



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367969 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910601890.4

(22)申请日 2019.07.05

(71)申请人 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 袁涵

(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

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

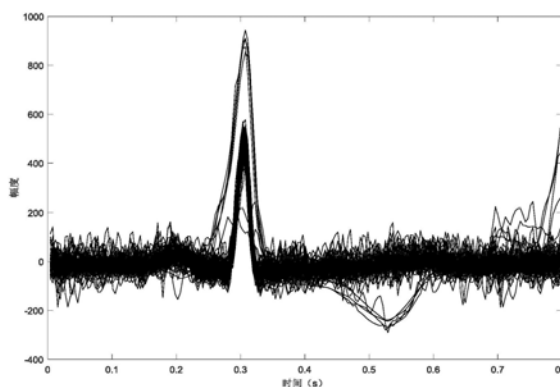
权利要求书1页 说明书6页 附图17页

(54)发明名称

一种改进的心电信号快速聚类分析方法

(57)摘要

本发明涉及一种改进的心电信号快速聚类分析方法。首先对心电信号加窗,对窗口内数据进行预处理去除干扰;对预处理后的数据截取心拍片段进行时域或频域的处理,得到新的信号序列;计算序列的相似性系数并与阈值比较从而进行心拍分类,并提取每种类型的平均模板。窗口移动到下一段心电信号,重复以上过程,直至将整段心电信号聚类完毕。对上述每个窗口得到的平均模板进行二次聚类,得到最终的心拍类型、对应类型的心拍数量与平均模板。本发明方法适用于短时程或长时程的心电信号;同时适用于单导联或多导联心电信号;可用于正常窦性心律、单一异常心律或多种异常心律的心电信号快速聚类。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. 一种改进的心电信号快速聚类分析方法,其特征在于具体步骤如下:

(1) 读取一段时长为T的心电信号数据,所述心电信号是单导联或多导联心电信号,心电信号的导联数为m;

(2) 对步骤(1)中的心电信号数据,设定窗口长度为t ($t < T$),取一个窗口长度的心电信号数据片段(数据窗口序号用k表示),进行预处理,去除干扰;

(3) 对步骤(2)去除干扰后的心电信号提取R波,定位R波的峰值点,以R波峰值点前若干秒(一般取0.3秒)的位置为起始点,以R波峰值点后若干秒(一般取0.5秒)的位置为终止点,截取心拍,得到p段心拍片段;对窗口内的最后一个峰值点截取心拍片段时,若不能截取到完整的心拍片段,则将从最后一个心拍片段起始点至窗口末尾的数据,拼接到下一段窗长为t的心电信号的前端;

(4) 当导联数 $m=1$ 时,直接实施步骤(5);当导联数 $m \geq 2$ 时,将步骤(3)截取的m导联的m个心拍片段按照顺序拼接成一个波形,p段心拍共得到p段波形;

(5) 对步骤(4)得到的每两段心拍片段的信号序列,计算相似性系数,得到相似性系数矩阵($p \times p$),判断相似性系数是否大于所设定的阈值,将大于阈值的相似性系数所对应的信号序列聚成同一类;聚类中心取每一类心拍波形的均值,并得到平均模板;记录第k个窗口的聚类结果:心拍类型数 N_k 、每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$)以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$);

(6) 取下一个窗口的心电信号数据(将上一个窗口剩余的数据拼接在窗口前端),重复步骤(2)到步骤(5),直到将所读取的时长为T的心电信号全部聚类完毕(整段心电信号数据共计K个窗口),得到整段信号聚类完毕的总心拍类型数N、每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$);其中,总心拍类型数N的计算如公式(1)所示:

$$N = \sum_{k=1}^K N_k \quad (1)$$

其中: N_k 是第k个窗口的心拍类型数量, $1 \leq k \leq K$;

(7) 对步骤(6)中得到的N类心拍模板 Y_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)进行二次聚类,即对每两类心拍模板的信号序列,计算相似性系数,得到相似性系数矩阵($N \times N$),将聚类中心相互靠近的类(即相似性系数大于阈值)合并成同一类,并且以步骤(6)中得到的每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)的占比为权重,重新计算平均模板;

最终聚类所得到的结果有:二次聚类后的心拍类型数 N' ;每个类型对应的心拍数量 n_j' ($1 \leq j \leq N'$);以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_j' ($1 \leq j \leq N'$)。

经过二次聚类后得到的平均模板 Y_j' 反映同类心拍片段在时域或频域的特征。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:步骤(5)中所述相似性系数包括相关系数与相似系数。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:对步骤(4)得到的p段波形可以先进行时域或频域的分析处理,即当导联数 $m=1$ 时,对步骤(3)所截取的所有p段心拍片段,进行时域或频域的分析处理,得到对应的新的信号序列(共p段);当导联数 $m \geq 2$ 时,对步骤(4)拼接后的p段波形进行时域或频域的分析处理,得到对应的新的信号序列(共p段)。

一种改进的心电信号快速聚类分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种改进的心电信号快速聚类分析方法。

背景技术

[0002] 心电信号可以综合反映心脏的电活动的情况,对于心脏疾病的诊断以及心脏功能的评估都有着重要作用。目前心电标测技术日臻完善,无论在院内、院外,术前、术中或是术后获取人体心电信号都较为方便。心电图已经成为临床上常规而又重要的检查手段,可以辅助医生对患者进行病情诊断或评估。但由于心律失常的种类繁多,且患者的心电信号在不同时刻可能表现出不同的特征,个体差异性较大,使得心电信号的变异较大,导致容易出现误检的情况。此外,某些异常心电信号由于在长时程的心电信号中出现的频度较小、时长较短,仅靠医护人员的人工观察,也容易导致漏检的情况发生。

[0003] 心电信号的聚类是通过算法设计将时域特征或频域特征相近者归为同一类。医生临床诊断时只需要观察同类型心电信号的少量图片,大大减少了医生识读心电波形的工作量,可以更集中于观察异常心电波形,从而提高各类心律失常的检测效率以及准确性。另外,心电信号的聚类分析还可用于身份识别。

[0004] 聚类是根据一定的规律或对象特征将对象数据集中的对象进行区分和分类的过程,聚类的结果是同一类别中的对象彼此相近,不同类别间的对象彼此不相似。基于心电信号的聚类方法近年来也逐渐涌现,但因为心电波形分类问题的复杂性,目前的研究状况还有很大的发展空间。随着可穿戴技术的发展,无论院内、院外,术前、术中或是术后获取人体心电信号都较为方便,心电信号的数据量剧增。许多聚类算法出现内存不够,运算速度慢等问题。而为了提高运算速度往往会导致聚类的有效性下降,因此难以实现运算速度、占用内存与分类精度之间的平衡。

发明内容

[0005] 为了克服以上局限性,本发明的目的在于提出一种改进的心电信号快速聚类分析方法。此方法通过对心电信号进行分段聚类分析,提取平均模板,再进行二次聚类分析,大大减少了聚类算法所需要的内存,提高了聚类算法运行速度。本发明的心电信号快速聚类分析方法既可以用于正常窦性心律的心电信号快速聚类;也可用于单一异常心律的心电信号快速聚类;还可用于多种心律失常的心电信号快速聚类。此外,本发明的心电信号快速聚类分析方法既适用于短时程的心电信号,也适用于长时程的心电信号。尤其适用于出现频度小、形态异常的心电波形的检测与分析,以供科学研究参考。

[0006] 本发明提出的心电信号快速聚类分析方法,通过一系列信号预处理步骤,再对信号进行聚类分析,最终得到心电信号二次聚类后的心拍类型和平均模板,以及每类心拍的数量等结果。具体步骤如下:

[0007] 一种改进的心电信号快速聚类分析方法,具体步骤如下:

[0008] (1) 读取一段时长为T的心电信号数据,所述心电信号是单导联或多导联心电信

号,心电信号的导联数为 m ;

[0009] (2) 对步骤(1)中的心电信号数据,设定窗口长度为 t ($t < T$),取一个窗口长度的心电信号数据片段(数据窗口序号用 k 表示),进行预处理,去除干扰;

[0010] (3) 对步骤(2)去除干扰后的心电信号提取R波,定位R波的峰值点,以R波峰值点前若干秒(一般取0.3秒)的位置为起始点,以R波峰值点后若干秒(一般取0.5秒)的位置为终止点,截取心拍,得到 p 段心拍片段;对窗口内的最后一个峰值点截取心拍片段时,若不能截取到完整的心拍片段,则将从最后一个心拍片段起始点至窗口末尾的数据,拼接到下一段窗长为 t 的心电信号的前端;

[0011] (4) 当导联数 $m=1$ 时,直接实施步骤(5);当导联数 $m \geq 2$ 时,将步骤(3)截取的 m 导联的 m 个心拍片段按照顺序拼接成一个波形, p 段心拍共得到 p 段波形;

