

文章编号:1000-582X(2011)08-043-05

麻醉术中绝对血容量不足临床监测告警系统的设计

余 炜^{1,2}, 曾孝平¹

(1. 重庆大学 通信工程学院, 重庆 400044; 2. 昆明理工大学 信息工程与自动化学院, 云南 昆明 650500)

摘 要: 针对临床用麻醉监测告警系统采用的硬阈值算法对绝对血容量不足等并发症评价指标单一, 误报率达 75% 的问题, 研制了 1 个新的实时智能监测告警系统(real-time smart alarms for anesthesia monitoring, RTSAAM)。新系统包含 2 个诊断模块, 一是血压变化告警模块(SPV 模块), 另一个是基于新算法的统计告警模块, 该模块综合了血压、心率、脉量和呼气末 CO₂ 浓度等指标, 能够提供足够的诊断支持信息, 并可随时调节系统灵敏度。通过 Kappa 分析, 在线和离线状态下新系统与麻醉师的诊断结果一致性分别为 76% 和 81%, 说明新系统对诊断术中的绝对血容量不足有效。

关键词: 麻醉; 智能监测; 血压变化检测; 血容量不足

中图分类号: TP391

文献标志码: A

Intelligent monitoring system for absolute hypovolemia in anesthesia

YU Wei^{1,2}, ZENG Xiao-ping¹

(1. College of Communication Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China;
2. Faculty of Information Engineering and Automation, Kunming
University of Science and Technology, Kunming 650500, Yunnan, P. R. China)

Abstract: Patient monitoring in the operating theatre requires a high level of vigilance by anesthetists. The aim of this paper is to report the design of a clinically useful diagnostic system called real-time smart alarms for absolute hypovolemia in anesthesia monitoring (RTSAAM). The system provides decision support to the anesthetist by presenting the diagnostic results on an integrative, ergonomic display that is hoped to enhance patient safety. The performance of the system is assessed by both offline testing and real-time testing in the operation theatre. When detecting absolute hypovolemia (AHV) a satisfactory level of agreement (up to 81%) is observed between RTSAAM and the anesthetist.

Key words: anesthesiology; intelligent monitoring; blood pressure; absolute hypovolemia

保证麻醉病人的安全和无痛苦是临床麻醉工作永恒的主题, 其核心是麻醉安全。由于要保证病人的安全, 麻醉师需要监测病人的不同体征信号, 并针对突发情况(如恶性高热, 血容量降低, 心律失常等)进行处理, 所以麻醉师承担着巨大的心理和工作压力^[1-2]。

麻醉术中监测系统能够减轻麻醉师的工作压力, 帮助麻醉师更准确及时地掌握病人的体征信号, 起到辅助诊断、提升麻醉安全的作用。根据临床实践, 一个好的监测系统应该满足: 1) 能够提供集成的、量化的多项病人体征指标, 减少测量过程中的人为因素; 2) 能够辅助诊断, 尤其是在比较危急的情况

收稿日期: 2011-02-13

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60971016)

作者简介: 余炜(1974-), 男, 重庆大学博士, 主要从事通信及信号处理方向研究, (Tel)18608710817;
(E-mail)yu.wei@wo.com.cn。

下(比如发生病人绝对血容量不足、高热等等),做到及时告警,最好能先于麻醉师发现病人体征的异常,节约诊断和处理时间。3)能实现在线诊断,而非离线操作^[3-4]。

前几年出现的一种离线系统“SENTINEL”^[5]据报道能够先于麻醉师 10 min 发现病人出现的恶性高热症状;后来还有一些基于神经网络、模糊逻辑的监测系统^[6-10],这些系统均是基于离线分析的,实际临床使用意义不大^[3-10]。目前临床小范围使用的麻醉监测机是一种简单的基于阈值的系统,只要发现信号值高于预先设定的阈值,则系统告警,这样会产生很高的误报率;相关研究显示目前的监测系统误报率高达 75%^[11],以致于实际临床操作中,麻醉师常常会直接将其关闭以免影响手术的进行。鉴于这种情况,开发一种实时的术中监测系统以对麻醉师的诊断提供正确的数据支持就显得很有意义。

一些最近发展起来的众多神经电生理指标,如脑电功率谱、脑电双频谱指数、听觉诱发电位、脑电非线性动力学分析参数、熵、脑功能状态指数等等,均是评价和监测麻醉深度的指标,对于术中绝对血容量不足或高热等并发症的诊断没有帮助^[12]。

