

睡眠状态下人体生理信号模糊分析系统的研究

1 前言

阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(obstructive sleep apnea syndrome, OSAS)是指患者在夜晚睡眠时,上呼吸道无气流通过的时间超过10 s,累计超过5次/h,每晚7 h睡眠中超过30次[1]。OSAS患者睡眠时反复出现的呼吸暂停及由此引起的低氧血症对心脏的危害越来越受到人们的重视及关注。研究表明,呼吸暂停所引起的心率(HR)和收缩压升高及血氧饱和度(SO₂)降低是室性异位搏动的主要原因,心肌氧的需求和动脉血氧降低不匹配而发生的暂时性心肌缺血,易使心肌受损;另外副交感神经兴奋是引起猝死的主要原因[2]。OSAS对心血管系统的主要影响表现如下[3]:(1)心律失常;(2)冠状动脉病变;(3)心脏功能和结构的改变;(4)高血压。OSAS不但会严重影响患者白天的工作和生活质量,而且还可引起有猝死危险的严重心律失常。综合分析发现,OSAS引起心脏功能和结构的改变是诸多因素包括夜间呼吸暂停、肥胖、高血压共同作用的结果,而非夜间呼吸暂停的单一效应。提示对OSAS的诊断应综合考虑相关因素[4]。

2 模糊测量系统

2.1 模糊系统的建立[5]

模糊测量系统的设计思路为:LabVIEW通过数据采集得到含有噪声的生理信号,通过仪器前面板设置消噪处理的参数,将参数通过LabVIEW与MATLAB接口传递给MATLAB相应的功能函数,完成信号分析与处理功能,然后,LabVIEW继续通过程序接口调用相应的MATLAB程序生成符合要求的模糊系统,构造模糊系统时用到的信息就是用户通过程序接口传递到MATLAB的工作空间的。建立模糊系统的流程框图见图1。

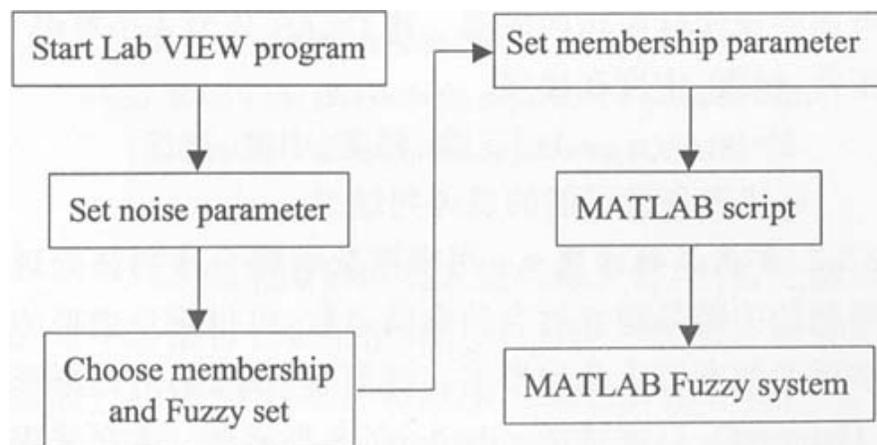


图1 模糊系统构造框图

Fig.1 Structural illustration of the Fuzzy system

2.2 模糊测量过程[6]

在生成相应的模糊系统之后,就可以执行模糊测量过程。根据不同的生理信号,选用不同的传感器(导联)及调理电路

构成测量模块。数据采集卡的基本任务是心电、呼吸、无创血氧和无创血压等生理信号的测量。LabVIEW在完成心电、呼吸、无创血氧和无创血压的采集与处理后，即可将处理结果传递到MATLAB Script，紧接着继续调用相应的MATLAB 模糊系统进行模糊测量，并且要将睡眠状态下人体生理信号的模糊分析结果通过MATLAB Script节点反馈到LabVIEW，整个过程如图2所示。