[0012] (5) 对步骤(4)得到的每两段心拍片段的信号序列,计算相似性系数,得到相似性系数矩阵($p \times p$),判断相似性系数是否大于所设定的阈值,将大于阈值的相似性系数所对应的信号序列聚成同一类;聚类中心取每一类心拍波形的均值,并得到平均模板;记录第 k 个窗口的聚类结果:心拍类型数 N_k 、每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$)以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$);

[0013] (6) 取下一个窗口的心电信号数据(将上一个窗口剩余的数据拼接在窗口前端),重复步骤(2)到步骤(5),直到将所读取的时长为 T 的心电信号全部聚类完毕(整段心电信号数据共计 K 个窗口),得到整段信号聚类完毕的总心拍类型数 N 、每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$);其中,总心拍类型数 N 的计算如公式(1)所示:

$$[0014] \quad N = \sum_{k=1}^K N_k \quad (1)$$

[0015] 其中: N_k 是第 k 个窗口的心拍类型数量, $1 \leq k \leq K$;

[0016] (7) 对步骤(6)中得到的 N 类心拍模板 Y_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)进行二次聚类,即对每两类心拍模板的信号序列,计算相似性系数,得到相似性系数矩阵($N \times N$),将聚类中心相互靠近的类(即相似性系数大于阈值)合并成同一类,并且以步骤(7)中得到的每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)的占比为权重,重新计算平均模板;

[0017] 最终聚类所得到的结果有:二次聚类后的心拍类型数 N' ;每个类型对应的心拍数量 n_j' ($1 \leq j \leq N'$);以及每个类型对应的心拍平均模板 Y_j' ($1 \leq j \leq N'$)。

[0018] 经过二次聚类后得到的平均模板 Y_j' 可以反映同类心拍片段在时域或频域的特征。

[0019] 本发明中,步骤(5)中所述相似性系数包括相关系数与相似系数。

[0020] 本发明中,对步骤(4)得到的 p 段波形可以先进行时域或频域的分析处理,即当导联数 $m=1$ 时,对步骤(3)所截取的所有 p 段心拍片段,进行时域或频域的分析处理,得到对应的新的信号序列(共 p 段);当导联数 $m \geq 2$ 时,对步骤(4)拼接后的 p 段波形进行时域或频域的分析处理,得到对应的新的信号序列(共 p 段)。对所截取的所有心拍片段,可进行时域或频域的分析处理,如对原始心拍片段做FFT变换得到心拍片段的频谱等,也可不做任何处理直接进行下一步。

[0021] 本发明提出的方法,首先读取时长为 T 的心电信号,加时长为 t 的窗口,取一个窗口的心电信号做预处理去除干扰,再截取心拍片段,并对心拍片段做时域或频域的分析处

理得到新的信号序列,接着根据所得的信号序列计算相似性系数 与阈值比较从而对心拍片段进行分类。上述步骤中,步骤(2)是主要为了去除一些低频噪声、基线漂移,消除其对于信号分析产生的不利影响。

[0022] 步骤(3)是通过提取R波,定位R波峰值点的方法来截取心拍片段。

[0023] 步骤(4)对多导联心电信号的心拍片段进行拼接处理,根据经验,对于12导联心电信号,一般按照I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6的导联顺序拼接心拍片段。

[0024] 步骤(5)对所得心拍片段的信号序列计算得到相似性系数矩阵,相似性系数 是用于衡量同类心拍片段的类似性和不同类心拍片段之间的差异性的指标,可用于表征两段心拍片段的时域特征或频域特征的相似程度,常用相似性系数有相关系数和相似系数。通过设置阈值的方法对心拍片段进行归类,将大于阈值的心拍片段聚为一类。对聚为同一类的所有心拍片段计算平均值得到平均模板。

[0025] 步骤(6)移动窗口,取下一窗的心电信号数据重复步骤(2)到步骤(5)的过程,如此循环,直到将整段时长为T的心电信号聚类完毕。在聚类过程中,每当聚类完一窗的心电信号后,就可以释放所占用的内存空间,再进行下一次的聚类。每一窗的心电信号聚类的结果包括心拍类型数 N_k 、每个类型对应的心拍数量 n_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$)以及对应的心拍类型的平均模板 Y_{ki} ($1 \leq i \leq N_k$),保存每一窗的心电信号聚类的结果。所以每聚类一窗的心电信号,就会增加新的心拍类型与对应的模板。

[0026] 步骤(7)对第一次聚类完毕后所得到的心拍的平均模板 Y_{ki} ($1 \leq k \leq K, 1 \leq i \leq N_k$)再进行第二次聚类,第二次聚类时提取的平均模板以前记录的心拍数量的占比为权重计算加权平均值,得到新的平均模板,以及最终的聚类结果。

[0027] 本发明中提出的改进的心电信号快速聚类分析方法,主要有三个分析结果:聚类的心拍类型数 N' ;每个类型对应的心拍数量 n_j' ($1 \leq j \leq N'$);以及对应类型的心拍的平均模板 Y_j' ($1 \leq j \leq N'$)。

[0028] 心拍的平均模板 Y_j' 反映了同类心拍片段在时域或频域的特征。

[0029] 每个类型对应的心拍数量 n_j' 反映了每类心拍出现的频度。

[0030] 本发明具有以下有益效果:

[0031] 1.本发明的心电信号快速聚类分析方法,既可以用于正常窦性心律的心电信号快速聚类;也可用于单一异常心律的心电信号快速聚类;还可用于多种心律异常的心电信号快速聚类。可用于分析正常窦性心律信号或心律失常信号,尤其适用于出现频度小、形态异常的心电波形的检测与分析。

[0032] 2.本发明的心电信号快速聚类分析方法,既适用于短时程的心电信号,也适用于长时程的心电信号。通过对心电信号分段的处理方式以及二次聚类的方法,避免了长时程的心电信号因数据量过大导致的算法在运行时占用内存过大的影响,具有较快的运行速度。

[0033] 3.本发明的心电信号快速聚类分析方法,既可用于单导联心电信号快速聚类,也可用于多导联心电信号快速聚类,具有较强的普适性。

[0034] 4.本方法可推广至心内电信号的激动分析和相关量化研究,即适用于各种心电标测技术获取的心电信号。

附图说明

[0035] 图1是一段时长为100秒的单导联心电信号的示意图,图1(a)为原始心电信号,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。图1(b)为经过小波变换去除基线漂移后的心电信号,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。图1(c)为对除去基线漂移后的信号提取R波,定位峰值点的结果,圆圈标注出的位置为R波峰值点的位置,横坐标为时间,纵坐标为归一化后的心电信号幅度。

[0036] 图2是根据R波峰值点位置截取的心拍片段,图中一共有151段心拍片段,每段心拍片段的长度均为0.8秒,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。

[0037] 图3是对所提取的151段心拍片段两两计算相似系数的结果,表示的是心拍片段的相似系数矩阵(151×151),将相似系数矩阵用灰度图的方式表现,横纵坐标为心拍片段序号,右侧为灰度条与相似系数对应的色标。其中颜色越暗的点代表相似系数的值越大,所对应的两段心拍片段越相似;颜色越亮代表相似系数越小,所对应的两段心拍片段越不相似。位于对角线上的点为黑色,代表每段心拍片段与自身的相似系数,其值为1,代表两段信号完全一样。

[0038] 图4是对151段心拍片段的聚类结果,共计被聚为9类心拍,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。其中,图4(a)、4(b)、4(c)、4(d)分别为第1至第4类心拍的平均模板,图4(e)、4(f)、4(g)、4(h)分别为第5至第8类心拍的平均模板,图4(i)为第9类心拍的平均模板,反映了每一类心拍的波形特征。每一类心拍片段的数量可以在统计角度上表征该类心拍的出现频度,尤其对于异变心电信号,可以反映患者的发病情况。从图中可以观察到不同心拍类型之间差异较大。

[0039] 图5是在对整段单导联心电信号数据第一次聚类完毕后,得到了177类心拍的平均模板,对这些平均模板进行二次聚类时计算得到的相似系数矩阵(177×177)。该相似系数矩阵也用灰度图的方式表现,横纵坐标为心拍片段序号,右侧为灰度条与相似系数对应的色标。

[0040] 图6是对177段平均模板进行二次聚类分析的结果,最终心电信号的聚类结果为13类心拍,如图6所示,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。图中显示的是每类心拍的集合,每一类心拍片段的波形都十分相似,不同类型的心拍片段波形都各有差异。其中,图6(a)、6(b)、6(c)、6(d)分别为第1至第4类心拍,图6(e)、6(f)、6(g)、6(h)分别为第5至第8类心拍,图6(i)、6(j)、6(k)、6(l)分别为第9至第12类心拍,图6(m)为第13类心拍。

