

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.01.016

医学信号处理与医学仪器

## 密闭流动池脉冲流动液流速的电阻抗参数表征方法研究

马结实<sup>1</sup>,周德强<sup>1</sup>,张和华<sup>1</sup>,颜乐先<sup>1</sup>,种银保<sup>2</sup>

1.陆军军医大学大坪医院,重庆 400042; 2.陆军军医大学第二附属医院,重庆 400037

**【摘要】目的:**利用流过输血输液装置密闭流动池的脉冲流动液的电阻抗参数表征流动液的流速。**方法:**应用精密阻抗分析仪测量该装置5个档位输液速率下的密闭流动池脉冲流动液的电阻抗模值的波形;对获得的电阻抗波形进行频谱分析,计算出各个电阻抗波形频谱主频,统计分析各个流速对应主频的差异;通过相关性分析和曲线估计确定脉冲流动液流速和其电阻抗波形频谱主频之间的回归关系。**结果:**直观测量和统计分析均表明脉冲流动液的电阻抗波形的变化频率随其流速的增加而升高( $P<0.05$ );脉冲流动液流速与其电阻抗波形频谱主频具有相关性( $r=0.99, P<0.05$ ),两者符合二项式关系 $y=-0.001 2x^2+0.176 9x-0.134, R^2=0.999 8$ 。**结论:**可以用密闭流动池脉冲流动液的电阻抗参数表征其流速。

**【关键词】**失血性休克;电阻抗;脉冲流动液;流速;频谱分析

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)01-0093-06

## A study on the characterization method of PEL's velocity in the closed flow cell based on electrical impedance parameters

MA Jieshi<sup>1</sup>, ZHOU Deqiang<sup>1</sup>, ZHANG Hehua<sup>1</sup>, YAN Lexian<sup>1</sup>, Chong Yinbao<sup>2</sup>

1. Daping Hospital, Army Medical University, Chongqing, 400042, China; 2. The Second Affiliated Hospital, Army Medical University, Chongqing, 400037, China

**Abstract: Objective** To characterize the velocity of pulse flowing liquid (PFL) with electrical impedance parameters of PFL flowing in the closed flow cell (CFC). **Methods** The waveforms of the PFL's electrical impedance moduli in a CFC were measured by a sophisticated impedance analyzer at five levels of infusion rate. The obtained electrical impedance waveforms were subjected to spectrum analysis, and the dominant frequency of the spectrum of each electrical impedance waveforms was calculated. The difference of each dominant frequency was analyzed corresponding to the five flow rates. The correlation between the PFL's velocity and its corresponding dominant frequency in spectrum of the electrical impedance waveforms was determined by the correlation analysis and curve estimation. **Results** Both the visual determination and the statistical analysis indicated that the dominant frequency of the PFL in the spectrum of electrical impedance waveforms increases with the increase of its flow velocity ( $P<0.05$ ). The velocity of the PFL was correlated well with the dominant frequency in spectrums of the electrical impedance waveforms ( $r=0.99, P<0.05$ ). The two were in a binomial relationship:  $y=-0.001 2x^2+0.176 9x-0.134, R^2=0.999 8$ . **Conclusion** The velocity of PFL through the CFC could be characterized by the electrical impedance parameter of the PFL.

**Keywords:** hemorrhagic shock; electrical impedance; pulse flowing liquid; velocity; spectrum analysis

### 前言

失血性休克是一种常见的临床急重症<sup>[1]</sup>。静脉输

液是一种院前失血性休克治疗的重要手段<sup>[2]</sup>。在静脉输液过程中,急救医生往往根据输注的药品和患者的休克程度而选择适当的输液速率,以防止输液过快或过慢而导致严重并发症<sup>[3]</sup>。为了解决院前失血性休克患者快速输血输液问题,本课题组前期基于微机电系统(MEMS)<sup>[4]</sup>和微细加工(LIGA)<sup>[5]</sup>理论开发了一种低功耗、便携式院前急救输血输液装置<sup>[6]</sup>,其系统包含输液袋、标准 Luser 连接器<sup>[7]</sup>、带单向阀的弹性泵管 A/B、往复式微电磁直线电机、空气消除膜片、阻抗探测器及测控系统,弹性泵管、空气消除膜片和阻抗探测器集成在输液板上,如图 1 所示。