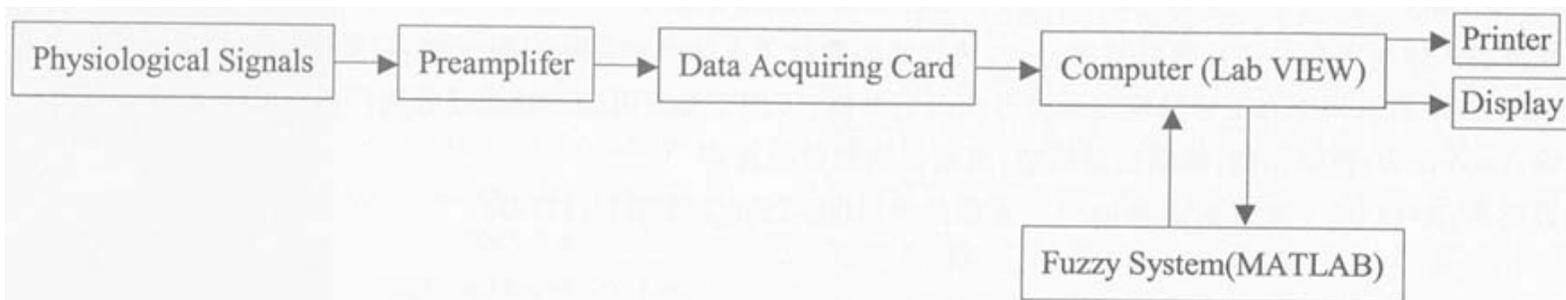


图2 模糊测量过程
Fig.2 Process of the fuzzy measurement

在LabVIEW中，是用软件驱动I/O接口数据采集卡，驱动方法有2种：(1)LabVIEW支持的数据采集卡，如NI公司生产的各类数据采集卡，可利用LabVIEW自带的驱动函数来驱动。设计者只需正确设置输入参数就可实现数据采集的任务，而不需编写代码程序。(2)LabVIEW不支持的数据采集卡，可利用LabVIEW的代码嵌入功能(CIN模块)来实现采集卡的软件驱动。

2.3 工作原理[7]

2.3.1 模糊集的构成 OSAS患者睡眠时有较大的心率变异，86%患者有明显的心率失常，同时伴有低氧血症、高血压等症状。由于影响OSAS诊断的因素很多，各因素之间关系复杂，因此，单纯用1个因素诊断OSAS显然是不够的。由于OSAS患者呼吸暂停低通气指数(AHI)、SO₂、HR、血压(BP)之间有一定的相关性，因此与此对应的人体生理信号构成影响因素集：

$$U = \{f_1, f_2, f_3, f_4\} = \{AHI, SO_2, HR, BP\}$$

用户定义的模糊集个数可根据需要来定(X个)，考虑临床实际应用的需要，将OSAS分为4个等级：正常、轻度、中度和重度。

$$E = \{e_1, e_2, e_3, e_4\} = \{\text{正常, 轻度, 中度, 重度}\}$$

e_i 代表各种可能的总评判结果。

2.3.2 隶属函数的建立 用模糊数学综合评判法处理问题的关键是建立适当的隶属函数。可供用户选择的隶属函数有以下几种形式：梯形(Trapmf)、高斯形(Gaussmf)、广义钟形(Gbellmf)、S形函数。本文采用梯形隶属函数，其特征参数为a、b、c、d，用公式表示为：

$$f(x, a, b, c, d) = \max \left\{ \min \left(\frac{x-a}{b-a}, 1, \frac{d-x}{d-c} \right), 0 \right\}$$

式中，参数a、d确定梯形的“脚”，而参数b、c确定梯形的“肩膀”。

对40岁以上人群，AHI、SO₂、HR、BP 4项OSAS诊断指标的正常值为：

AHI<5, SO₂>96%, 60次/min<HR<80次/min, BP(舒张压/收缩压)<90/140 mmHg(1 kPa=7.5 mmHg)。

根据睡眠呼吸暂停综合症的各影响因子指标 f_j ，建立关于 e_1, e_2, \dots, e_p 模糊等级(表1)，即视 e_k 为模糊集，把这样的模糊集记为 A_{jk} 。