[0041] 图7是将本发明的心电信号快速聚类分析方法用于12导联心电信号的实施结果,横坐标为时间,纵坐标为心电信号幅度。图中包括最终聚类的心拍的类型数以及每一类心拍片段的数量。12导联心电信号共计被聚为24类心拍。其中,图7(a)、7(b)、7(c)、7(d)、7(e)、7(f)分别表示的是第1至第6类心拍,图7(g)、7(h)、7(i)、7(j)、7(k)、7(l)分别表示的是第7至第12类心拍,图7(m)、7(n)、7(o)、7(p)、7(q)、7(r)分别表示的是第13至第18类心拍,图7(s)、7(t)、7(u)、7(v)、7(w)、7(x)分别表示的是第19至第24类心拍。

具体实施方式

[0042] 下面结合附图和实施例对本发明方法及其应用做进一步说明。

[0043] 实施例1:将本发明的心电信号快速聚类分析方法用于单导联心电信号。本实施

例采用来自physionet项目的St.Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database数据库,数据库中的心电数据为12导联心律失常数据,取其中II导联的数据进行单导联聚类,工作流程如下:

[0044] (1) 读取一段单导联心电信号(数字信号),采样率为257Hz。

[0045] (2) 将步骤(1)读取到数据加100秒窗口(即窗长 $t=100s$),取100秒心电信号片段,进行预处理,本实施例中用小波变换,去除基线漂移。如图1所示,图1(a)是100秒心电信号片段,图1(b)是经过小波变换去除基线漂移后的心电信号片段。

[0046] (3) 对去基线后的心电信号(图1(b))提取R波,定位R波的峰值点,再通过定位的R波峰值点截取心拍片段,以R波峰值点前0.3秒的位置为起始点,以R波峰值点后0.5秒的位置为终止点,截取心拍片段,每段心拍片段的长度均为0.8秒。本实施例利用现有的算法Pan-Tompkins算法实现R波提取。图1(c)中以圆圈标注出的就是R波峰值点的位置。图2表示的是对100秒心电数据截取心拍片段的结果,一共截取了151段心拍片段(即心拍片段数 $p=151$)。为便于观察,对图2中的所有的心拍片段的起始点都进行了对齐,截取后的心拍片段既有正常窦性心律心拍片段,也有异常心律心拍片段。

[0047] (4) 对步骤(3)得到的心拍片段的每两段心拍片段 $X_i(k)$ 和 $X_j(k)$,计算其相似性系数,本实施例中计算的是相似系数 cox_{ij} ,得到心拍片段的相似系数矩阵 (151×151) ,将矩阵用灰度图表示,如图3所示,颜色越暗之处代表两段心拍片段的相似度越高,颜色越亮代表两段心拍片段越不相似。相似系数计算如公式(2)所示:

$$[0048] \quad cox_{ij} = \frac{\sum_{k=1}^n X_i(k)X_j(k)}{\sqrt{\sum_{k=1}^n X_i^2(k)\sum_{k=1}^n X_j^2(k)}} \quad (2)$$

[0049] 其中: cox_{ij} 代表第i段心拍片段与第j段心拍片段的相似系数, $X_i(k)$ 和 $X_j(k)$ 为心拍片段,两段心拍片段长度相同。

[0050] (5) 将相似系数阈值设置为0.8,将步骤(3)中得出的相似系数矩阵中数值大于0.8者对应的心拍片段归为一类,并提取平均模板。图4显示了对时长为100秒的心拍片段的聚类结果,将151段心拍片段聚为9类心拍(即该窗口聚类的心拍类型数 $N_k=9$),图4为9类心拍的平均模板。

[0051] (6) 取下一个窗口的心电信号数据,重复步骤(2)到(5),直到将读入的心电信号全部聚类完毕,最后总计提取了3045段心拍片段,第一次聚类共得到177类心拍(即总心拍类型数 $N=177$)及其平均模板。

[0052] (7) 对以上第一次聚类得到的177类心拍模板进行第二次聚类,对提取到的每两类心拍的平均模板计算相似系数,得到新的相似系数矩阵 (177×177) ,将相似系数矩阵用灰度图表示,如图5所示。

[0053] (8) 设定相似系数阈值为0.7,将大于此阈值的两类心拍归为同一类,然后再根据此前记录每类心拍的数量占比计算加权平均值作为新的平均模板,最终心电信号的聚类结果为13类心拍,如图6所示,图6(a)、6(b)、6(c)、6(d)分别为第1至第4类心拍,图6(e)、6(f)、6(g)、6(h)分别为第5至第8类心拍,图6(i)、6(j)、6(k)、6(l)分别为第9至第12类心拍,图6(m)为第13类心拍。

[0054] 实施例2:图7是将本发明的心电信号快速聚类分析方法用于12导联心电信号(即

导联数 $m=12$)的实施结果。在本实例中,同时对12导联的心电信号进行聚类。对12导联的心电信号的每一个对应通道提取心拍片段。接着将提取的12导联的心拍片段拼接成一段长波形,再实施本发明的快速聚类分析方法。

[0055] 本实施例中的心电数据也是来自于physionet项目的St.Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database数据库,数据库中的心电数据为12导联心律失常数据,工作流程如下:

[0056] (1) 首先读取12导联心电信号数据。

[0057] (2) 对12导联心电信号加100秒长的窗口,对窗口内数据进行小波变换去除基线漂移。

[0058] (3) 再对去基线后的心电信号提取心拍片段,按照I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6的导联顺序对心拍片段进行拼接。对拼接得到的长波形进行一次聚类(将相似系数大于0.8的心拍片段聚成同一类,聚类中心为每一类波形的均值)。

[0059] (4) 移动窗口,对下一个窗的心电信号重复以上步骤,直至将读取的心电信号全部聚类完毕。

[0060] (5) 读取并聚类完所有数据后,再将聚类中心相互靠近的类(相似系数大于0.7)合并成同一类。

[0061] 图7是对12导联心电数据进行聚类的结果。图7中显示了12导联心电信号最终被聚为24类心拍,具体聚类结果见图7。

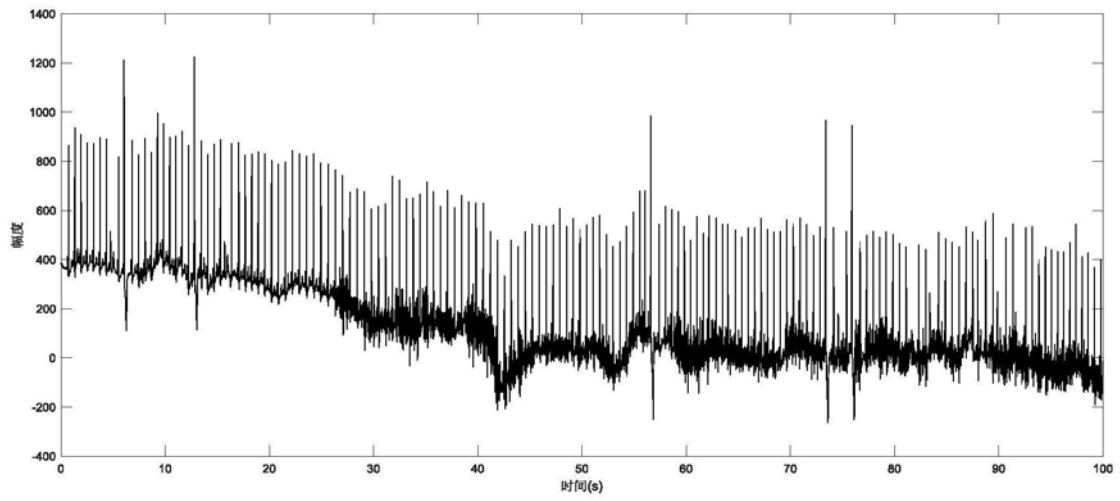


图1 (a)

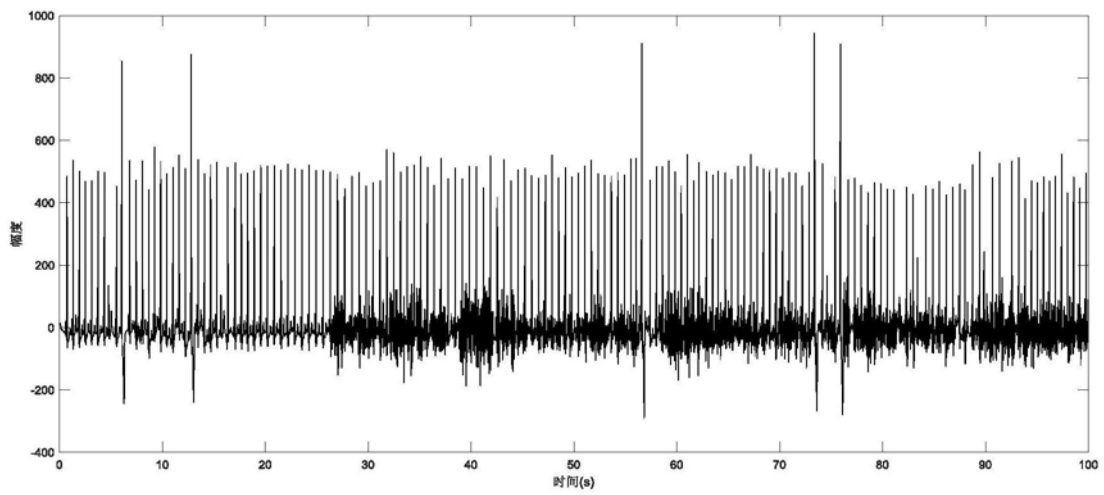


图1 (b)