**【收稿日期】**2020-09-14

**【基金项目】**陆军特色医学中心人才创新能力培养计划项目(2019CX-JSC021)

**【作者简介】**马结实,博士,工程师,研究方向:院前急救诊疗装备研发, E-mail: 13636715459@163.com

**【通信作者】**种银保,高级工程师,研究方向:院前急救与战场救护医学装备、医学计量与卫生装备质量控制、医疗设备故障诊断与系统维护等研究, E-mail: chongyinbao@163.net

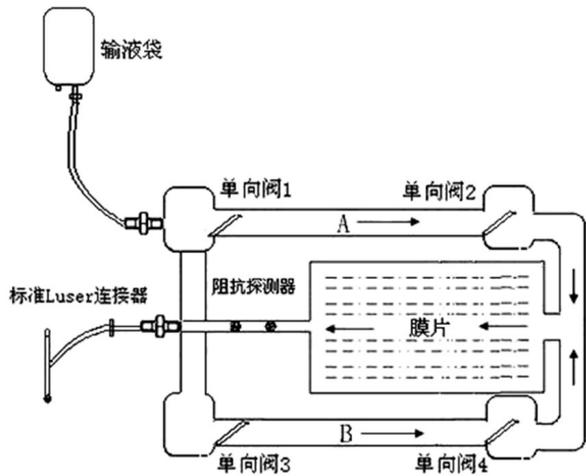


图1 输血输液装置输液板的结构组成

Fig.1 Structure of transfusion plate for the transfusion device

输血输液装置的工作原理<sup>[8-9]</sup>:挤压输液袋,单向阀全部打开,液体充盈整个管路,挤压完毕后单向阀全部关闭,此时电阻抗电极探测的对象是单向阀2、4到Luser连接器之间的流动液,密闭流动池流动液的体积为 $V_1$ ;当往复电机挤压A泵管时,在挤压初期,

单向阀2打开,其它单向阀关闭,泵管A容积为 $V_2$ ,此时密闭流动池流动液的体积为 $V_1+V_2$ ,当电机挤压泵管A到结束状态时泵管A容积为 $V_3$ ,此时密闭流动池流动液的体积为 $V_1+V_3$ , $V_2$ 大于 $V_3$ ,减少的流动液( $V_2-V_3$ )从Luser连接器排出,密闭流动池流动液的体积变化量为 $V_2-V_3$ ,导致其电阻抗发生变化;当往复电机挤压B泵管时,单向阀4打开,其它单向阀关闭,密闭流动池流动液的体积恢复到 $V_1+V_2$ ,经过挤压后,密闭流动池流动液体积降低到 $V_1+V_3$ ,流动液体积的变化导致测得电阻抗的变化。往复电机按照一定的频率交替挤压输液板上的泵管A、B,在输液板流动池内形成具有一定速率的脉冲流动液,挤压的频率越高,输出的流动液的流速(即每小时输出液体升数)越高,同时密闭流动池流动液的电阻抗变化波形的频率也越高。该设备在密闭流动池的内壁上镶嵌了两个不锈钢圆柱电极,用来测量流过密闭流动池的脉冲流动液的电阻抗变化 $Z(t)$ ,从而监测流动液的状态。密闭流动池脉冲流动液电阻抗测量的原理框图如图2所示。