研究目的是针对麻醉术中可能出现的绝对血容量不足开发一个临床实时监测告警系统。绝对血容量不足是指在术中由于出血而使得病人的血液容量减小至某一门限值以下,例如从 4 L 降至 3 L^[1-2]。研究中采用了两种方法来评判血容量降低,一种是传统的呼吸相关血压变化诊断法^[13];另一种是统计特征变化诊断法,通过观测一系列生理统计指标的变化(血压、脉量、呼气末 CO₂ 容量等)来作出诊断,当统计信号发生异常变化时,系统自动告警,并且通过调整警报门限值可实现系统的灵敏度(容错度)调节^[14]。

1 方法

信号采集方式、不同信号相应的信号处理算法如下。

1.1 数据的采集

实验中用到的数据来自一台 GE Datex-Ohmeda S/5 监测机,S/5 监测机的数据经串口传送至计算机。这台监测机可以提供动脉血压波形(arterial pressure,BP)、脉量(pulse volume,PV)以及病人呼气末 CO₂ 浓度波形(expired carbon dioxide,ETCO₂);实验中的数据采集频率均为 100 Hz;数据采集对象为正在经历中型或大型外科手术而可能产生绝对血容量不足的患者。

1.2 数据预处理算法

BP、PV 及 ETCO₂ 的数据传送至计算机后首先经过一个数据预处理算法,以便滤除噪声(包括工频噪声、肌电噪声及其它噪声);数据预处理以 1 000 点(10 s 数据)每批次进行。

数据预处理算法包括 1 个低通滤波器(用 Matlab FDAtool 设计)和 1 个基于方差的自适应滤波器。每一批数据(1 000 点)经过低通后做相对于本批样本均值的归一化,然后计算方差,在方差阈值之外的数据点被抛弃;方差初始阈值根据第一批信号值的方差确定,然后做自适应调整。

低通滤波器的参数如下:

通带频率 PF=1 Hz;

阻带频率 SF=2 Hz;

通带波动 PR=0.6 dB,0.0345 dB(分别针对 PV、BP 信号);

增益 SG=100 dB。

BP 信号的预处理算法中还包括 1 个斜率检测算法,以检测并消除信号波形中的伪峰,从而得到较准确的心率(heart rate,HR)。而 PV 信号在经过前述的预处理后被送入一个峰值检测算法,以计算 PV 的绝对值。呼吸周期内的血压波动(SPV)则通过得到的 BP 波形的包络计算得出。

算法最初在 Matlab R2006 中实现,后转换成 LabVIEW 语言,以提高系统的实时表现。

数据预处理算法的验证是通过对比校验数据集的输入和输出结果,判断算法中丢弃的数据是否属于伪迹或噪声来实现的。

1.3 告警系统

1.3.1 统计告警算法

统计告警算法是一种实时的、基于病人体征信号统计特征的算法。PA 算法将病人的 BP、HR、PV(probabilistic alarm algorithm,PA)和 ETCO₂ 相对于群体均值作归一化,再将 4 种参数指标表示为各自群体标准差的倍数,作为该病人的实时体征警报水平,根据麻醉师给出的专家规则判断是否告警。

统计告警算法的第一步为计算体征警报水平。实际计算时使用了一个长度为 60 s(6 000 点数据)的移动窗,每次窗口后移 10 s(后移 1 000 点的数据),如图 1 所示。

每 10 s 计算一回体征警报水平(以下以计算 PV 警报水平为例)。计算步骤如下:

a)如上所述,每 10 s 计算一次窗口长 60 s 的信号值;在这个窗口时段内信号变化值为

$$\Delta PV = PV_i - PV_{i+6000}, \quad (1)$$

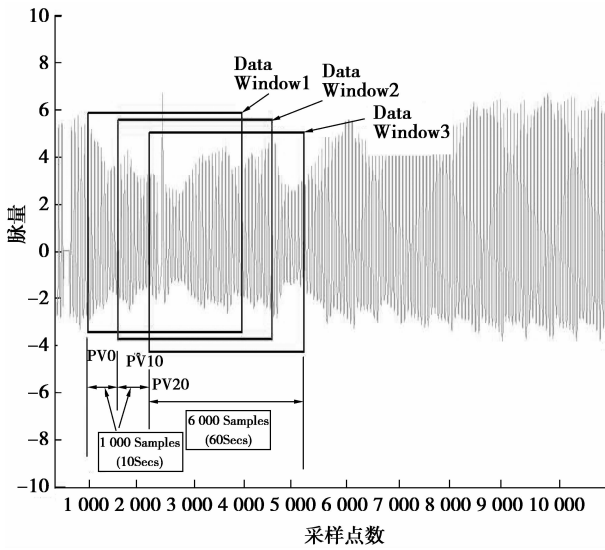


图 1 PA 算法信号处理过程移动窗口图示

b) 计算归一化后的时序 PV 及 ΔPV 值

$$\Delta PV_i^n = \left(\frac{\Delta PV_i - \overline{\Delta PV}_p}{SD_{\Delta PV_p}} \right); \quad (2)$$