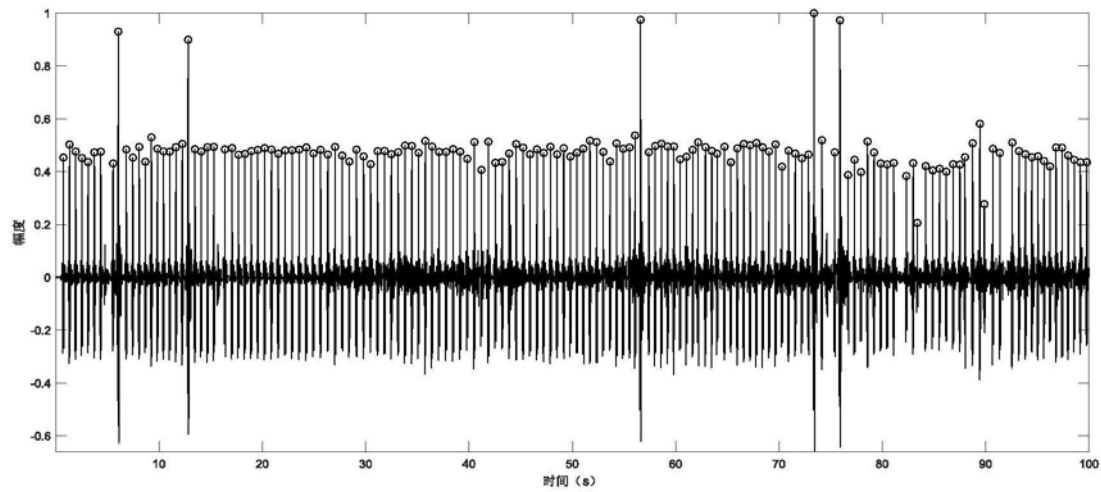


图1 (c)

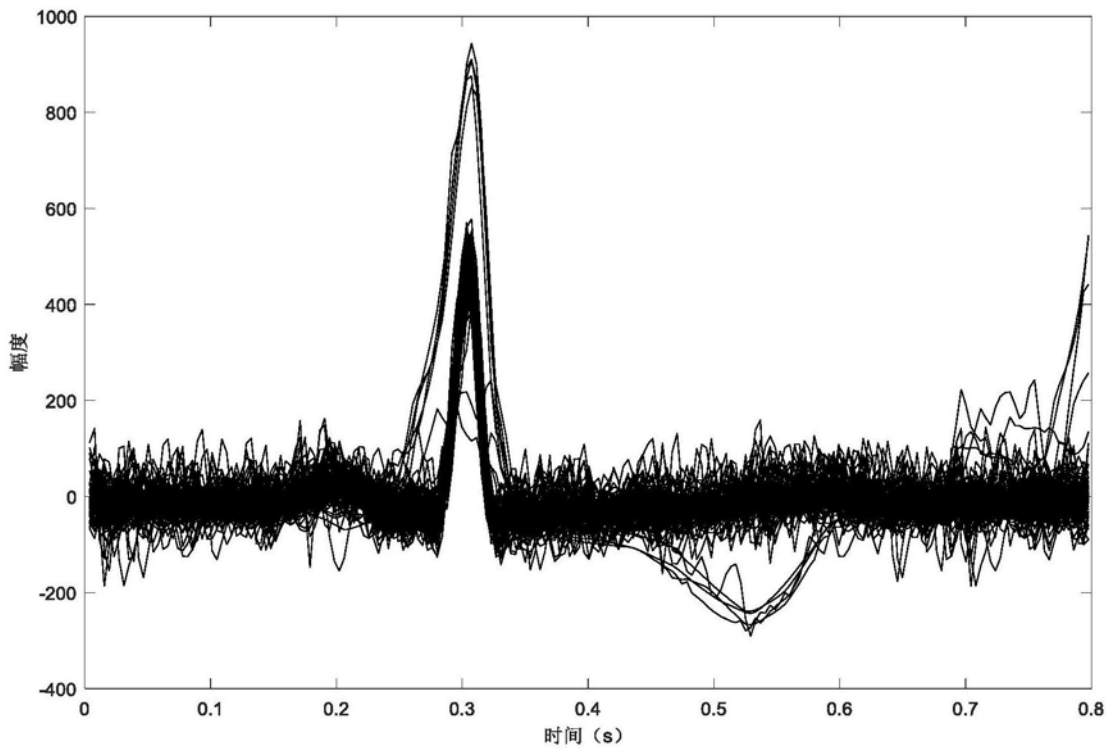


图2

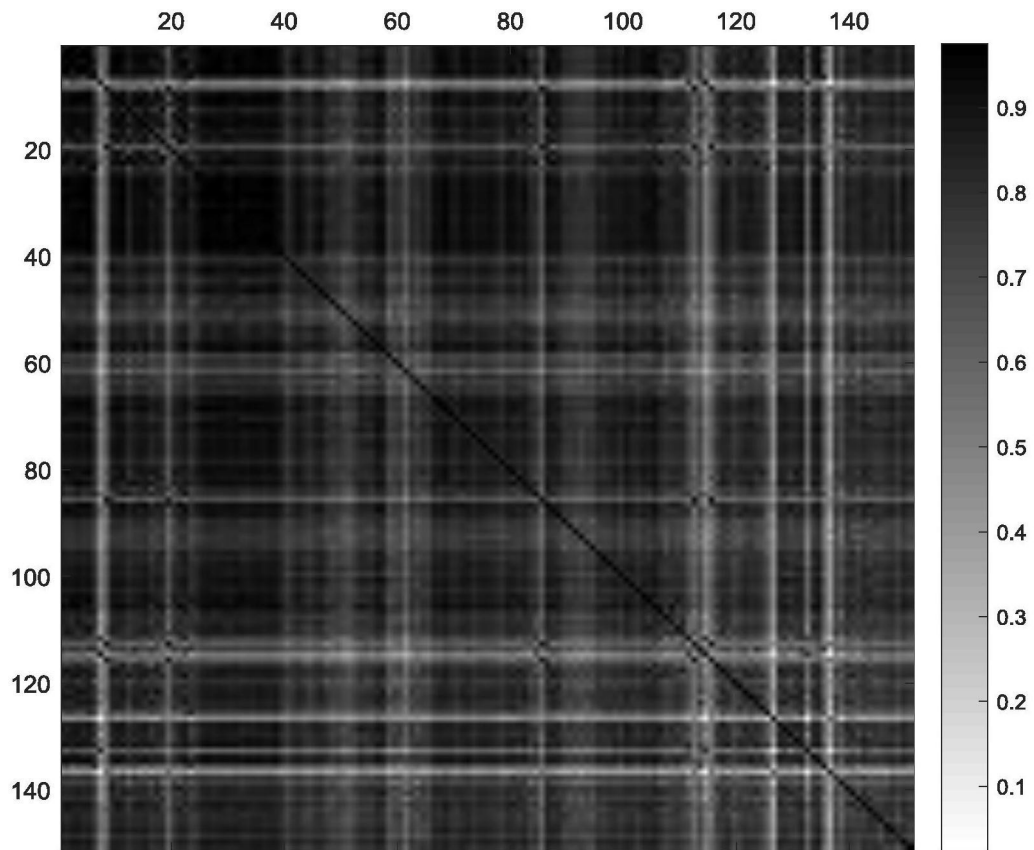


图3

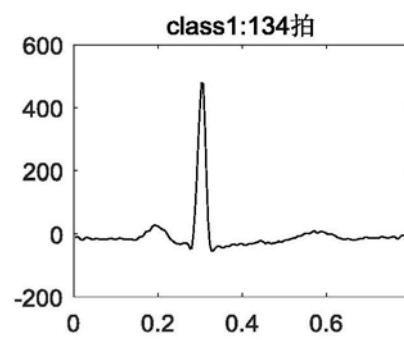


图4 (a)