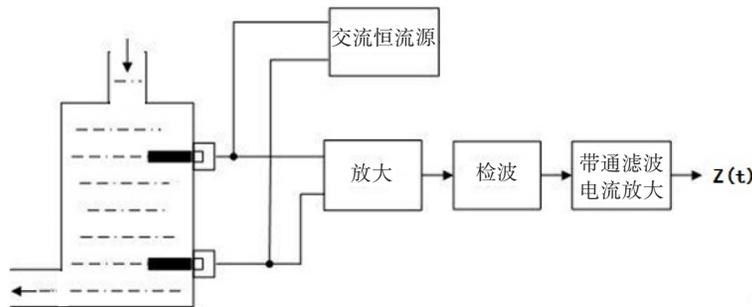


图2 密闭流动池脉冲流动液的阻抗测量原理图

Fig.2 Schematic diagram of impedance measurement of PFL through the CFC

基于电阻抗的测量原理,该输血输液装置能对流动池阻塞和其中有气泡的情况进行报警,能实现0.2、1、2、4、6 L/h档位液体流速的控制和监测<sup>[10]</sup>。由于每位失血性患者的休克程度具有个性化差异,所以上述固定的5个档位不能满足特定患者对特定输液速率的要求,譬如2.3 L/h输液速率的测量和控制无法实现。考虑到院前失血性休克患者救治的个性化需求,课题组提出在原有输血输液装置的基础上实现一种输液速率连续可调和连续监测的功能<sup>[11]</sup>。通过前期研究,我们发现脉冲流动液速率的变化与其电阻抗波形的变化具有很好的对应关系,随着输液速率提升,脉冲流动液电阻抗波形变化频率会增加。但由于当时我们采用飞利浦监护仪的呼吸监测功能(电阻抗法)对流动液的电阻抗进行监测,监护

仪监测到的数据无法保存和导出,使得无法获得准确的流动液电阻抗波形数据,从而无法建立流动液速率与其电阻抗波形参数的关系。目前用于测量管道中液体流速最常用的仪器是电磁流量计,它基于法拉第电磁感应定律,但该仪器对周围电磁环境有严格的要求,无法在强电磁干扰下工作<sup>[12]</sup>。还有研究者提出利用超声多普勒原理检测管道内的液体流速<sup>[13]</sup>,但方法的实现会增加输血输液装置的硬件体积,不利于其院前应用。综合各方面的因素,我们近期采用电阻抗法,利用精密阻抗分析仪对不同流速流动液的电阻抗波形进行监测,获得了相应的电阻抗数据。本文拟通过建立密闭流动池流动液速率与电阻抗波形参数的方程式实现密闭流动池脉冲流动液速率的准确度量。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

精密阻抗分析仪MFLI(苏黎世仪器, 瑞士), 带鳄鱼夹式测量夹具1套, 院前急救输血输液装置1台, 500 mL生理盐水1袋, 静脉输液管路2套。MATLAB R2014a软件1套, SPSS19.0软件1套<sup>[14]</sup>。

### 1.2 方法

**1.2.1 快速输液回路建立** 借助于两条静脉输液管路将生理盐水两个密封口和输血输液装置的液体输入输出分别相连<sup>[15]</sup>, 启动输血输液装置的电源开关, 选择5个输注速率中的某一档, 实现生理盐水在输血输液装置密闭流动池和生理盐水袋之间的循环, 从而建立快速输液回路, 如图3所示。装置内电机反复交替挤压双泵管使得流动池内形成脉冲流动液。



图3 快速输液回路

Fig.3 Rapid infusion circuit

**1.2.2 流动池流动液电阻抗数据采集** 在阻抗测量前, 阻抗分析仪经过短路、开路和电阻负载3种校正。为了测量流动池流动液电阻抗数据, 从输血输液装置输液板上的两个阻抗测量电极上分别引出一条长20 cm的铜导线, 然后接阻抗分析仪的两个测量端口(鳄鱼夹), 如图4所示。



图4 利用阻抗分析仪采集流动液的电阻抗数据

Fig.4 The PFL's impedance data collected by using an impedance analyzer

在测量中, 阻抗分析仪工作在二电极测量方式, 电压激励, 激励信号频率为50 kHz, 幅度为300 mV<sup>[16]</sup>。由于泵挤压泵管的频率为低频信号, 所以将电阻抗数据采样率设为1.83 kHz(仪器最低采样率档位)。针对每一档位的流动液电阻抗的测量, 均将档位调好后过5 min再采集并记录电阻抗模值。对每一档位而言, 单次数据采集时间至少包含2个完整的电阻抗变化周期。每一档位重复测量10次。

**1.2.3 电阻抗波形频率参数的提取与分析** 在MATLAB软件中, 对测得的每种档位流动液的电阻抗模值数据进行频谱分析, 找到频谱中功率最大的点对应的频率值(主频值)<sup>[17]</sup>。采用SPSS 19.0软件, 将每一档位10次重复测量的主频值进行统计分析, 利用Wilcoxon秩和检验<sup>[18]</sup>对不同档位之间主频值的差异进行假设检验,  $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

**1.2.4 脉冲流动液流速与电阻抗波形参数的相关性分析** 在SPSS19.0软件中, 将每个档位10次测得的电阻抗波形数据的频谱主频值的均值作为变量, 将档位对应的流速值作为因变量, 进行Pearson相关分析和曲线估计<sup>[19]</sup>。在曲线估计中根据“变量-因变量”散点图的趋势依次选择合适的数学模型作为拟合模型<sup>[20]</sup>, 计算出估计值的标准误, 标准误最小的数学模型是最终选定的拟合模型, 该模型对应的回归方程是最优的曲线方程。

