

模糊算法在心律失常病类判别中的应用

孟兆辉,张永红,白 净

(清华大学电机工程系生物医学工程研究所,北京 100084)

摘 要: 本文针对分枝逻辑法的缺点,提出了一种快速心律失常病类判别的模糊数学方法.该方法使用S型和Z型隶属函数将心电RR间期和QRS波宽度两个参数模糊化,并通过计算其对于正常以及室早和房早等心律失常病类的隶属度,来对心律失常进行分类.使用MIT-BIH心电数据库和实测数据对其进行测试的结果表明,可以有效地进行准确、快速的心律失常病类判别.

关键词: 心电图;模糊算法;心律失常分类

中图分类号: TP391.5 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112(2001)09-1246-03

A Fuzzy Method for Classification of Arrhythmias

MENG Zhao-hui, ZHANG Yong-hong, BAI Jing

(Biomedical Engineering Institute, Dept. of Electrical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: A fuzzy sets method for classification of arrhythmias is developed in this work. At first R-R and QRS interval are transformed into fuzzy variables with S-style and Z-style membership functions. Then their grades of membership for normal and beats of PVC and APC are calculated to determine the classification. The method is verified with MIT-BIH database and the clinical data. The results show that this method is effective for the classification of arrhythmias accurately and rapidly.

Key words: ECG; fuzzy sets; arrhythmias classification

1 引言

虽然就目前心电自动分析系统的发展状况来看,最好的心电专家仍然比最好的程序要好,而且不同程序或心电专家的综合诊断要好于单个程序或单个专家的诊断^[1].不过,开发出一种功能强大的心电自动分析系统,特别是可以准确、快速对心律失常病类进行判别的系统,近年来越来越受到医务人员和科技人员的重视.

对于心电自动分析系统,主要包括信号的预处理、信号特征的提取和心电信号与心血管疾病的对应关系的确定等部分.目前,在很多临床应用的心律失常病类自动判别的分析软件中,对于提取出的心电特征量采用分枝逻辑法进行分析.分枝逻辑法,对于病类的判断只使用了是/否的概念,判断公式严格按照是/否标准来进行,这种判断方式并不符合人类的认知习惯.

因此,生物医学工程工作者在实践中找到了很多种对于心电图中QRS波和心律不齐的检测、分类的实用方法,主要包括能量谱分析,模板匹配方法,线性预测法,小波变换法和神经网络算法等^[2,5].其中能量谱分析方法由于缺乏扎实的研究基础,在临床上还没有得到实际应用;模板匹配法只能针对有限数目的模板进行分析;而小波变换法主要用于信号的检测,能大大提高算法的抗干扰法,但是这种方法的侧重点并不在心律不齐分类方面.

神经网络算法是近年来的热点,而且是比较有效的进行心律失常分类的一类方法,因为它对具体算法的要求不高,可

以自适应调整相应参数.但是这类算法中或者需要进行一定的“学习”过程,是一个相对的“慢过程”^[6,7],或者不能进行自动的参数调整^[8],并不符合快速检测、分析的要求.

对于家庭心电/血压监护网系统^[9,10]中大量、快速的心电分析要求来说,上述方法并不能满足心律失常的算法的要求,因此需要开发出一种符合准确、快速要求的心律失常分析方法.为了提高判别的准确性,使判别的结果具有人性化,更加符合医务人员的习惯,本论文实现了一种使用模糊数学的方法,对心律失常病类进行分析.

2 模糊数学相关原理

对于一个确切的概念,可以用特征函数来表示^[11].这种函数的特性是对于集合内的元素非0即1,而仿照特征函数表示经典集合的方法,可以用隶属函数表示模糊集合.

定义:论域 U 中的模糊集合 A ,是以隶属函数 μ_A 来表征的集合,即

$$\mu_A: U \rightarrow [0, 1]$$

对任意 $u \in U$,有 $u \rightarrow \mu_A(u)$, $\mu_A(u) \in [0, 1]$,称 $\mu_A(u)$ 为元素 u 对 A 的隶属度. μ_A 的值越接近1,表示元素 u 属于 A 的程度越高.反之, μ_A 的值越接近0,表示元素 u 属于 A 的程度越低.若论域 U 中的所有元素对 A 的隶属度不是1就是0,则模糊集退化为清晰集.经典集合只是模糊集合的一个特例.