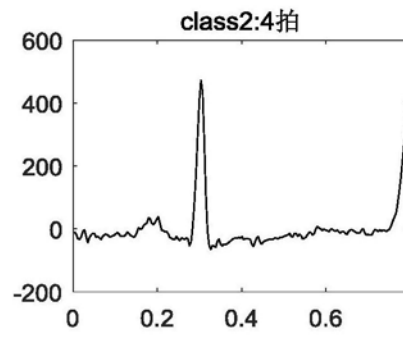


图4 (b)

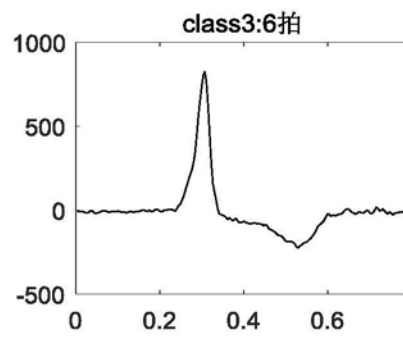


图4 (c)

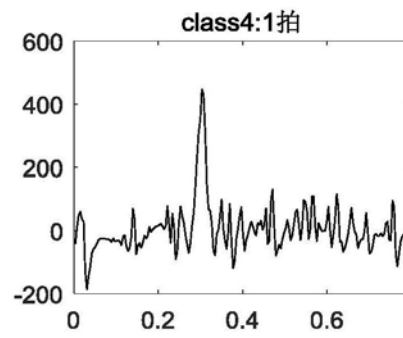


图4 (d)

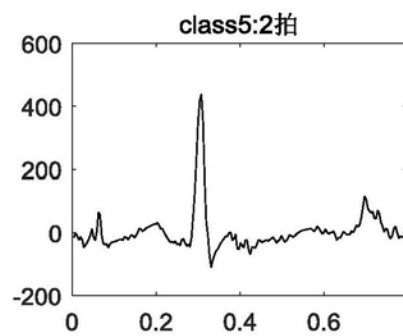


图4 (e)

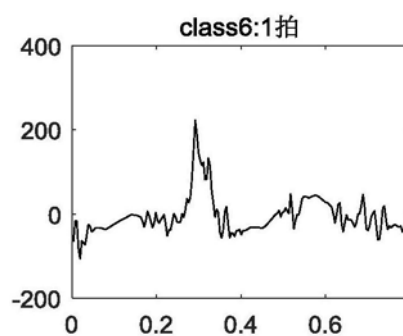


图4 (f)

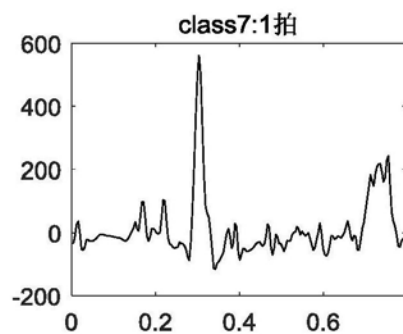


图4 (g)

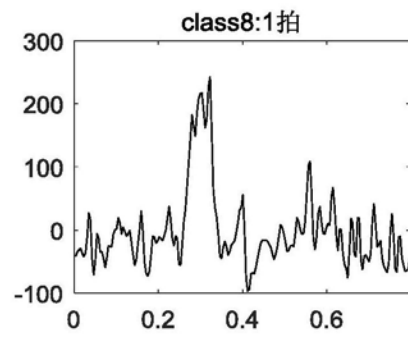


图4 (h)

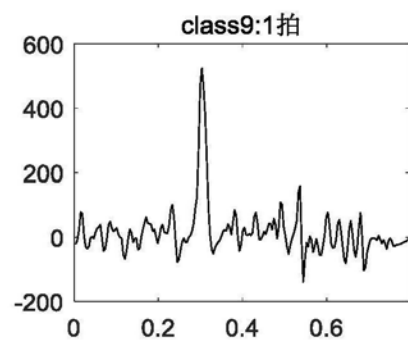


图4 (i)

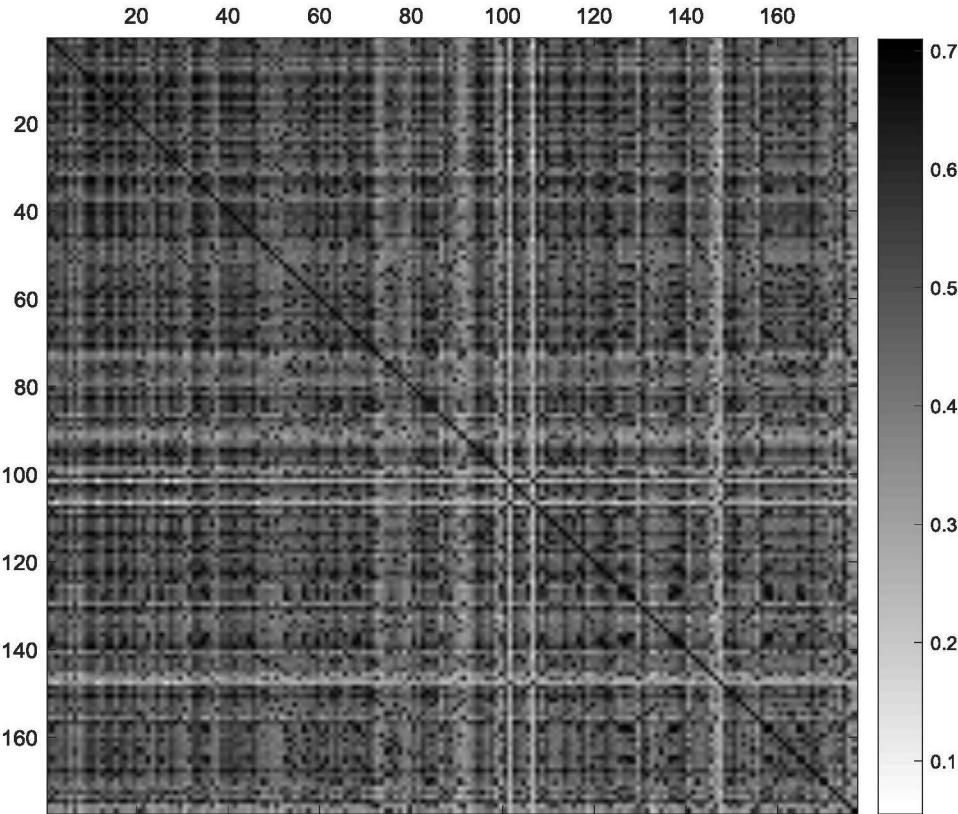


图5

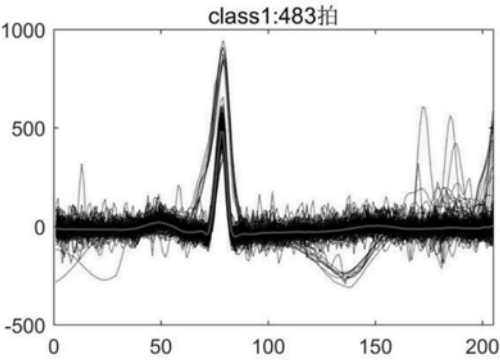


图6 (a)

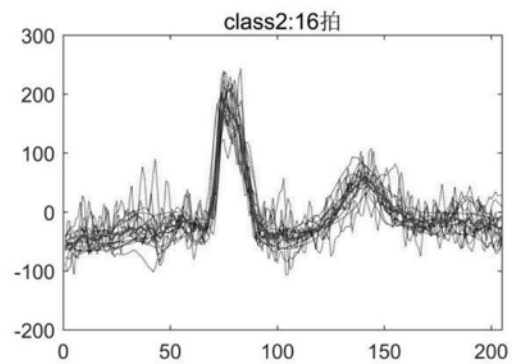


图6 (b)

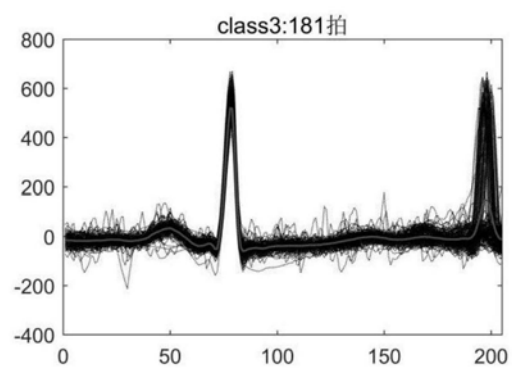


图6 (c)

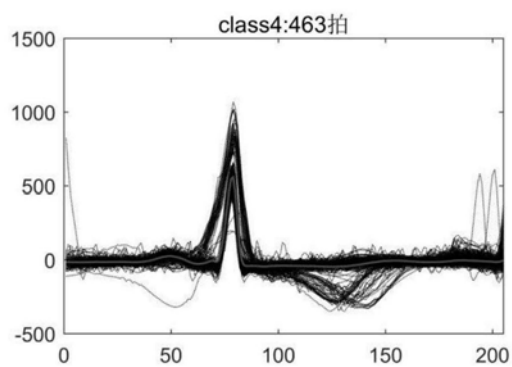


图6 (d)