## 2 结果

### 2.1 不同档位对应的电阻抗模值的波形

初步测量发现, 就0.2 L/h档位对应的流动液而言, 60 s数据采集时间可捕获2个完整的电阻抗变化周期, 如图5所示。而对其它4个档位而言, 10 s数据采集时间足以包含2个以上的电阻抗变化周期, 如图6所示。这4个档位流动液电阻抗数据采集时间统一为10 s。由图5和图6可知, 流动液流速越快, 则对应的电阻抗波形的频率越高。

### 2.2 不同流速流动液电阻抗波形频谱分析结果

经过频谱分析, 得到5个档位流动液电阻抗波形频谱的主频, 如表1所示。Wilcoxon秩和检验, 流动液流速越高, 则其电阻抗波形频谱的主频值越高( $P=0.003$ )。

### 2.3 脉冲流动液流速与电阻抗波形参数相关性分析结果

经过Pearson相关性分析, 脉冲流动液流速与其电阻抗波形频谱主频值之间具有相关性( $r=0.99, P=0.001$ )。以流动液流速作为变量, 流动液电阻抗波形频谱的主频均数作为因变量, 绘制“变量-因变量”散点图, 发现变量与因变量有可能符合线性、二次项、对数和幂函数等

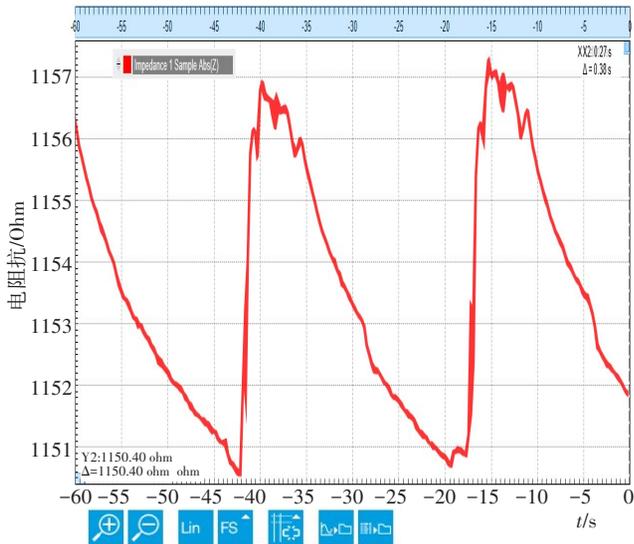
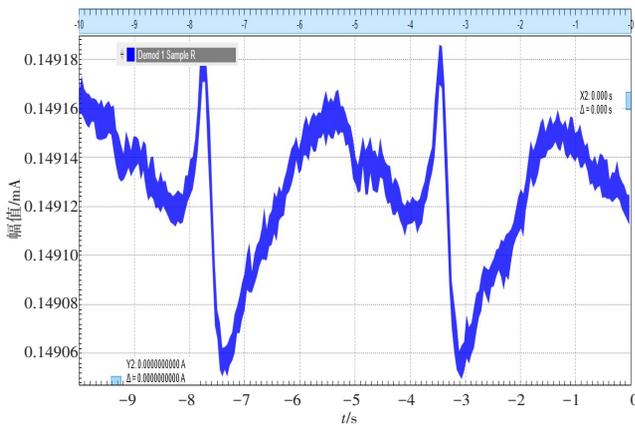


图5 0.2 L/h 流动液在 60 s 内的电阻抗波形  
 Fig.5 The electrical impedance waveform of the PFL at 0.2 L/h within 60 s