$$PV_i^n = \left(\frac{PV_i - \overline{PV}_p}{SD_{PV_p}} \right), \quad (3)$$

其中: $\overline{\Delta PV}_p$ 、 \overline{PV}_p 分别为目标群体平均 ΔPV 值及目标群体平均 PV 值(不同年龄阶段的病人信号值范围及均值都不同); $SD_{\Delta PV_p}$ 、 SD_{PV_p} 分别为目标群体平均(PV 标准差及目标群体平均 PV 标准差^[14]).

如图 2 中一个点的值为 ($PV=5, \Delta PV=2.1$), 而群体 PV 均值为 6.096, 标准差为 0.75; 群体 ΔPV 均值和标准差分别为 0.01、0.55, 则最终信号值为

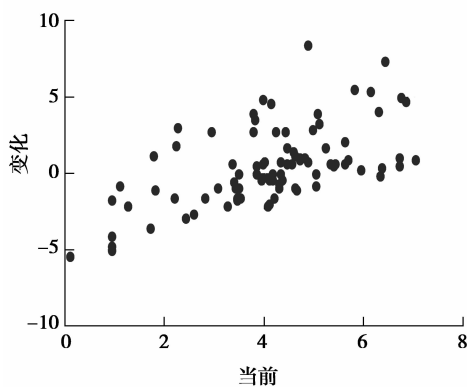


图 2 归一化后的 ΔPV 相对于 PV 的变化图

$$(PV \text{ 值} - \text{群体均值}) / \text{标准差} = (5 - 6.096) / 0.75 = -1.46;$$

$$(\Delta PV \text{ 值} - \text{群体均值}) / \text{标准差} = (2.1 - 0.01) / 0.55 = 3.8;$$

c) 绘制 ΔPV 相对于 PV 的变化图, 见图 2。

d) 计算每一信号点的警报水平;

每一点的警报水平为图 2 中每一点与原点的距离, 如上例, 信号点的警报水平为

$$\sqrt{-1.46^2 + 3.8^2} = 4.07 SD,$$

结果如图 3。

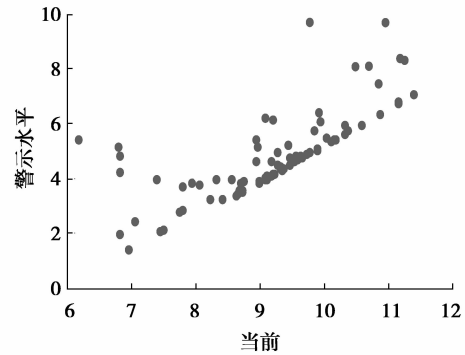


图 3 每信号点的警报水平

其它特征值: BP、HR 及 $ETCO_2$ 也是采用同样的算法进行处理。

算法的第二步是在综合考虑病人的 HR, BP, PV 和 $ETCO_2$ 指标后(通过平均这 4 项参数每一点的警报水平), 得到病人的血液动态状况估计。绝对血容量不足的临床表现为血压下降、脉量下降以及心率增加, 在临床上心率的变化有可能是药物的作用(例如一些血管收缩药物往往导致心博徐缓)、心脏传导失常或起搏器的作用, 因此单纯考虑心率的变化不能作为血容量不足的可靠证据, 只能综合分析血压 BP、脉量 PV 及心率 HR、呼气末 CO_2 浓度 $ETCO_2$ 等指标, 才能作出正确的诊断。

1.3.2 SPV 算法

对于控制性机械通气的病人, 呼吸收缩压的变化能灵敏地反映低血容量, 提供心室功能曲线。SPV 模块(算法)首先通过检测 $ETCO_2$ 和 ICO_2 (吸气 CO_2 值) 值来判断病人是否存在正压通气(对于正压通气的病人, 其 $ETCO_2$ 值在 0~40, ICO_2 值小于 1), 如存在, 则 SPV 算法计算病人的 SPV 值(SPV 指的是在 1 个呼吸周期内心脏收缩压的变化), 如果 SPV 值大于 16%, 则判断为绝对血容量不足; SPV(systolic pressure variations) 算法的灵敏度可通过调节警报值(缺省为 16%)来调节^[13]。

