的特征波形。

[0098] 4、在训练时提高对高噪声ECG样本的惩罚系数,使得模型能更关注于高噪声的ECG信号。

[0099] 下面介绍本发明的一个具体应用场景:

[0100] 假设待输入的心电信号为sig,以下为具体操作流程:

[0101] S1.准备训练集;

[0102] 1.准备训练用的数据(5000\*1\*N)与对应的标注(5000\*3\*N),形成训练集,N 为训练数据的样本个数;

[0103] 2.给训练集的心电信号(长度5000)增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声,并对心电信号进行不同程度的缩放;

[0104] 3.输入网络模型中进行训练,训练方法为adam算法,adam参数设置如下:学习率lr=0.001,beta\_1=0.9,beta\_2=0.999,epsilon=1e-08。并保存训练后的网络模型net。

[0105] S2.准备待测试心电信号;

[0106] 1.将想要进行波形检测的心电信号sig重采样到500hz,

[0107] 2.按长度5000个数据点(10秒)分段截取sig[1],sig[2],...,sig[i],若长度达不到5000则在数据末尾填0至5000,需要保持输入长度为5000个点。

[0108] S3.输入待测试心电信号;

[0109] 1.将sig[1],sig[2],...,sig[i]输入net中,得到输出out[1],out[2],...,out[i],out[i] 长度sig[i]相同,皆为5000个数据点(10秒);每个out的大小为5000\*3,5000为信号的长度,3为通道数。第一个通道输出的是对P波段的概率值大小out\_1,第二个通道输出的是对QRS波段的概率值大小out\_2,第三个通道输出的是对 ST-T波段的概率值大小out\_3。例如:第一个通道输出的是对信号(5000点) 每一个点的概率值(有多大概率这个点属于P波)。

[0110] S4.后处理;

[0111] 1.对每个点j(1<=j<=5000)进行判断:

[0112] 将所有满足out\_1(j)>out\_2(j)&&out\_1(j)>out\_3(j)&&out\_1(j)>0.3的点集,输入数组temp\_P,temp\_P为潜在的属于P波段的数组。

[0113] 将所有满足out\_2(j)>out\_1(j)&&out\_2(j)>out\_3(j)&&out\_2(j)>0.3的点集,输入数组temp\_QRS,temp\_QRS为潜在的属于QRS波段的数组。

[0114] 将所有满足out\_3(j)>out\_1(j)&&out\_3(j)>out\_2(j)&&out\_3(j)>0.3的点集,输入数组temp\_ST-T,temp\_ST-T为潜在的属于ST-T波段的数组。

[0115] 2.去除temp\_P,temp\_QRS,temp\_ST-T数组中不满足连续6个数据点(12ms) 的部分得到sig\_P,sig\_QRS,sig\_ST-T.sig\_P即为提取的P波段,sig\_QRS即为提取的QRS波段,sig\_ST-T即为提取的ST-T波段。本小步输出的效果图如图18 和图19。

[0116] 以上所述实施例仅是为充分说明本发明而所举的较佳的实施例,本发明的保护范围不限于此。本技术领域的技术人员在本发明基础上所作的等同替代或变换,均在本发明的保护范围之内。本发明的保护范围以权利要求书为准。