表 1 等级划分表

Tab.1 Grade classification performance

Factor	Normal(e_1)	Mild(e_2)	Moderate(e_3)	Severe(e_4)
	$a_{j0} \sim a_{j1}$	$a_{j1} \sim a_{j2}$	$a_{j2} \sim a_{j3}$	$a_{j3} \sim a_{j4}$
AHI($f_1, j=1$)	0~5	5~21	5~21	51~100
BP($f_4, j=4$)	80~120	120~130	130~140	140~180

AHI: Apnea-hypopnea index; BP: Blood pressure

把目标函数 $\varphi_j^{(k)}$ 取为这些模糊集的隶属函数： $\varphi_j^{(k)}(x)=A_{jk}(x)$ 。根据各单因素的评判等级的标准值，考虑每一单因素的某一评判等级论域，可推导出上述单因素AHI、BP的隶属函数如下：

$$\varphi_j^{(1)}(x) = \begin{cases} 1, & a_{j0} < x < a_{j1} \\ \frac{a_{j2}-x}{a_{j2}-a_{j1}}, & a_{j1} < x < a_{j2}; (j=1, 4) \\ 0, & a_{j2} \leq x \leq a_{j4} \end{cases}$$

$$\varphi_j^{(k)}(x) = \begin{cases} \frac{x-a_{j(k-2)}}{a_{j(k-1)}-a_{j(k-2)}}, & a_{j(k-2)} < x < a_{j(k-1)} \\ 1, & a_{j(k-1)} < x < a_{jk} \\ \frac{a_{j(k+1)}-x}{a_{j(k+1)}-a_{jk}}, & a_{jk} < x < a_{j(k+1)} \\ 0, & \text{other} \end{cases}; (j=1, 4; k=2, 3)$$

$$\varphi_j^{(4)}(x) = \begin{cases} 0, & a_{j0} < x < a_{j2} \\ \frac{x-a_{j2}}{a_{j3}-a_{j2}}, & a_{j2} < x < a_{j3}; (j=1, 4) \\ 1, & a_{j3} < x < a_{j4} \end{cases}$$

根据其它影响因子指标 f_j ，建立关于 e_1, e_2, \dots, e_p 模糊等级(表2)，即视 e_k 为模糊集，把这样的模糊集记为 A_{jk} 。

表 2 等级划分表

Tab.2 Grade classification performance

Factor	Severe(e_4)	Moderate(e_3)	Mild(e_2)	Normal(e_1)
	$a_0 \sim a_1$	$a_1 \sim a_2$	$a_2 \sim a_3$	$a_3 \sim a_4$
SO ₂ ($f_2, j=2$)	50~80	80~85	85~96	96~100
HR($f_3, j=3$)	0~30	30~45	45~60	60~80

HR: Heart rate

把目标函数 $\varphi_j^{(k)}$ 取为这些模糊集的隶属函数： $\varphi_j^{(k)}(x)=A_{jk}(x)$ 。根据各单因素的评判等级的标准值，考虑每一单因素的某一评判等级论域，可推导出上述单因素SO₂、HR的隶属函数如下：

$$\varphi_j^{(4)}(x) = \begin{cases} 1, & a_{j0} < x < a_{j1} \\ \frac{a_{j2}-x}{a_{j2}-a_{j1}}, & a_{j1} < x < a_{j2}; (j=2, 3) \\ 0, & a_{j2} \leq x \leq a_{j4} \end{cases}$$

$$\varphi_j^{(k)}(x) = \begin{cases} \frac{x-a_{j(k-2)}}{a_{j(k-1)}-a_{j(k-2)}}, & a_{j(k-2)} < x < a_{j(k-1)} \\ 1, & a_{j(k-1)} < x < a_{jk} \\ \frac{a_{j(k+1)}-x}{a_{j(k+1)}-a_{jk}}, & a_{jk} < x < a_{j(k+1)} \\ 0, & \text{other} \end{cases}; (j=2, 3; k=3, 2)$$

$$\varphi_j^{(1)}(x) = \begin{cases} 0, & a_{j0} < x < a_{j2} \\ \frac{x-a_{j2}}{a_{j3}-a_{j2}}, & a_{j2} < x < a_{j3}; (j=2, 3) \\ 1, & a_{j3} < x < a_{j4} \end{cases}$$