模糊子集的隶属度完全由它的隶属函数所刻画,而隶属函数的确定一般是根据经验或统计来确定的,它本质虽然是客观事物的属性,但往往带有一定的主观性.目前在理论上还没有一个普遍适用的方法来确定隶属函数,因此,隶属函数一

收稿日期:2000-05-15;修回日期:2000-12-29

般依赖于人的主观技巧,而且没有一个完全客观的评定标准.一般常用的隶属函数曲线有正态型、Γ型、S型和Z型.

因为从心律失常的判据规则来看,模糊度的判断应该是单向的,而非双向的.比如,对于室早病类来说,其中一条判据是QRS波的宽度增加.那么当QRS波宽度比“正常宽度”窄的时候,并不需要计算和正常QRS波宽度对应的偏差量.而作为正态型或者Γ型隶属函数来说,如果和中心值有偏差,不论是偏大,还是偏小,都计算到偏差量之中,显然这样会增加计算的误差量,造成误判.因此,在本文中根据心电特征的性质,分别建立了S型和Z型的隶属函数,并根据经验给予了隶属函数适当的参数.这两种隶属函数都具有单调且计算简便的特点.

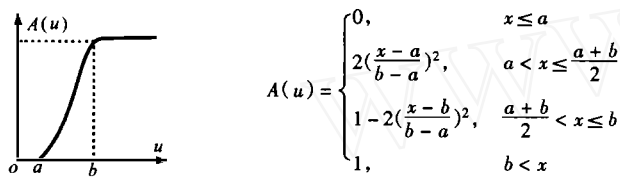


图 1 S型隶属函数

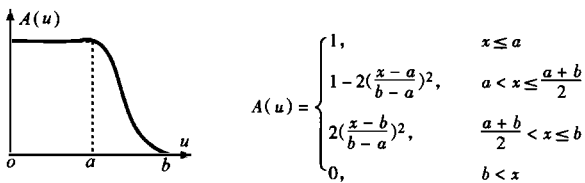


图 2 Z型隶属函数

模糊模式识别就是判断给定的事物和哪一样品相同或者相近,一般模式识别的方法可分为两种:按照最大隶属度原则进行识别的直接方法和择近原则归类的间接方法.因为在本文算法中隶属函数是明确的,因此使用直接方法来进行模糊模式识别.

总之,本文中的模糊系统的基本结构如图3所示

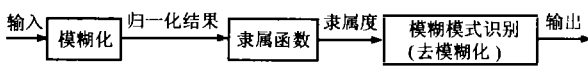


图 3 模糊系统基本结构

$$f_{-QRS}[i] = \begin{cases} 0, & \\ 2\left(\frac{QRS[i] - D_{-QRS}}{(C_1 - 1) * D_{-QRS}}\right)^2, & \\ 1 - 2\left(\frac{QRS[i] - C_1 * D_{-QRS}}{(C_1 - 1) * D_{-QRS}}\right)^2, & \\ 1, & \end{cases}$$

$$f_{-RR}[i] = \begin{cases} 1, & \\ -1 - 2\left(\frac{RR[i] - (1 - C_2) * R_{-R}}{C_2 * R_{-R}}\right)^2, & \\ 2\left(\frac{RR[i] - R_{-R}}{C_2 * R_{-R}}\right)^2, & \\ 0, & \end{cases}$$

其中 C_1, C_2 是常数,而 $f_{-QRS}[i]$ 和 $f_{-RR}[i]$ 是经计算后的归一化的结果.假设各心拍模糊变量坐标对 $(f_{-RR}[i], f_{-QRS}[i])$ 在图6坐标系中,其中 $0 \leq f_{-RR}[i] \leq 1, 0 \leq f_{-QRS}[i] \leq 1$.