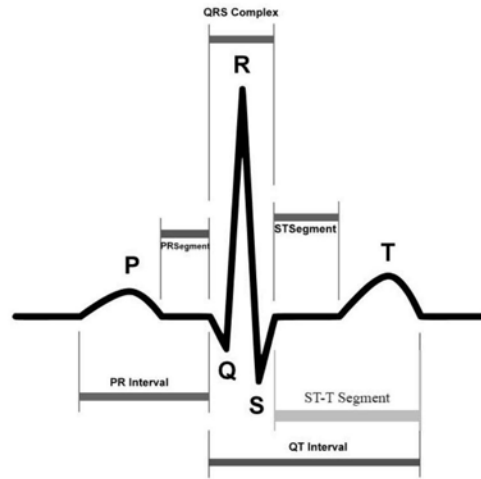


图1

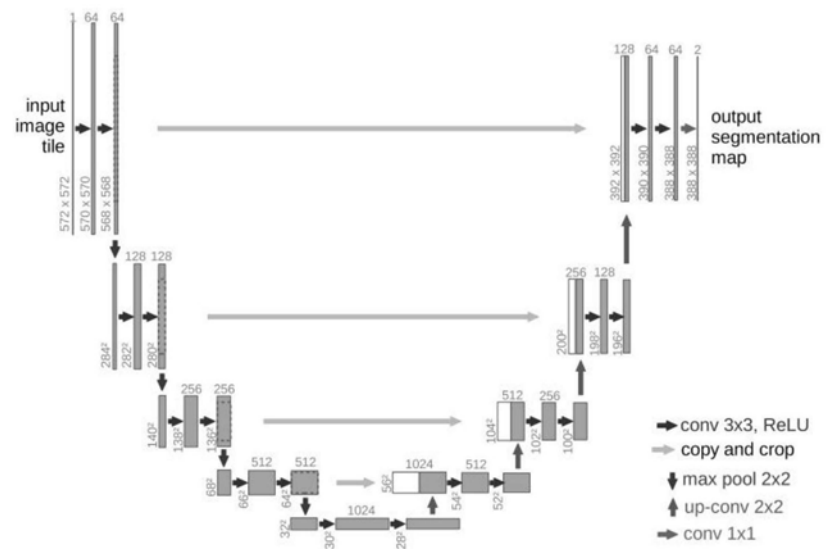


图2

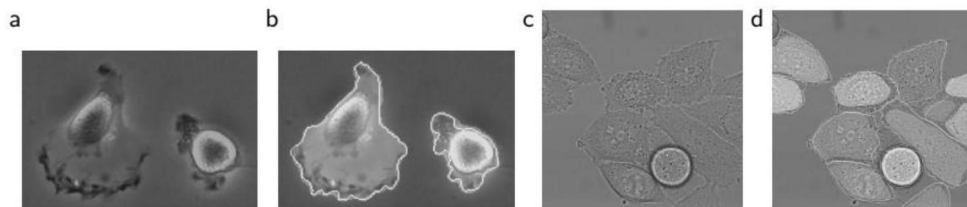


图3

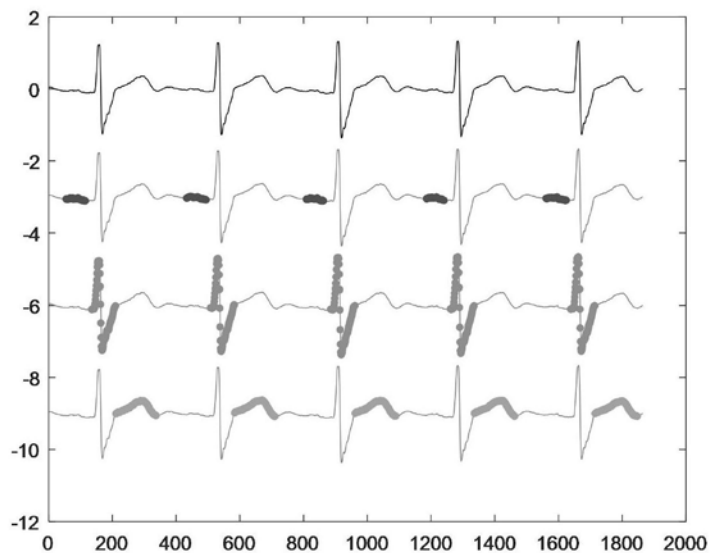


图4

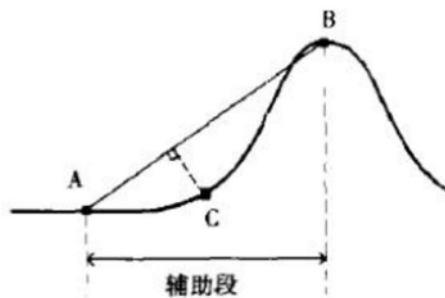


图5

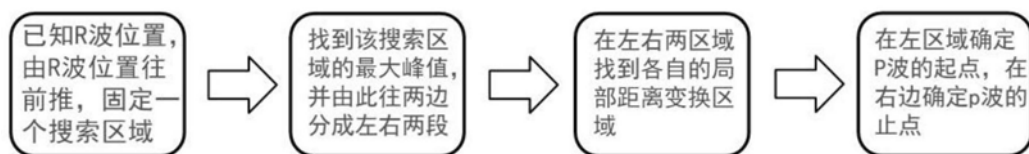


图6

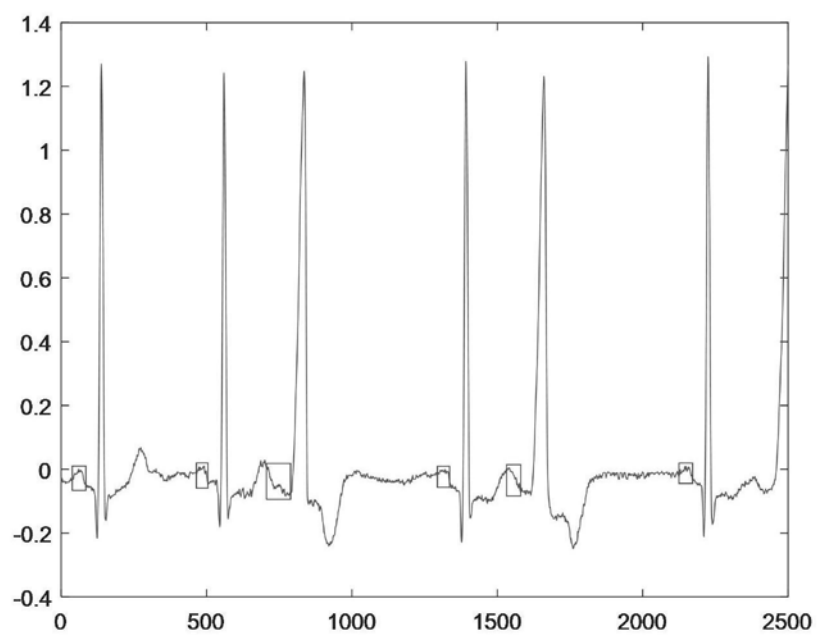


图7