2.3.3 综合分析 一般来说,各种因素对OSAS诊断结果的影响程度是不同的,每个待评对象 $u \in U$ 都对应一个测定指标向量:

$$I(u) = (f_1(u), f_2(u), f_3(u), f_4(u))$$

代入上述隶属函数便得到单因素评判矩阵:

$$R(u) = (r_{jk}(u))_{n \times p} = (\varphi_j^{(k)}(f_j(u)))_{n \times p}$$

对于一类待评对象 U ,诸影响因子的重要性一般是不一样的,故事先应确定一个权向量 $W = (w_1, w_2, \dots, w_m)$ 。然后可按

模型 $M(v, \cdot)$ 来得到评判向量 $D^{(u)} = W \circ R^{(u)}$,其中 $d_k(u) = \bigvee_{j=1}^m w_j \cdot r_{jk}(u)$, $k=1, 2, \dots, p$ 。根据最大隶属原则,即可判定患者病情。

3 应用研究

模糊数学是通过对事件本身的模糊性及客观外界事物在人脑中反映的不确定性,即模糊性分析,用较少的代价传输足够的信息,对其复杂事件做出高效率的判断和处理。模糊综合评判正是基于这一理论,建立数学模型,达到研究模糊事物之属性。

整个系统分为参数设置,实时监测、显示和数据存储,数据回放三大部分;按功能划分为心电部分、呼吸部分、无创血氧部分和无创血压部分。为了使系统高效可靠地工作,设计中解决了:(1)实时数据波形显示;(2)心电图数据实时处理,心率计算算法和呼吸率计算算法;(3)心电图数据实时存储;(4)数据波形与趋势图回放处理算法;(5)多微处理器间相互控制与数据传输;(6)数据打印输出等关键技术。实时监测各通道的生理信号并存储数据,回放分析同一时间段内各导的生理信号,计算呼吸暂停时患者AHI、HR、 SO_2 、BP等参数,最后利用模糊分析方法评判患者病情[8]。临床试验选择有睡眠障碍的病人进行。试验结果显示,AHI、HR、 SO_2 、BP等4项OSAS诊断指标的正常值为:AHI <5 , $SO_2 > 96\%$, $60 \text{次}/\text{min} < \text{HR} < 80 \text{次}/\text{min}$,BP(舒张压/收缩压) $< 90/140 \text{ mmHg}$ 。

图3为实时监测某睡眠障碍患者的生理信号波形。可见相关指标值与正常指标值有一定的差异,还不能确诊是否为OSAS。要进一步判断应综合考虑这4个因子指标,通过模糊分析系统进行模糊预测分析及评判。

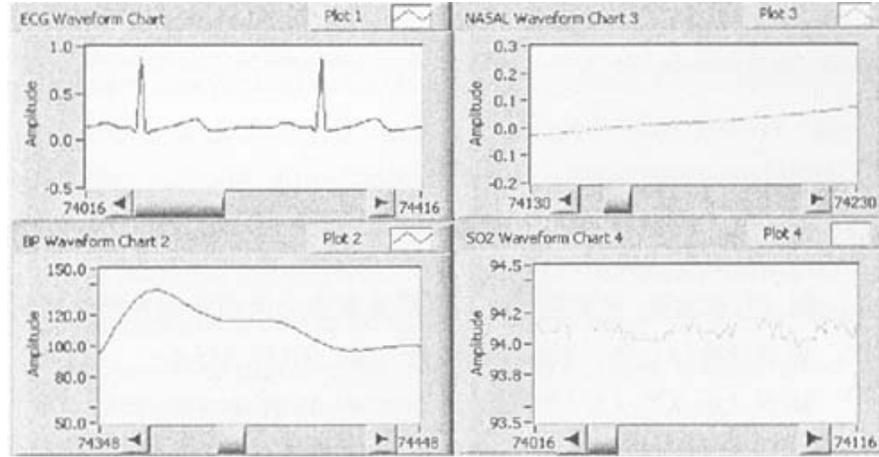


图3 某睡眠障碍患者的实时生理信号波形

Fig.3 Real-time physiologic signals of a patient with obstructive sleep apnea syndrome (OSAS)