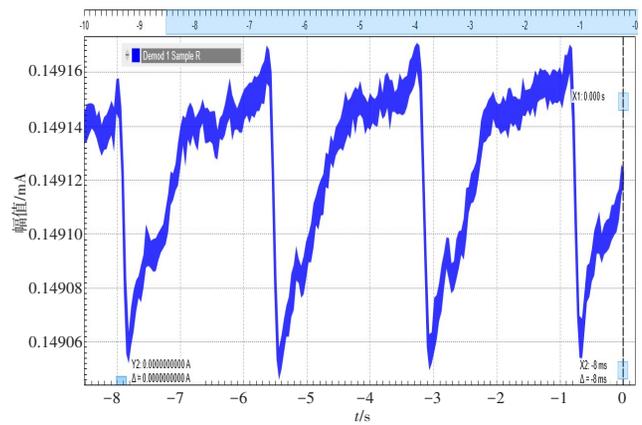
4个数学模型,将它们依次作为拟合模型计算出的估计值的标准误分别为0.389、0.824、0.049和0.213,所以二次项是最优的数学模型。经过该模型拟合得到的方程为: $y=-0.0012x^2+0.1769x-0.134$ , $R^2=0.9998$ 。此方程与原始数据具有很好的接近度,如图7所示。

### 3 讨论

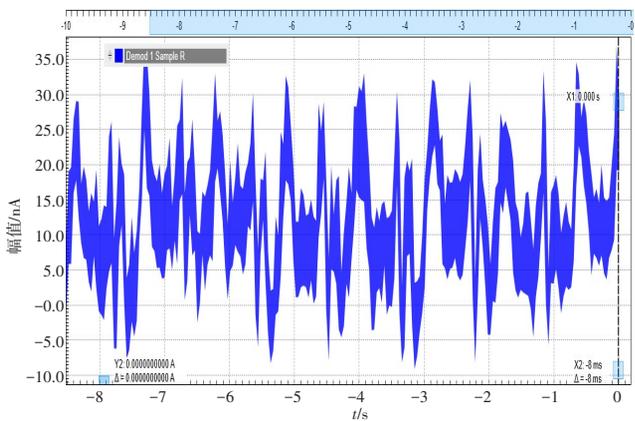
本研究重点探讨了密闭流动池脉冲流动液流速与电阻抗波形参数之间的关系。最终这一关系以一个二次式方程的形式表达出来。这一关系的建立使得利用电阻抗技术准确地测量密闭流动池脉冲流动液的流速成为可能。基于上述关系,在院前急救用输血输液装置的升级设计中,我们可将流动液流速的监测精度进一步提升。本研究中没有采用液体流量传感器直接测量某一档位下流动液的实际速率,



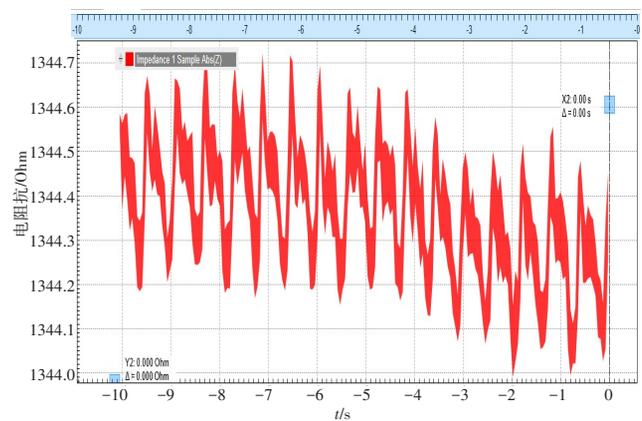
a: 1 L/h 档



b: 2 L/h 档



c: 4 L/h 档



d: 6 L/h 档

图6 4个档位流动液在10 s 内的电阻抗波形  
 Fig.6 The electrical impedance waveforms of the PFL at the other four flow rates within 10 s

因为前期研究表明本研究使用的输血输液装置输出流动液的速率误差不超过5%,这对于初步的探索研究而言已经足够。在未来的研究中,要建立贴近实

用关系式,就必须在临床开展大量的输血输液实验,在测量流动池流动液电阻抗数据的同时利用成熟的液体流量传感器准确测量流动液的流速。

表1 不同流速流动液电阻抗波形频谱的主频

Tab.1 The dominant frequencies in spectrums of the electrical impedance waveforms of PFL at different velocities

流速/L·h <sup>-1</sup>	主频均数/Hz	主频标准差/Hz
0.2	2.012	0.704
1	6.791	2.134
2	12.827	5.038
4	29.175	9.619
6	53.572	19.800