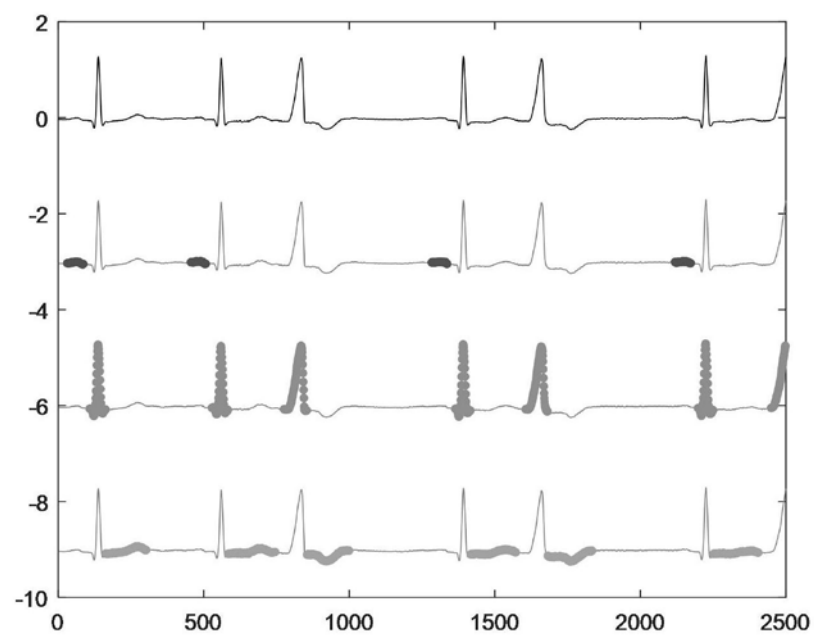


图8

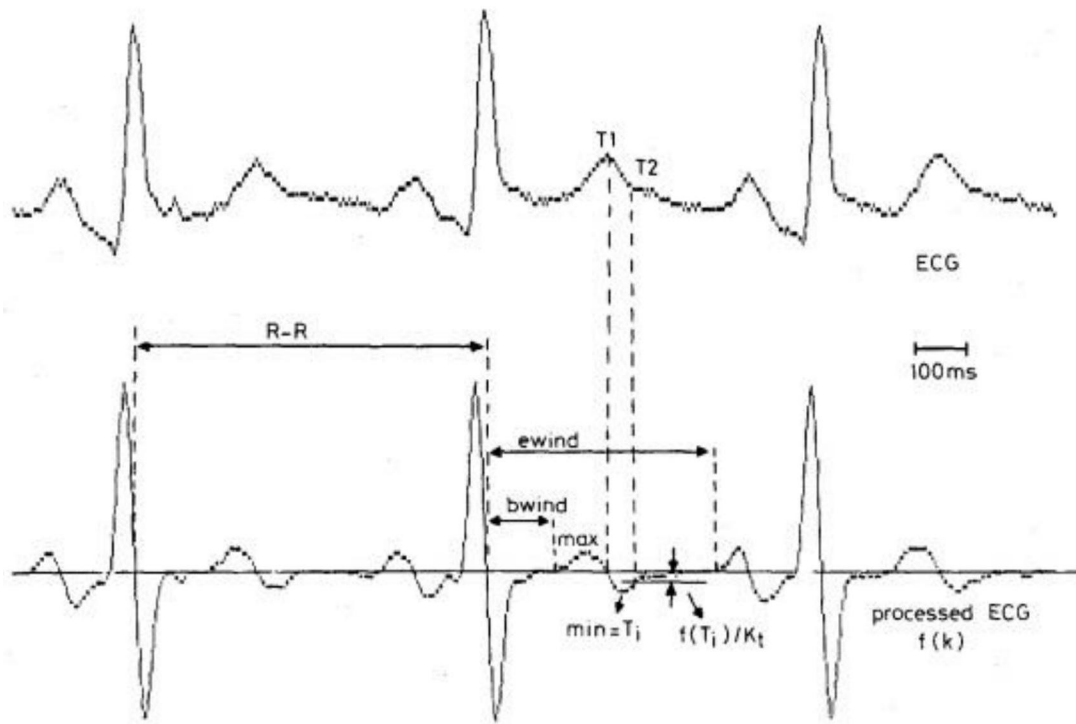


图9

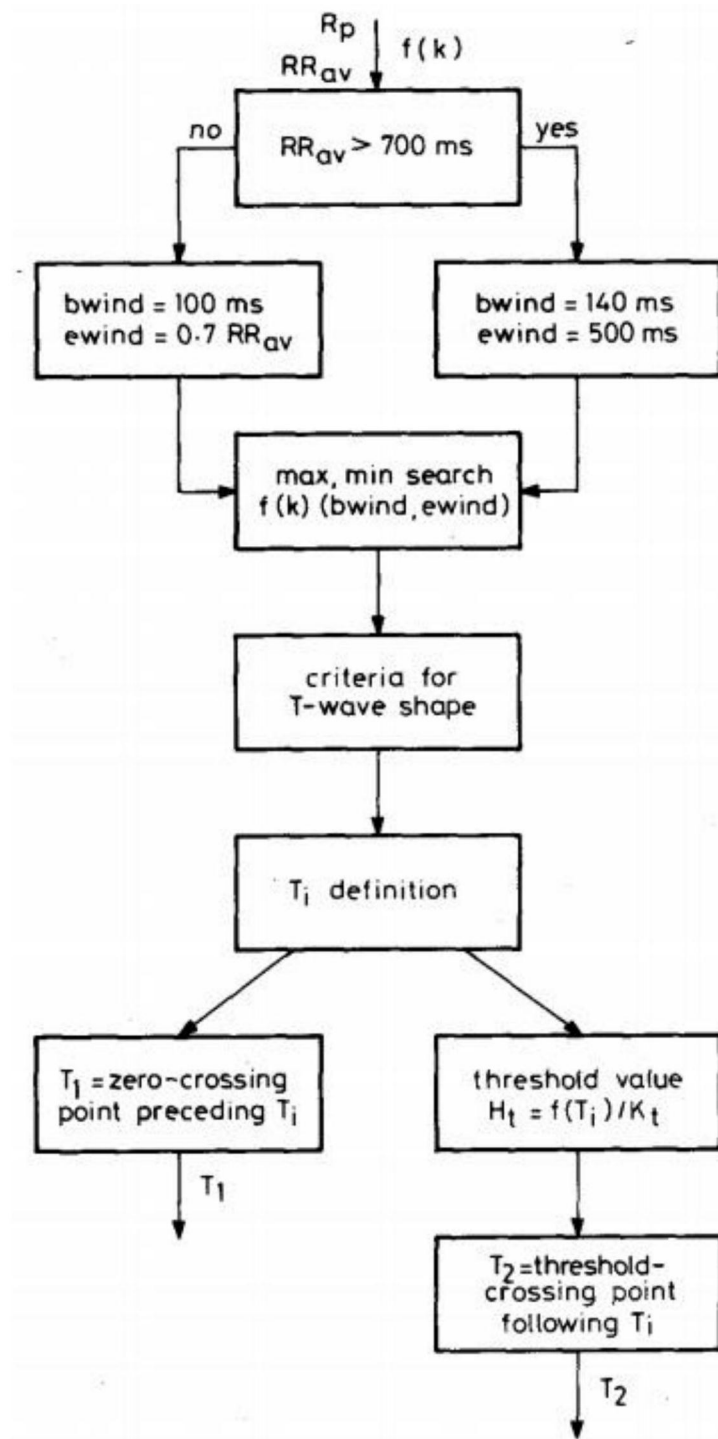


图10

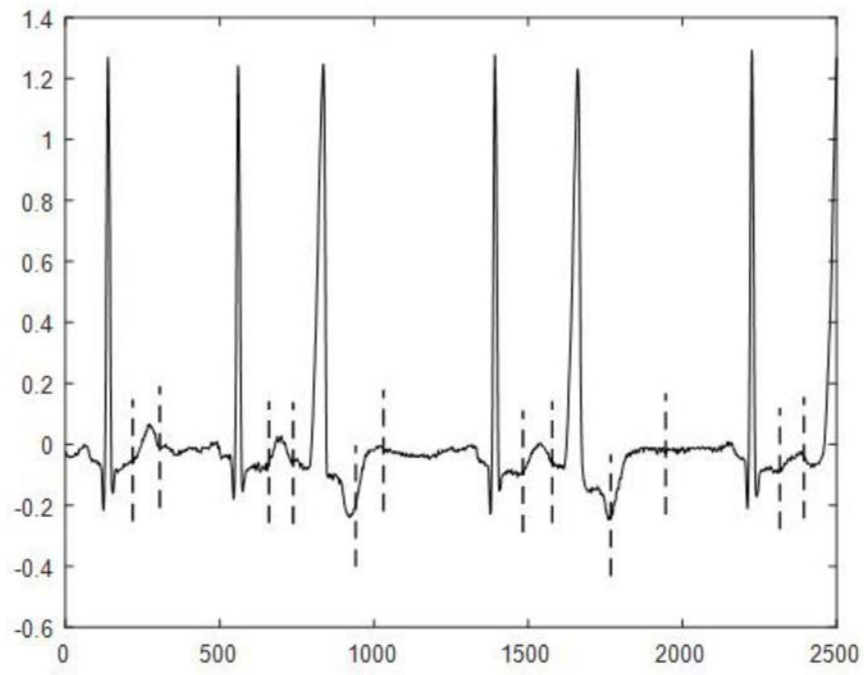


图11

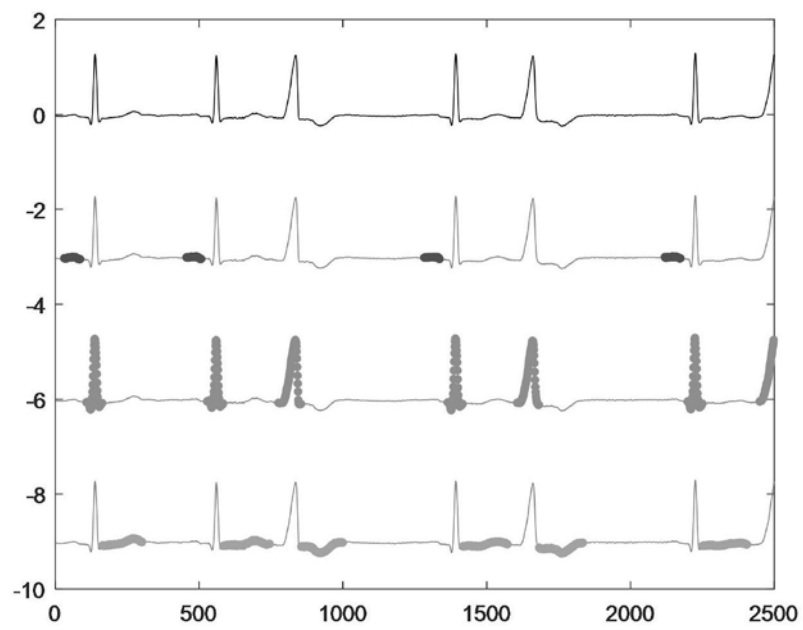


图12

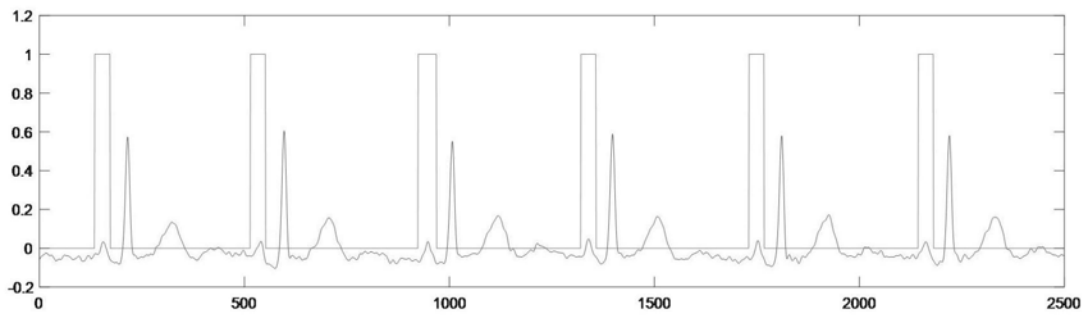


图13

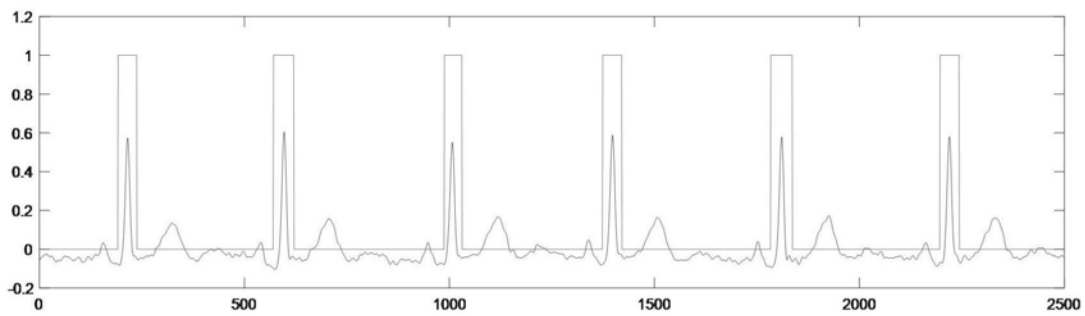