分别计算各心拍模糊变量坐标对 $(f_{-RR}[i], f_{-QRS}[i])$

3 心律失常判别的实现

因为心律失常的心电图表现非常复杂,个体差异现象非常明显,无法采用精确的数值进行描述和诊断.所谓的模糊数学算法的实质就是认为在不同心律失常病类之间不是完全界限清楚的,而是存在着一定的中间过渡阶段.这样的模糊算法与分枝逻辑法相比,更加符合人类的认识习惯,分类效果也更容易被接受.

本文重点是对正常和非正常的室早(PVC,心室早搏)、房早(APC,心房早搏)进行了分析.之所以选择这两种病类,是因为它们是心电监护中的最主要心律失常病类.

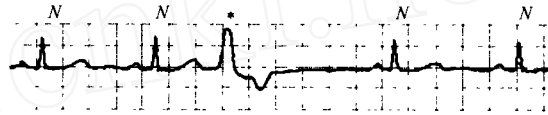


图 4 心律失常病类——室早

图4和图5中,标有“N”的R波是正常心拍,标有“*”的R波是心律失常心拍.根据正常和室

图 5 心律失常病类——房早

早、房早的心电特性,以及心律失常病类判别的需要,我们设置了两个模糊变量作为判断心律失常的标准,RR间期和QRS波宽度.能够得到正确的RR间期和QRS波宽度取决于R波检测的准确性,而本文模糊算法的实现是在R波检出率为98.6%基础上进行的.

模糊变量符号表示如下:RR[i]:第i个心拍的RR间期;QRS[i]:第i个心拍的QRS波宽度;R_{-R}:心电记录的RR间期的平均值;D_{-QRS}:心电记录的QRS波宽度平均值;其中R_{-R}和D_{-QRS}在对心电R波进行检测的同时计算得到的,其数值是通过递推公式进行自动调整的.

根据经验设置两个模糊变量相应的隶属函数如下,其中RR[i]对应Z型隶属函数,QRS[i]对应S型隶属函数.

$$QRS[i] \leq D_{-QRS}$$

$$D_{-QRS} < QRS[i] \leq \frac{C_1 + 1}{2} * D_{-QRS}$$

$$\frac{C_1 + 1}{2} * D_{-QRS} < QRS[i] \leq C_1 * D_{-QRS}$$

$$C_1 * D_{-QRS} < QRS[i]$$

$$RR[i] \leq (1 - C_2) * R_{-R}$$

$$(1 - C_2) * R_{-R} < RR[i] \leq (1 - \frac{C_2}{2}) * R_{-R}$$

$$(1 - \frac{C_2}{2}) * R_{-R} < RR[i] \leq R_{-R}$$

$$R_{-R} < RR[i]$$

到正常(0,0),室早(1,1)和房早(1,0)类别的距离,并对上述三个距离进行适当的加权处理,从而分别得到最终的心拍模糊变量坐标对到三种心拍类别的相应距离.按照最大隶属度(贴近度)原则,取三个距离中的最小者的类别,即为心拍所属的类别.

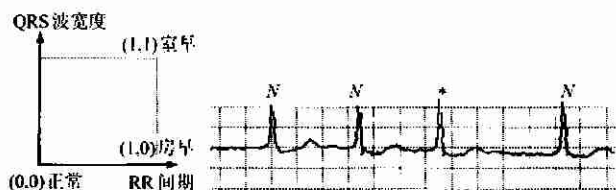


图 6 对心拍模糊变量进行模式识别

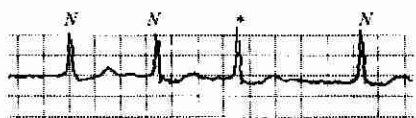


图 7 MIT-BIH 心电数据库中 221 号记录部分波形

4 算法测试与结果

使用 MIT-BIH 心电数据库^[12]和一些实测数据(采集于澳门某医院和清华大学医院),对上述算法进行了测试。

因为算法只是针对正常和室早、房早三种心拍进行判断,因此我们选择数据库中典型的室早和房早病类(含有较多室早和房早心拍)的心电数据进行测试,测试结果如表 1:

表 1

心电记录编号	室早心拍数	室早误/漏判个数	房早心拍数	房早误/漏判个数
100	1	1	33	2
116	109	2	1	0
119	444	1	0	10
209	1	1	382	35
220	0	0	94	3
228	362	15	3	5
总计	917	20	513	55

(注:在 MIT-BIH 心电数据库中典型的房早和室早心拍的记录共有 8 个,但是在 106 号记录中存在着两种形态的室早,该算法不适用于这种心律失常病类;在 221 号记录中存在着部分如图 7 所示的波形,标有“*”的心拍测试结果认为是房早心拍,而数据库的标准结论为正常心拍,故该心电记录未作为测试数据使用。)

可见,在上述 6 组心电数据测试的结果中,房早的检出率为 89.3%,室早的检出率为 97.8%。目前,该心律失常分析软件已经作为在澳门某医院和清华大学医院运行的心电/血压监护网中的一部分使用,病类判别效果证明是良好的。

上述模糊数学的方法对心律失常(室早、房早)具有很好的判别效果,是一种有效的快速心律失常病类判别分析方法。

另外,只要根据需要对其他心律失常病建立相应的隶属函数,使用类似的方法就可以对更多种类的心律失常病类进行判别,这里就不再详述。

5 结论与讨论

本文提出了一种使用模糊数学工具对心律失常病类进行准确、快速判别的方法。这种方法综合了进行心律不齐病类判别的分枝逻辑法和模式识别算法的优点,在临床上不失为有效的算法之一。

从测试结果看,房早的检出率略低于室早的检出率,这是因为从心电波形的形态上观察,房早与正常心电的 QRS 波群类似,与室早的检出相比要困难一些,而在实际的应用中,医务人员更加关注的是室早的检出。

在引言中已经指出,最好的心电专家仍然比最好的心电自动分析系统要好,因此,心电自动分析系统的最大意义是将医护人员从繁重、枯燥的海量心电数据处理中解放出来,而最

后的确诊仍需要依靠医生的经验来决策。

参考文献:

- [1] 董明.心电图自动分析的新趋势[J].国外医学生物医学工程分册,1998,21(2):121-125.
- [2] B N Hung, Y S Tsai, T H Chu. FFT algorithm for PVC detection using IBM PC [A]. IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference Proceedings of the Eighth Annual Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society [C], 1986:292-295.
- [3] Ruben Orozco Morales, et al. Evaluation of QRS morphological classifiers in the presence of noise [J]. Computer and Biomedical Research, 1997,30:200-210.
- [4] J S Sahambi, et al. Using wavelet transforms for ECG characterization [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1997,16(1):77-83.
- [5] Biju P Simon, C Eswaran. An ECG classifier designed using modified decision based neural networks [J]. Computers and Biomedical Research, 1997,30:257-272.
- [6] 胡守仁.神经网络导论[M].国防科技大学出版社,1993:1-3.
- [7] Yu Hen Hu, Surekha Palroddy, et al. A patient-adaptable ECG beat classifier using a mixture of experts approach [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1997,44(9):891-899.
- [8] Fredric M Ham, Sowhan Han. Classification of cardiac arrhythmias using fuzzy ARTMAP [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1996,43(4):425-429.
- [9] J Bai, Y Zhang, et al. The design and preliminary evaluation of a home ECG and blood pressure monitoring network [J]. Journal of Telemedicine and Telecare, 1996,2:100-106.
- [10] 白净,张永红.家庭心电/血压监护网系统[J].世界医疗器械,1996,2:42-44.
- [11] 肖位枢.模糊数学基础及应用[M].航空工业出版社,1992.
- [12] Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology Biomedical Engineering Center. MIT-BIH Arrhythmia Database Directory (Third Edition) [M]. 1992.

作者简介:



孟兆辉 男,1976年4月出生于天津,1999年获清华大学学士学位,现为清华大学电机工程系博士研究生,主要研究方向为生物医学信息处理。



张永红 女,1970年出生于湖北武汉,清华大学电机系讲师,1991年和1994年获得华中理工大学生物工程系学士和硕士学位,主要研究方向为近红外相位阵列法进行乳腺癌定位研究,以及生物医学信息处理。