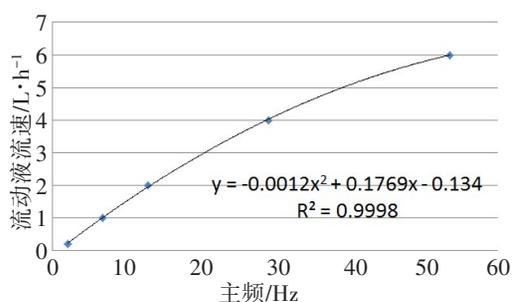


图7 流动液流速与其电阻抗波形频谱主频的拟合曲线

Fig.7 The fitting curve of flow rates of PFL and the corresponding dominant frequencies in spectrums of the electrical impedance waveforms

本研究的输血输液装置中,电磁泵反复挤压弹性泵管使得密闭流动池中流动液的体积发生周期性变化,从而导致测得的电阻抗也发生周期性变化。在人体血液循环中,血管壁直径会发生周期性变化,其内血液体积也会发生周期性变化,导致测得的人体外周组织的电阻抗发生周期性变化<sup>[21]</sup>,所以密闭流动池流动液体积的周期变化特性使得其电阻抗具有周期性的变化特征。本文建立的密闭流动池流动液流速与电阻抗波形参数之间关系成立的前提条件是密闭流动池流动液的体积发生周期性变化。在密闭流动池流动液体积不变的情况下,上述关系不成立。

## 4 结论

本研究探索了一种利用短时间单频点电阻抗波形频谱参数表征密闭流动池脉冲流动液流速的方法,建立了密闭流动池脉冲流动液流速与其电阻抗参数的数学关系式,为院前快速输血输液装置准确度量输液速率研究奠定了基础。在进一步的研究中,我们将开展临床输血输液实验验证和完善该数学关系式,使其更加贴近院前实际应用。

致谢:感谢苏黎世仪器余为工程师在阻抗测量方面给予的技术支持!

## 【参考文献】

- [1] CHOI S B, PARK J S, CHUNG J W, et al. Prediction of ATLS hypovolemic shock class in rats using the perfusion index and lactate concentration[J]. Shock, 2015, 43(4): 361-368.
- [2] 林翔. 创伤性失血性休克的救治[J]. 中国医药科学, 2011, 24: 183-184. LIN X. Treatment of traumatic hemorrhagic shock [J]. Chinese Medical Science, 2011, 24: 183-184
- [3] 种银保, 赵安, 刘九零, 等. 适宜现场和院前急救便携智能输血输液装置的研究现状与进展[J]. 医疗卫生装备, 2010, 12: 35-36. ZHONG Y B, ZHAO A, LIU J L, et al. Research status and progress of portable intelligent transfusion and infusion device suitable for on-site and pre-hospital emergency[J]. Medical and Health Equipment, 2010, 12: 35-36.
- [4] 张旭, 李春雨. 微机电系统(MEMS)的简介及应用[J]. 科技经济导刊, 2019, 27(22): 43. ZHANG X, LI C Y. Introduction and application of MEMS [J]. Science and Technology and Economics Guide, 2019, 27(22): 43.
- [5] 刘冬梅, 夏景攀. 微机械与微细加工技术[J]. 时代农机, 2017, 44(1): 36-37. LIU D M, XIA J P. Micromachining and micromachining technology [J]. Times Agricultural Machinery, 2017, 44(1): 36-37.
- [6] WANG Q, CHONG Y, ZHAO A, et al. Design of portable and intelligent infuser device for rapid fluid transfusion based on micro-electro-mechanical system[J]. Journal of Medical Colleges of PLA, 2013, 28: 100-106.
- [7] 赵安. 便携式智能快速输血输液装置测控系统的研制[A]. 中国生物医学工程学会. 中国生物医学工程学会成立30周年纪念大会暨2010中国生物医学工程学会学术大会青年优秀论文. 中国生物医学工程学会, 2010: 6. ZHAO A. Development of measurement and control system of portable intelligent rapid infusion and transfusion device [A]. Chinese society of biomedical engineering. The 30th Anniversary Conference of Chinese society of Biomedical Engineering and 2010 academic conference of Chinese society of Biomedical Engineering youth excellent paper. Chinese Society of Biomedical Engineering, 2010: 6.
- [8] 胡旭耀, 张新风, 傅俊伟, 等. 一种液压单向阀密封性检测装置[J]. 南方农机, 2019, 50(10): 163-164. HU X Y, ZHANG X F, FU J W, et al. A hydraulic one-way valve sealing detection device[J]. Nanfang Agricultural Machinery, 2019, 50(10): 163-164.
- [9] 邵俊华, 王涛, 张政, 等. 基于压电阻抗技术的金属材料弹性变形检测研究[J]. 数学的实践与认识, 2019, 49(17): 156-164. SHAO J H, WANG T, ZHANG Z, et al. Research on elastic deformation detection of metal materials based on piezoelectric impedance technology [J]. Practice and Understanding of Mathematics, 2019, 49(17): 156-164.
- [10] 劳期迎, 曹殿青. 生物电阻抗测量技术临床应用与研究进展[J]. 中国处方药, 2019, 17(2): 29-31. LAO J Y, CAO D Q. Clinical application and research progress of bioelectrical impedance measurement technology[J]. Journal of China Prescription Drugs, 2019, 17(2): 29-31.
- [11] 赵鹏跃, 刘逸尘, 许晓蕾, 等. 创伤失血性休克早期液体复苏研究进展[J]. 解放军医学院学报, 2019, 40(10): 985-987. ZHAO P Y, LIU Y C, XU X L, et al. Research progress of early fluid resuscitation in traumatic hemorrhagic shock[J]. Academic Journal of Chinese PLA Medical School, 2019, 40(10): 985-987.
- [12] ADAMOVSKII L A. Vortex electromagnetic flowmeter-counter for liquids with ionic conductivity[J]. Measurement Techniques, 2008, 51(11): 1191-1199.