算法首先计算每 30 s 窗口 BP 数据的最大最小峰值之差, 然后以每个峰值除以这个最大差值, 得到的百分比即为 SPV; SPV 数据每 30 秒更新一回。如图 3。

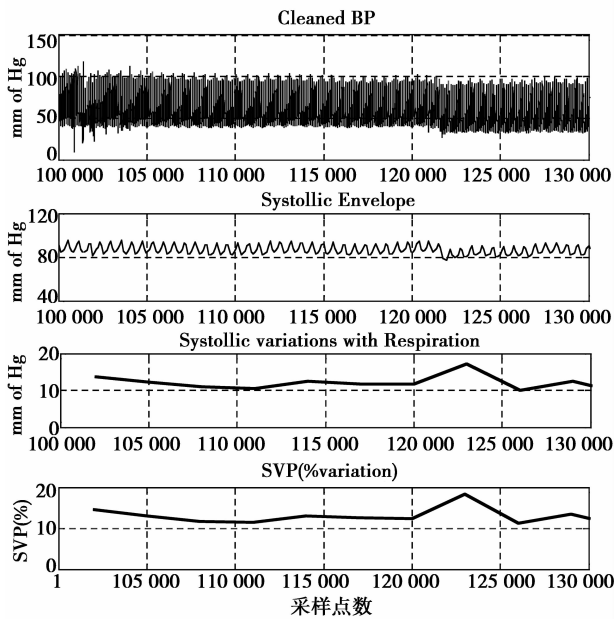


图 4 SPV 算法图示

1.3.3 系统设计

整个系统采用了模块化的设计方式,这样可以随时增加或减少模块,以便后续的开发及验证。整个系统的界面设计结果如图 4。

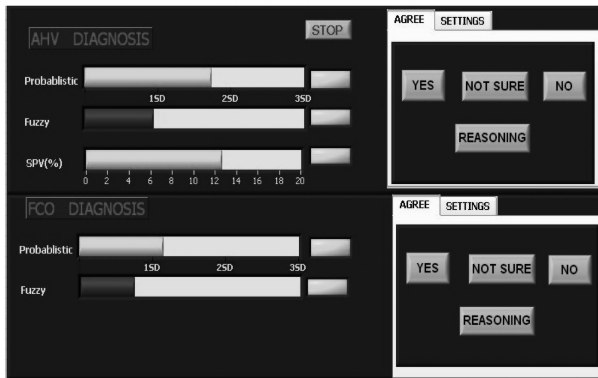


图 5 系统界面

1.3.4 验证及评价

首先对系统的性能在离线的情况下进行了验证。先用 Kundel 和 Polansky 的专家诊断血容量不足法对实验数据进行了分析^[13],得到诊断结果,再与系统得出的结果进行一致性分析。

在临床在线的情况下对系统也进行了评测,根据麻醉师的建议,系统每 15 min 进行一次语音提示,将相关信号值及诊断结果报出,并等待麻醉师的反馈;麻醉师通过前台的触摸屏进行反馈(如图 5),反馈是否同意告警、不确定等等。最后将系统的诊断结果与麻醉师自己的诊断结果进行一致性分析。

研究采用了 Kappa 值分析法,Kappa 值分析提供了对于 2 个(测量)结果之间的一致性程度进行量化的方法;在本研究中,是对智能告警系统 RTSAAM 得出的结果和专家诊断方法得出的结果(离线情况)以及 RTSAAM 得出的结果和现场麻醉师得出的结果(在线情况)之间的一致性进行度量。

Kappa 值的取值范围是: $\kappa \leq 1$ 。2 个结论越一致,则 κ 越接近 1,如果基本不一致,则小于 0。本实验中 Kappa 值的值域范围及其代表的结果如下

$\kappa < 0$,基本不一致;

$\kappa \in [0, 0.2]$,一致性较弱;

$\kappa \in [0.21, 0.4]$,一致性弱;

$\kappa \in [0.41, 0.6]$,一致性适中;

$\kappa \in [0.61, 0.8]$,一致性佳;

$\kappa \in [0.81, 1]$,一致性最佳;

2 实验结果

对 18 个病人、共 204 个时段(每 15 min 为 1 h 段)的数据进行了离线验证;对 8 个病人、91 个时段的数据进行了在线验证。表 1 为实验结果