图14

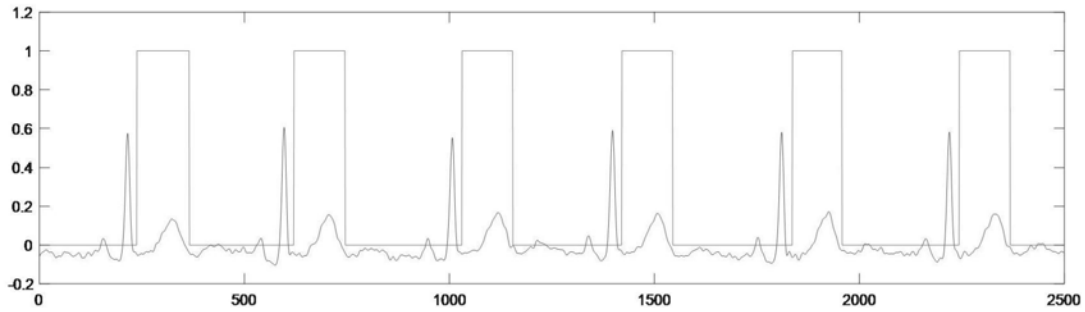


图15

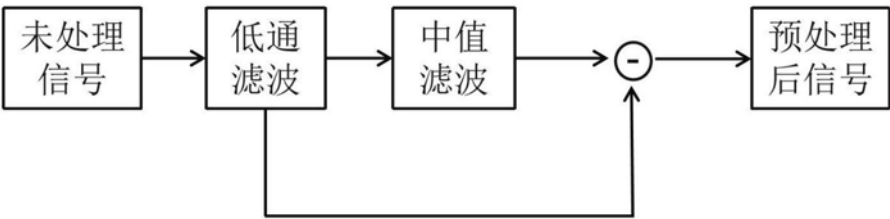


图16

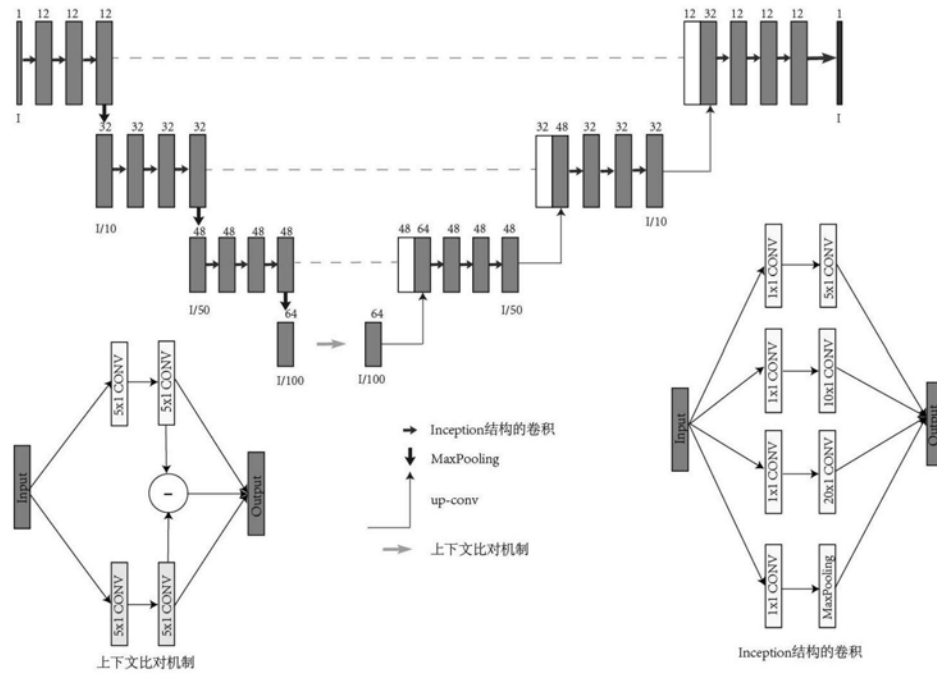


图17

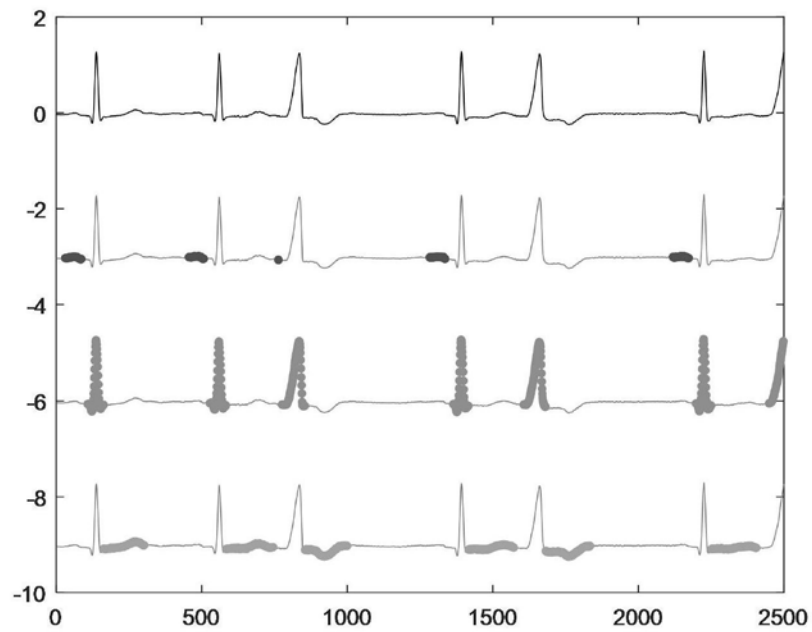


图18

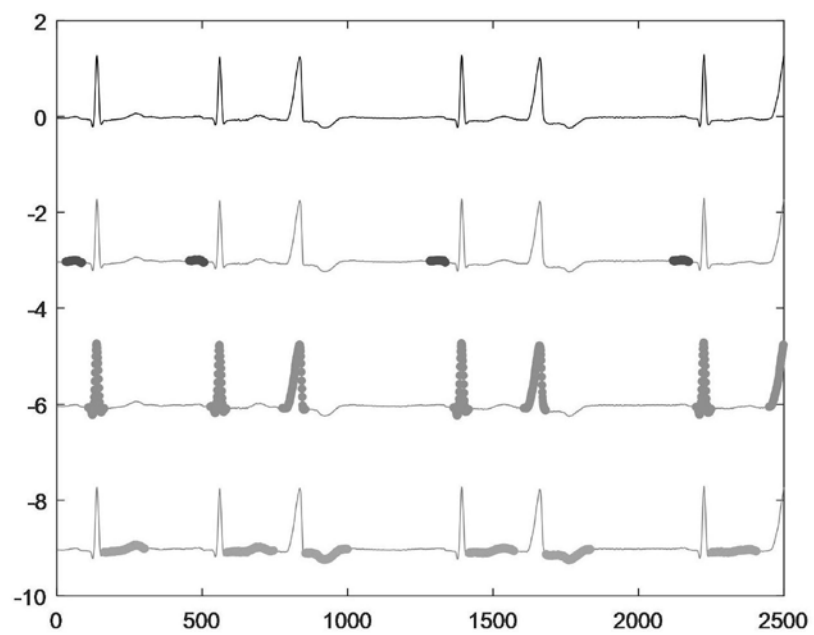


图19

|                |                