- [13] 项亚南. 便携式管道流体流速自动检测装置的设计[J]. 自动化仪表, 2016, 37(5): 96-98.  
XIANG Y N. Design of portable automatic detection device for pipeline fluid velocity[J]. Process Automation Instrumentation, 2016, 37(5): 96-98.
- [14] 丁雪梅, 陈承祯, 孙博兴, 等. 不同实验教学模式满意度分析中统计方法的选择及在SPSS19.0软件上的实现[J]. 实验室研究与探索, 2018, 37(11): 198-203.  
DING X M, CHEN C Z, SUN B X, et al. Selection of statistical methods in satisfaction analysis of different experimental teaching modes and Implementation on SPSS19.0 software[J]. Research and Exploration in Laboratory, 2018, 37(11): 198-203.
- [15] 宋亚敏. 静脉输液延长管整理装置的研制[J]. 护理学报, 2018, 25(4): 77-78.  
SONG Y M. Research and development of finishing device for vein transfusion extension tube[J]. Journal of Nursing, 2018, 25(4): 77-78.
- [16] 刘佳, 郑政, 吴永亮. 方波激励的生物电阻抗谱自动测试系统[J]. 北京生物医学工程, 2019, 38(5): 479-485.  
LIU J, ZHENG Z, WU Y L. Automatic measurement system of bioelectrical impedance excited by square wave [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2019, 38(5): 479-485.
- [17] HASSAN-KARIMI H, JAFARZADEHPUR E, BLOURI B, et al. Frequency domain electroretinography in retinitis pigmentosa *versus* normal eyes[J]. J Ophthalmic Vis Res, 2012, 7(1): 34-38.
- [18] 沈禹. 一个基于Wilcoxon秩和检验法的人均国内生产总值差异性研究[J]. 环渤海经济瞭望, 2019(4): 172.  
SHEN Y. A study on the difference of per capita GDP based on Wilcoxon rank sum test[J]. Economic Outlook Around the Bohai Sea, 2019(4): 172.
- [19] 肖勇, 赵云, 涂治东, 等. 基于改进的皮尔逊相关系数的低压配电网拓扑结构校验方法[J]. 电力系统保护与控制, 2019, 47(11): 37-43.  
XIAO Y, ZHAO Y, TU Z D, et al. Verification method of LV distribution network topology based on improved Pearson correlation coefficient[J]. Power System Protection and Control, 2019, 47(11): 37-43.
- [20] 彭莉霞, 黄东兵, 吴德, 等. 竹节树幼苗的光响应特性及其曲线最适模型选择[J]. 西南林业大学学报(自然科学), 2018, 38(4): 1-5.  
PENG L X, HUANG D B, WU D, et al. Light response characteristics of bamboo seedlings and selection of the optimal model for their curves [J]. Journal of Southwest Forestry University (Natural Science), 2018, 38(4): 1-5.
- [21] SASAOKA K, OGAWA K. Analytical study of electrical impedance plethysmography in peripheral blood flow[J]. Med Biol Eng Comput, 1987, 25(4): 386-390.

(编辑:黄开颜)