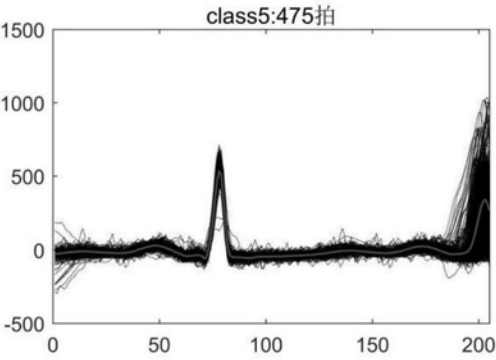


图6 (e)

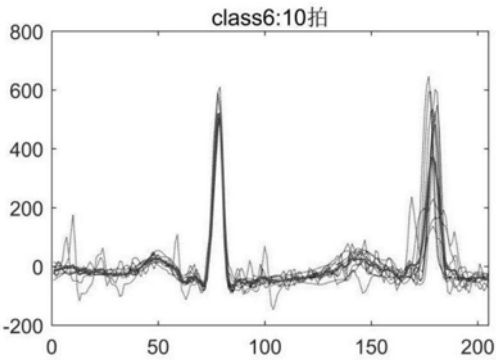


图6 (f)

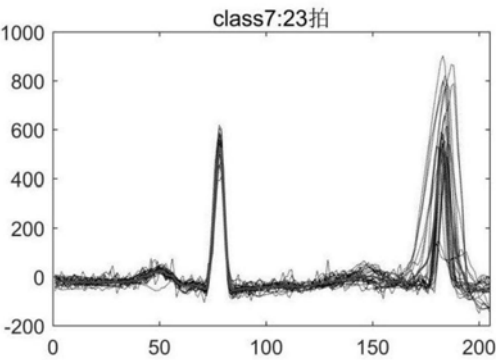


图6 (g)

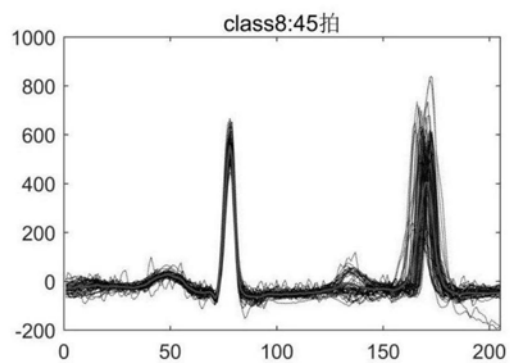


图6 (h)

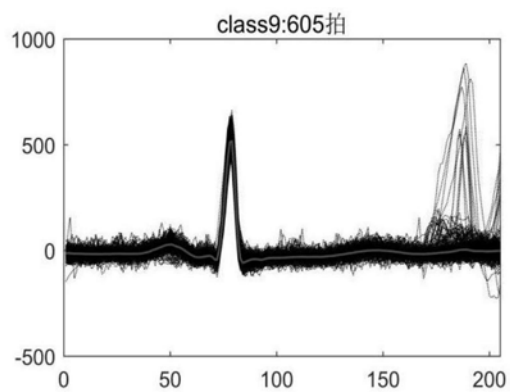


图6 (i)

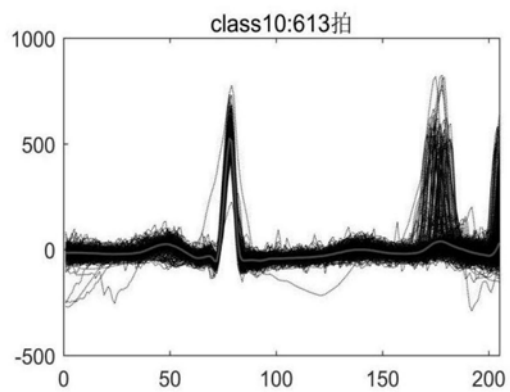


图6 (j)

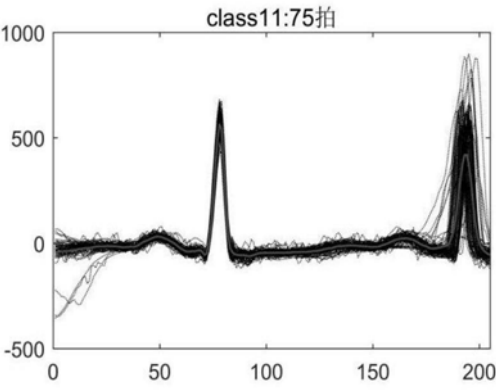


图6 (k)

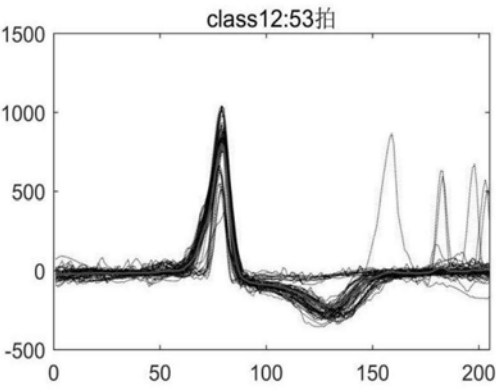


图6 (l)

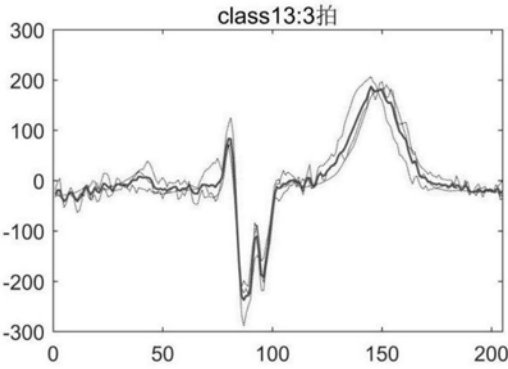


图6 (m)

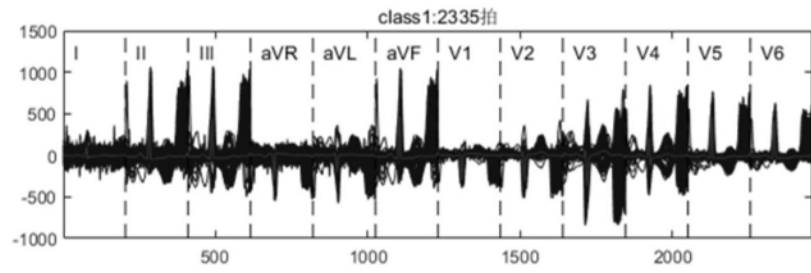


图7 (a)

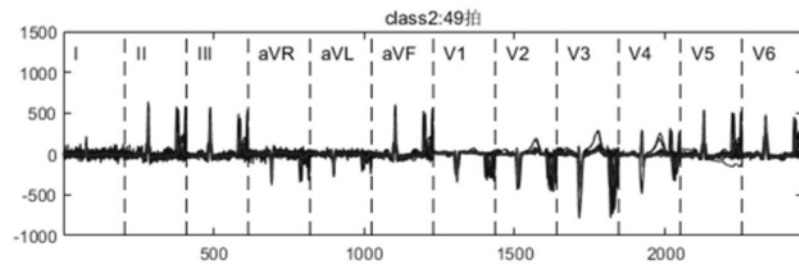


图7 (b)

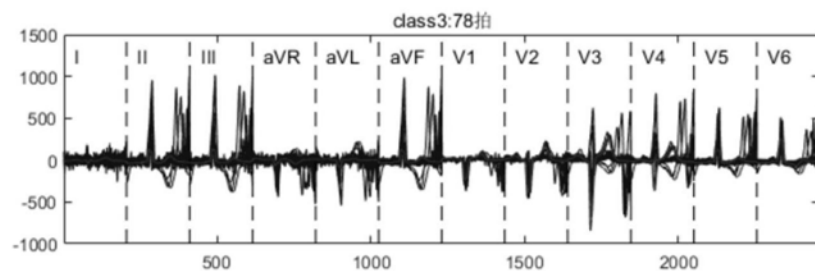


图7 (c)

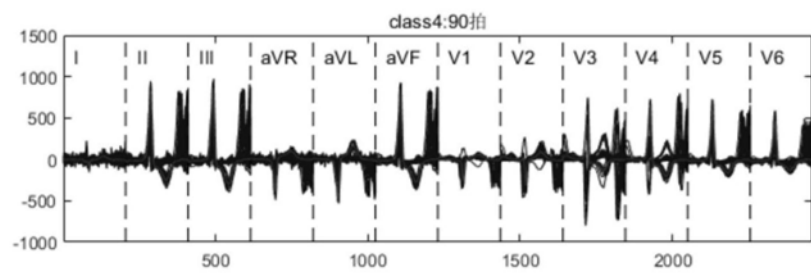


图7 (d)