表 1 系统 Kappa 值分析结果

	整体一 致率	告警一 致率	不告警一 致率	标准差	95% 信区间	置
表示 符号	P_o	P_{pos}	P_{neg}	SE	$CI_{95\%}$	
离线	0.81	0.83	0.79	0.06	0.61 0.73	—
在线	0.76	0.45	0.85	0.12	0.61 0.68	—

表中 $CI_{95\%}$ 计算公式为

$$CI_{95\%} = k \pm 1.96 \cdot SE,$$

结果显示本系统 RTSAAM 与麻醉师现场诊断结论的一致度佳,说明诊断结果可信度高。

3 讨论

监测系统应能同时提供几种病人体征参数(冗余参数),以便给麻醉师提供充足多的信息或证据以支持其诊断。在本研究中,系统的设计中就包括了 BP、HR、PV、ETCO₂ 等多个指标,对绝对血容量降低的诊断提供参考依据。

研究中使用的统计告警算法提供了一条新的途径来评价术中病人的心血管状态,与目前正在使用的监测机的硬阈值算法不同,统计告警算法不但考

虑了信号值的变化,而且同时考虑了这些变化的发生点(比如 BP 是在 140 mmHg 时下降了 20 mmHg,则告警);另外,新算法结果相对于人群标准值(population value)做了归一化,因为不同年龄阶段的人有不同的信号值范围,故新算法相对来说更加准确,减少了误报率;第三,麻醉师可随时调节算法灵敏度(通过调节信号告警水平,即告警标准差 SD 来调节灵敏度,算法默认为 $\pm 2SD$ 告警^[14]),从而进一步提高临床中的适应能力。

统计告警算法的优越性还体现在它的计算简单以及推论直接性,因为它的结果对于麻醉师来说是透明的,可理解的,麻醉师能更容易地根据这些结果作出合理诊断。

在临床使用中,SPV 算法可能会与统计告警算法模块有不同的结果,这可能有多方面的原因;其中最可能的可能是病理方面的原因,一些学者认为统计算法虽能够监测到绝对血容量不足的开始时各信号值的变化,但在其后的血容量下降过程中,各信号值并不一定有随之相同的变化。

Kappa 值分析可能不一定是最优的评价工具,但因为在分析的过程中缺少对于绝对血容量降低的标准值,故用其它的一致度分析方法也很困难;而且,因为不同麻醉师根据自身经验针对同一突发状况可能有不同的诊断,因此临床诊断本身就有一定的模糊度,这也在一定程度上影响了 Kappa 分析的最终结果。另外还要注意一点的是,Kappa 值只反映了 RTSAAM 系统与专家意见的一致性,并不直接反映诊断的准确度(比如专家意见有可能是错的,而 SAAM 系统是对的或反之)。

还有一些因素也对实验结果造成了一定影响,如研究的目的病症(绝对血容量不足)恰恰是在手术中麻醉师要竭力避免出现的并发症,因此麻醉师会给病人使用影响血管活性的药物,从而影响病人体征信号;另外,由于存在个体差异,不同病人可能出现不同的术中并发症等等。

进一步的研究工作一是可以针对不同的信号及其变化设置可调的不同灵敏度,例如针对 BP, $\pm 2SD$ 是最优的,但针对 HR, $\pm 2.5SD$ 也许是最优的;其二可以设定一些规则,来进一步滤除无用信号或伪迹(如去除因心室纤维颤动面引起的心率变化);第三是可以采集更多临床数据,对算法做微调,这些都将进一步改善系统的性能。

总之,研究结果显示所研制的系统能够与麻醉师的诊断结果保持相对一致。本项研究通过应用不同的数据信号处理技术、数据传输以及采集技术,为

临床实时的麻醉术中智能告警系统的实用打下了坚实的基础。

参考文献:

- [1] JARDINS T D. Cardiopulmonary anatomy and physiology (4th ed) [M]. Florence, KY: Delmar Pub, 2001.
- [2] REASON J. Safety in the operating theatre-part 2: human error and organisational failure [J]. *Current Anaesthesia and Critical Care*, 1995, 6(2): 56-60.
- [3] BARRO S, PRESEDO J, CASTRO D, et al. Intelligent telemonitoring of critical-care patients [J]. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1999, 18(4): 80-88.
- [4] JEFFREY B C, RONALD S N, CHARLENE D L, et al. Preventable anesthesia mishaps: a study of human factors [J]. *Quality and Safety in Health Care*, 2002, 11(3): 277-279.
- [5] LOWE A, HARRISON M J. Computer-enhanced diagnosis of malignant hyperpyrexia [J]. *Anaesthesia and Intensive Care*, 1999, 27(1): 41-45.
- [6] HAMEROFF S R, NAVABI M J, WATT R C, et al. Smart alarms in anesthesia heart rate and ECG monitoring and event recognition using neural network and algorithmic methods [C] // The 12th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biological Society, November 1-4, 1990, Philadelphia, Pennsylvania, USA: Institute of Electrical and Electronic Engineers, 2002, 08: 2000-2001.
- [7] HOFFMAN R R, YATES J F. Decision making human-centered computing [J]. *Intelligent Systems, IEEE*, 2005, 20(4): 76-83.
- [8] JONES R W, HARRISON M J, LOWE A. Computerised anaesthesia monitoring using fuzzy trend templates [J]. *Artificial Intelligence in Medicine*, 2001, 21(1/3): 247-251.
- [9] KALPAKAM N V, VENKATARAMANAN S. EEG signal processing for modern wireless patient monitoring [C/OL] // 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Shanghai, China, September 1-4, 2005. http://www.researchgate.net/publication/4144898_EEG_signal_processing_for_modern_wireless_patient_monitoring.
- [10] GRANT P, NAESH O. Fuzzy logic and decision-making in anaesthetics [J]. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 2005, 98(1): 7-9.

- 机新型线叶片设计研究[J]. 机械工程学报, 2009, 45 (6): 298-303.
- SONG LI-QUAN, ZHAO XIAO-FENG, DIAO JIN-RUI, et al. Research of new curve vane's design based on three circular arc for rotary vane compressor[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2009, 45 (6): 298-303.
- [10] 宋立权, 李智成, 赵学科. 旋叶式压缩机: 中国, ZL201010042101 [P]. 2010-7-21.
- [11] AL-HAWAJ O. Theoretical modeling of sliding vane compressor with leakage[J]. International Journal of Refrigeration, 2009, 32(7): 1555-1562.
- [12] AKITA O. Rotary compressor and method of producing vanes for rotary compressor: Japan, WO2009JP57828 [P/OL]. 2009-10-29 [2010-3-20]. <http://www.soopat.com/Patent/58439608>.
- [13] TAKATSU H. Rotary vane gas compressor having unequal intervals between vane grooves and/or unequal distances between vane grooves and rotor center; USA, US 6824370 B2[P]. 2004-11-30.
- [14] INAGUMA Y, HIBI A. Vane pump theory for mechanical efficiency [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Mechanical Engineering Science, 2005, 219(11): 1269-1278.
- [15] 马国远, 李红旗. 旋转压缩机[M]. 北京: 机械工业出版社, 2001.
- [16] 卢喜, 杨诚. 旋叶式汽车空调压缩机的噪声源识别[J]. 重庆大学学报, 2006, 29(8): 70-73.
- LU XI, YANG CHENG. Identifying research on noise sources of Rotary Vane Compressor [J]. Journal of Chongqing University, 2006, 29(8): 70-73.
- [17] 杨诚, 吴行让, 卢喜, 等. 压缩机的声品质分析[J]. 重庆大学学报, 2007, 30(8): 17-20.
- YANG CHENG, WU XING-RANG, LU XI, et al. Analyse of compressor sound quality [J]. Journal of Chongqing University, 2007, 30(8): 17-20.

(编辑 张小强)

~~~~~

(上接第 47 页)

- [11] IMHOFF M, KUHL S. Alarm algorithms in critical care monitoring [J]. International Anesthesia Research Society, 2006, 102(5): 1525-1537.
- [12] MELEK W W, LU Z, KAPPS A, et al. Comparison of trend detection algorithms in the analysis of physiological time-series data [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2005, 52(4): 639-651.
- [13] LINKENS D A, ABBOD M F. Intelligent control of anaesthesia [C] // IEE Colloquium on Intelligent Methods in Healthcare and Medical Applications, October 20, 1998, York, UK. [USA]: Institute of Electrical and Electronic Engineers, [2002-08-06]: 21-24.
- [14] HARRISON M J. Probabilistic alarms from sequential physiological measurements (the Whistley algorithm) [C] // Medical Sciences Congress 2005, December 6-9, 2005, Queenstown NZ. [S. l.]: s. n., 2005: 61-65.

(编辑 侯湘)