

CPR 中的心电节律识别

胡莹莹 徐军 于学忠

471003 河南洛阳,河南科技大学第一附属医院急诊医学部(胡莹莹);100730 北京,中国医学科学院北京协和医院急诊医学部(徐军、于学忠)

通讯作者:于学忠,Email:yxzpumch@126.com

DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2017.10.018

【摘要】 由于胸外按压造成的干扰波会影响自动体外除颤仪对心搏骤停(CA)患者心电节律的判断,故判断心电节律时需要中断胸外按压。然而反复中断按压会影响心肺复苏(CPR)质量,进而影响 CA 患者的预后。为了提高 CPR 质量,减少胸外按压中断,准确电除颤,研究者们通过基于干扰混杂心电图数据、以及基于 CA 患者 CPR 过程中记录 CA 数据的不同滤波方法进行了心电节律识别研究。本文对 CPR 过程中心电节律的识别研究,包括干扰波的来源、干扰波的特征、节律识别的方法进行综述,为今后研究如何提高心电节律识别的准确率奠定基础。

【关键词】 心肺复苏; 心电节律; 节律识别; 电除颤

基金项目: 国家卫生计生委公益性行业科研专项(201502019)

Rhythm analysis in CPR Hu Yingying, Xu Jun, Yu Xuezhong

Department of Emergency Medicine, the First Affiliated Hospital of Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, Henan, China (Hu YY); Department of Emergency Medicine, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China (Xu J, Yu XZ)

Corresponding author: Yu Xuezhong, Email: yxzpumch@126.com

【Abstract】 It's necessary to interrupt cardiopulmonary resuscitation (CPR) for a reliable automatic external defibrillator (AED) rhythm analysis, because the mechanical activity from the chest compressions introduces artifacts in the electrocardiogram (ECG) that substantially lower the capacity of an AED to judge cardio-electric rhythm. However, repeated interruptions of compression will reduce the quality of CPR, which in turn affect the prognosis of patients with cardiac arrest (CA). In order to improve the quality of CPR, reduce the interruptions of chest compression and implement accurate defibrillation, people have made many efforts on identifying ECG rhythm in CPR. The studies can be grouped into two broad categories: those based on the artificial mixture of ECG data and CPR artifacts and those based on CA data recorded during CPR. This article introduced researches for rhythm recognition in CPR, including sources and characteristics of CPR artifacts, methods of rhythm analysis, and provided a basis for the study of how to improve the accuracy of cardio-electric rhythm recognition.

【Key words】 Cardiopulmonary resuscitation; Electrocardiograph rhythm; Rhythm analysis; Defibrillation

Fund program: Special Research Fund of National Health and Family Planning Commission of China (201502019)

心搏骤停(CA)患者存活率较低^[1],作为抢救 CA 的主要手段——心肺复苏(CPR)就成为了使面临患者“起死回生”的主角^[2]。CA 4~6 min 后脑细胞即可出现不可逆性损害,3~5 min 内实施 CPR 的有效率可达 49.0%~75.0%^[3]。CPR 质量是成功复苏的主要决定因素^[4]。2015 年美国心脏协会(AHA)CPR 指南进一步强调了高质量 CPR 的重要性,提出施救者应尽可能减少胸外按压中断的次数和时间^[5],中国的专家共识也肯定了该建议^[6]。非创伤性 CA 患者大部分是由心室纤颤(室颤)引起的,室颤的复苏效果优于电-机械分离、电静止^[7],及时电除颤是 CPR 患者复苏成功的关键。然而,电除颤本身会损伤心肌、需要中断胸外按压,因此,如何判断电除颤的最佳时机是一个研究热点^[8]。除颤前后中断小于 10 s、胸外按压分数大于 60% 与 CA 预后改善相关^[4]。根据指南,目前在 CPR 过程中,每胸外按压 2 min 需中断以判断患者当前心电节律是否需要除颤,这是由于