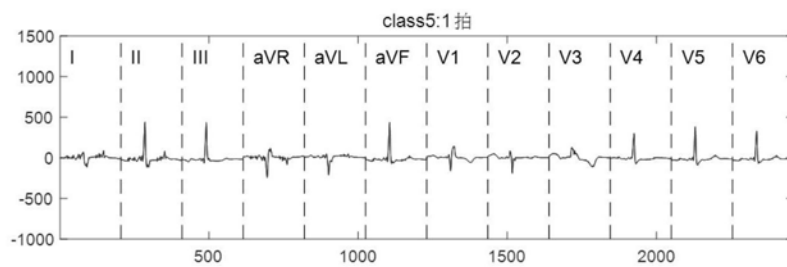


图7 (e)

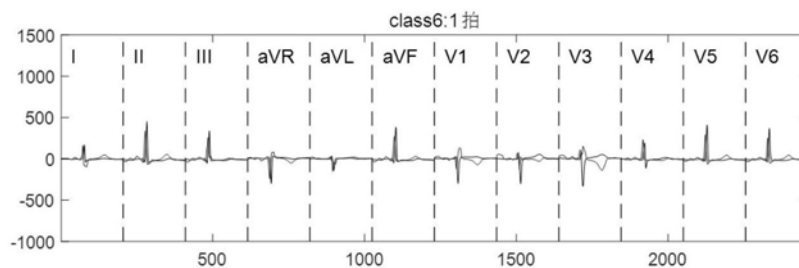


图7 (f)

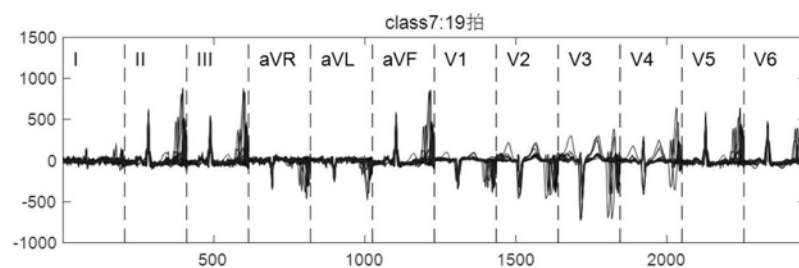


图7 (g)

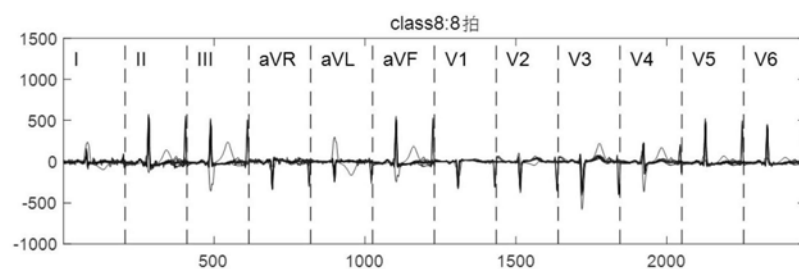


图7 (h)

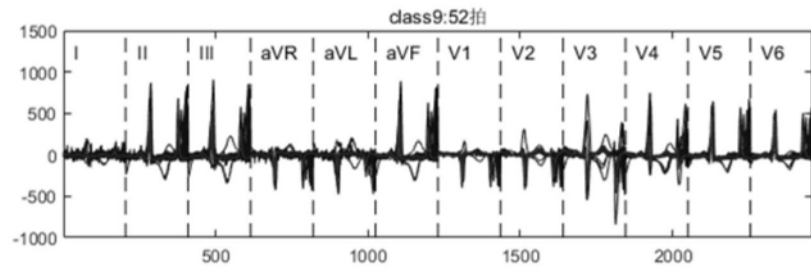


图7 (i)

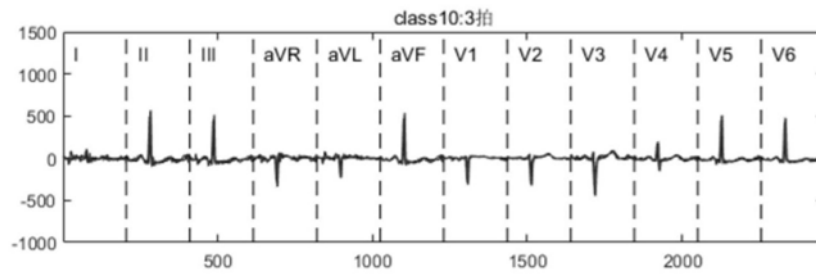


图7 (j)

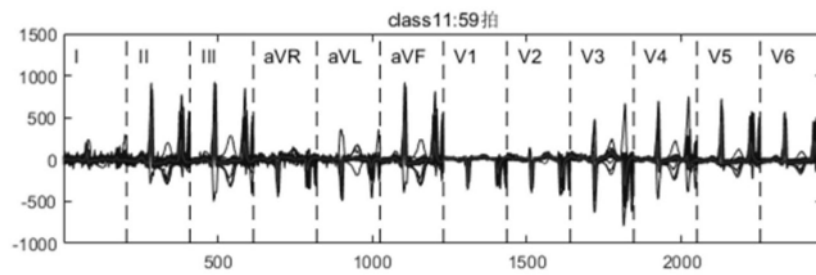


图7 (k)

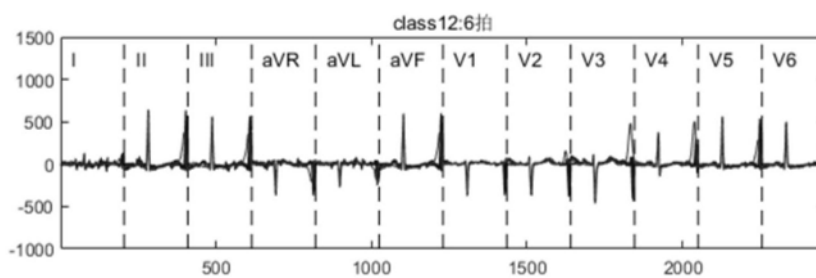


图7 (l)

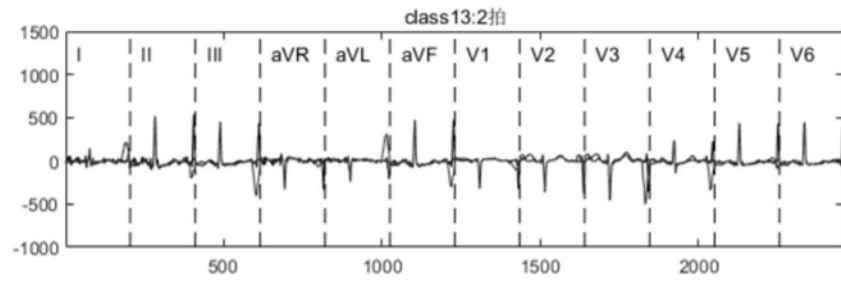


图7 (m)

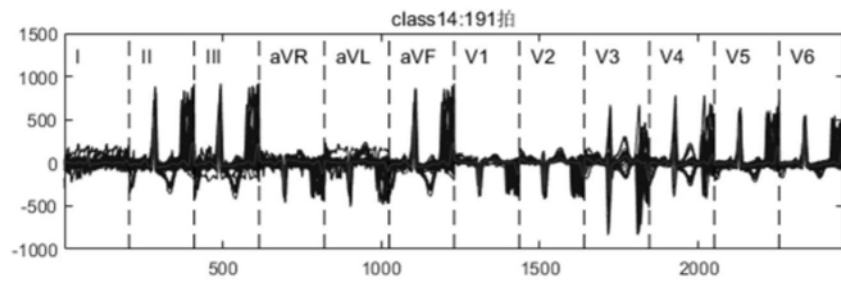


图7 (n)

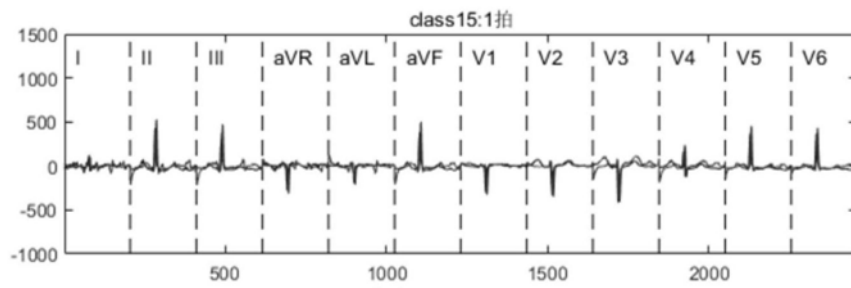


图7 (o)