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN110353665A</a>                          | 公开(公告)日 | 2019-10-22 |
| 申请号            | CN201910749358.7                                      | 申请日     | 2019-08-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 苏州大学                                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 苏州大学                                                  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 苏州大学                                                  |         |            |
| [标]发明人         | 王丽荣<br>邱励桀<br>蔡文强<br>李婉悦<br>张淼<br>俞杰                  |         |            |
| 发明人            | 王丽荣<br>邱励桀<br>蔡文强<br>李婉悦<br>郑乐松<br>张淼<br>俞杰           |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0452 A61B5/0472 A61B5/00                        |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0452 A61B5/0472 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7267 |         |            |
| 代理人(译)         | 冯瑞                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>        |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法。本发明基于改进的一维U-net的单导心电图信号特征波形检测方法，包括：S1.数据准备：准备的心电信号数据采样率为500HZ，心电信号的输入长度固定为统一长度，并给心电信号增加不同程度的高斯白噪声与脉冲噪声，对心电信号进行不同程度的缩放。本发明的有益效果：1.本方法无需人工设计特征，本方法使用的U-net中使用的参数皆为自动学习得到；2.本方法在定位P波或是T波边界点时无需预先定位R波或是QRS波群，P波、T波的边界点定位与QRS波群的边界点定位是同时进行的。