现对某睡眠障碍的病人进行综合评判，首先测出U的4项指标，即AHI、HR、SO₂、BP。根据4种隶属函数，构造模糊关系R矩阵，最后算出评判向量： $B=A \cdot R$ 。图4为某睡眠障碍患者的生理状态信号综合评判结果。



图4 某睡眠障碍患者的生理状态信号综合评判结果

Fig.4 Result of sleep physiological signal analysis based on fuzzy prediction theory in an OSAS patient

4 评价

本文提出了一种基于LabVIEW技术的模糊测量系统，其中信号的获取与采集是以计算机为核心的硬件平台来完成。在此硬件平台基础上，调用MATLAB程序模块，完成对心电、呼吸、无创血氧和无创血压信号的模糊预测分析。综上所述，每个单项指标只能反映患者某个特定的功能状态，只有将各个指标综合在一起，才能较全面地反映OSAS患者总的功能状态。因此从系统论观点看，各项指标的综合运用对于提高诊断效率具有重要的意义。本研究中各影响因素的隶属函数是根据以往文献进行筛选，经统计分析后得到的。通常确定隶属函数的构造比较困难，可以预先假定它的分布类型，依据临床经验，经过多次试验进行修改，直到满意为止。

本研究将模糊数学初步应用到OSAS患者病情的评判中，其影响因素、各因素的权重及相应的隶属函数可根据临床应用进一步完善。

(责任编辑：黄开颜)

参考文献:

- [1] 王蓓. 睡眠呼吸障碍性疾病的诊断与治疗[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2002. 30-128.
- [2] Roche F, Gaspoz JM, Court-Fortune I, et al. Screening of obstructive sleep apnea syndrome by heart rate variability analysis[J]. Circulation, 1999, 100(13): 1411-5.
- [3] 吴学勤. 动态心电图技术与应用[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 1998. 231-46.
- [4] Hilton MF, Bates RA, Godfrey KR, et al. Evaluation of frequency and time-frequency spectral analysis of heart rate variability as a diagnostic marker of the sleep apnoea syndrome[J]. Med Biol Eng Comput, 1999, 37(6): 760-9.
- [5] 刘君华. 基于LabVIEW的虚拟仪器设计[M]. 北京: 电子工业出版社, 2003. 333-72.
- [6] National Instrument Corporation. The Measurement and Automation Catalog 2002[M]. 2002. 49-354.
- [7] 汪培庄, 李洪兴. 模糊系统理论与模糊计算机[M]. 北京: 科学出版社, 1996. 166-95.
- [8] Bock J, Gough DA. Toward prediction of physiological state signals in sleep apnea[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1998, 45(11): 1332-41.

参考文献:

- [1] 王蓓. 睡眠呼吸障碍性疾病的诊断与治疗[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2002. 30-128.
- [2] Roche F, Gaspoz JM, Court-Fortune I, et al. Screening of obstructive sleep apnea syndrome by heart rate variability analysis[J]. Circulation, 1999, 100(13): 1411-5.
- [3] 吴学勤. 动态心电图技术与应用[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 1998. 231-46.
- [4] Hilton MF, Bates RA, Godfrey KR, et al. Evaluation of frequency and time-frequency spectral analysis of heart rate variability as a diagnostic marker of the sleep apnoea syndrome[J]. Med Biol Eng Comput, 1999, 37(6): 760-9.
- [5] 刘君华. 基于LabVIEW的虚拟仪器设计[M]. 北京: 电子工业出版社, 2003. 333-72.
- [6] National Instrument Corporation. The Measurement and Automation Catalog 2002[M]. 2002. 49-354.
- [7] 汪培庄, 李洪兴. 模糊系统理论与模糊计算机[M]. 北京: 科学出版社, 1996. 166-95.
- [8] Bock J, Gough DA. Toward prediction of physiological state signals in sleep apnea[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1998, 45(11): 1332-41.