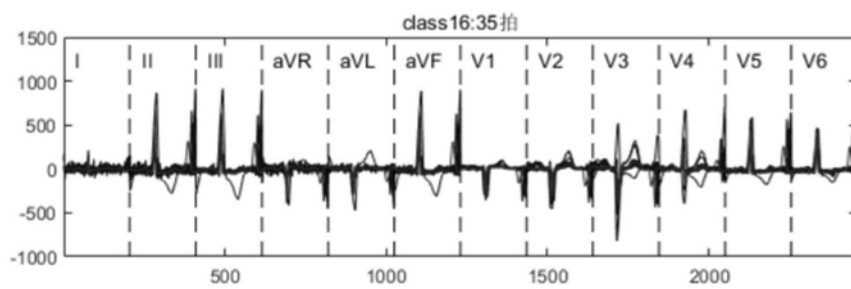


图7 (p)

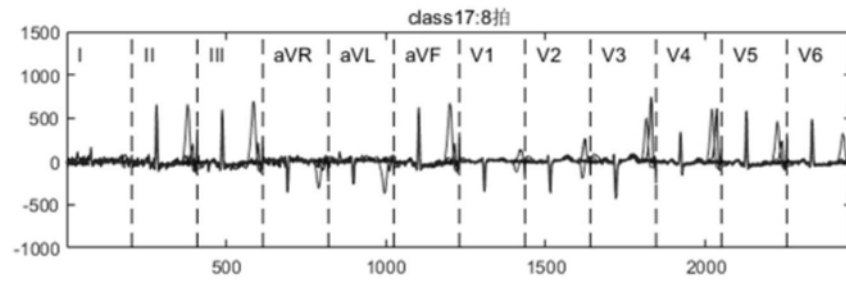


图7 (q)

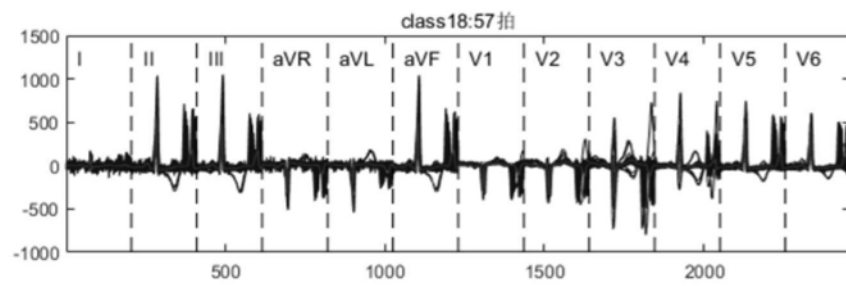


图7 (r)

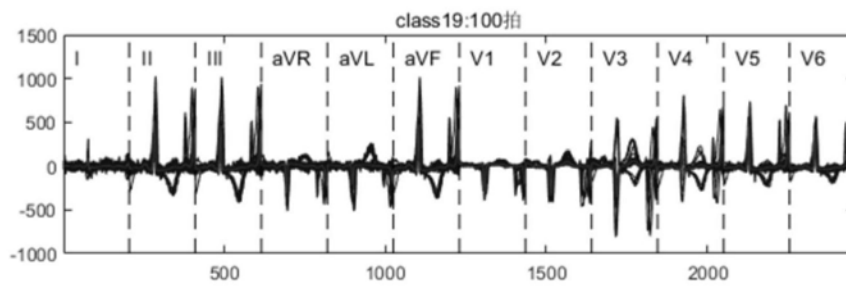


图7 (s)

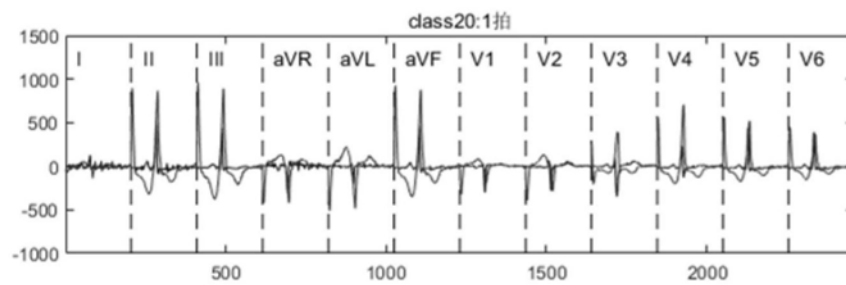


图7 (t)

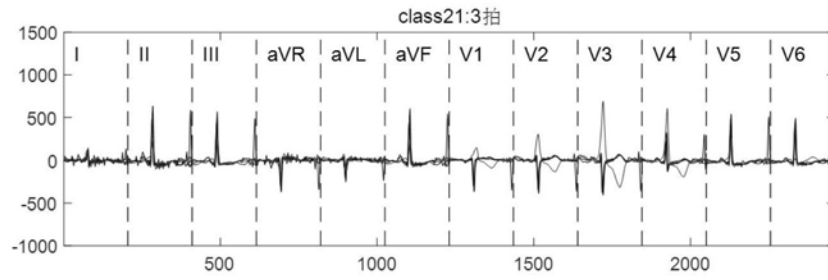


图7 (u)

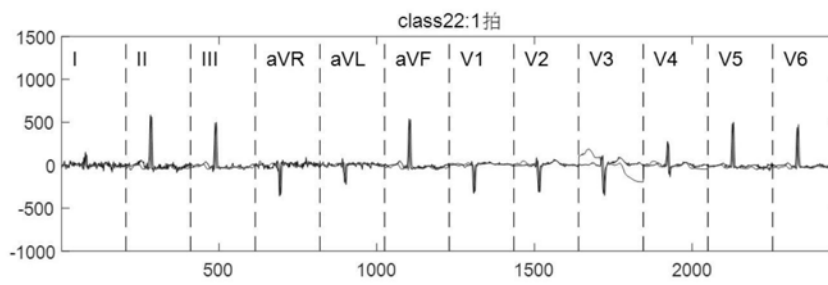


图7 (v)

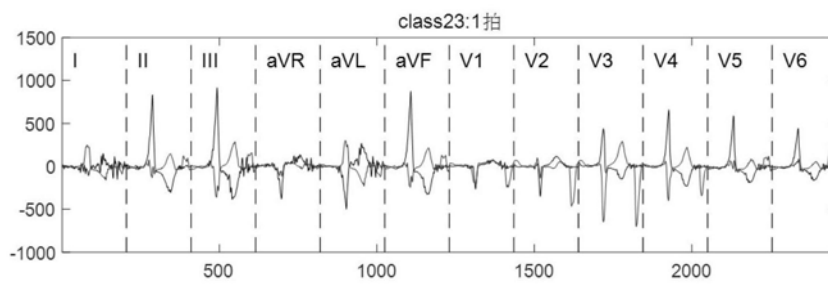


图7 (w)

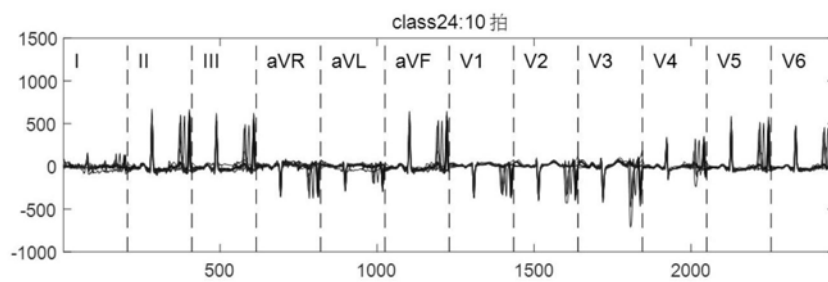


图7 (x)

专利名称(译)	一种改进的心电信号快速聚类分析方法		
公开(公告)号	CN110367969A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910601890.4	申请日	2019-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	杨翠微 袁涵		
发明人	杨翠微 何凯悦 袁涵		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	张磊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种改进的心电信号快速聚类分析方法。首先对心电信号加窗，对窗口内数据进行预处理去除干扰；对预处理后的数据截取心拍片段进行时域或频域的处理，得到新的信号序列；计算序列的相似性系数并与阈值比较从而进行心拍分类，并提取每种类型的平均模板。窗口移动到下一段心电信号，重复以上过程，直至将整段心电信号聚类完毕。对上述每个窗口得到的平均模板进行二次聚类，得到最终的心拍类型、对应类型的心拍数量与平均模板。本发明方法适用于短时程或长时程的心电信号；同时适用于单导联或多导联心电信号；可用于正常窦性心律、单一异常心律或多种异常心律的心电信号快速聚类。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。