胸外按压的干扰会降低自动体外除颤仪(AED)除颤建议算法(SAA)的准确性^[9]。为了进行节律分析,AED 需要 5.2~28.4 s 的按压中断^[10]。研究表明,每延迟除颤 5 s,存活率将下降 18%^[11]。进行反复的节律分析是造成 CPR 中断的主要原因,并最终导致更糟糕的预后^[12]。在过去 20 年中,人们希望能够在心脏按压不中断的情况下进行心脏节律识别,并为之作出了很多努力,但结果却不令人满意。AHA 指南曾指出,将来很可能出现一种在按压中识别室颤的算法,具有高度敏感性和特异性,可以在不中断 CPR 的情况下早期实施电除颤,从而缩短室颤的持续时间^[5]。现就过去 20 年 CPR 中心电识别的研究进行综述。

1 胸外按压导致心电图(ECG)产生干扰波的特征

1.1 干扰波的影响: CPR 过程中如果患者潜在心电节律是可除颤的,如室颤或室性心动过速(室速),而胸外按压干扰波有时看起来像 100 次/min 按压的规则节律,AED 可能会

给出错误的非除颤诊断。相反,胸外按压干扰也可能产生快速的不规则的干扰,可能导致非可除颤节律被误判为可除颤节律^[13]。这会导致 AED 诊断节律的准确性下降。

1.2 干扰波的来源及特征: 胸外按压期间 ECG 干扰来源于电极-皮肤交界面,包括施救者的手对患者胸骨的直接接触以及胸肌收缩产生的信号^[14]。当徒手实施胸外按压时,干扰波的特征是非常多变的,且依赖于按压的实施(频率、深度、暂停)以及患者自身的情况和心电记录系统的特点。如果患者心脏停搏时(没有潜在心脏节律),ECG 仅反映干扰的表现,CPR 干扰波的特征清晰可见,表现为近似的周期性波形,它的基本频率就是胸外按压的频率。因为施救者实施复苏的改变、施救者疲劳、施救者更换等因素,干扰波在复苏期和复苏间期是多变的,振幅和波谱也会有较大变化。此外,ECG 放大器与患者之间的静电和平衡电流可能也是干扰信号的来源。CPR 过程中需要可靠的节律分析,涉及高级信号处理技术来处理干扰波的时间-频率变异性及其与人类 CA 节律的波谱重叠。

2 CPR 过程中节律分析的方法

CPR 干扰波抑制研究起源于 20 世纪 90 年代的室颤波形分析领域。干扰波与 ECG 信号之间存在清晰的波谱分离,通过固定系数高通数字滤波器和低通滤波器来消除心肌噪声,已经成功从猪的 ECG 迹线中去除了 CPR 伪像。然而人类 ECG 与 CPR 干扰波存在大的波谱重叠,使得上述简单滤波方法存在缺陷^[15-16]。根据已有的 CPR 干扰波特征,将干扰波从人类 ECG 中去除需要自适应滤波器,需要与干扰波有对应关系的参考信号,如胸阻抗、按压深度或按压力量已被频繁使用。为使除颤前后按压中断最小化,目前有两种解决方法:一种是按压过程中充电或人工通气时分析节律,Ayala 等^[17]证明,在通气暂停时进行节律分析可使除颤前后按压中断最小化,然而对于仅胸外按压的 CPR,该方法行不通;另一种是通过数字信号处理技术抑制胸外按压产生的干扰波进行节律分析,通过模拟人研究证实,与传统方法相比,应用于干扰波滤波技术的 AED 能显著减少按压中断,提高胸外按压比例^[18]。在过去的十几年中,就第二种方法,已有研究者提出和评估了多种合理的解决方案,根据这些可用数据,我们将研究方案分为两大类:一是基于干扰混杂 ECG

数据和 CPR 干扰波;二是基于 CPR 过程中记录的 CA 数据。

2.1 基于干扰混杂的研究: 该研究模型假定 CPR 干扰波是不受潜在 ECG 支配的附加噪声。基于此假设,将参考 ECG 信号和 CA 期间 CPR 干扰波进行混合,建立干扰波模型用于自适应滤波,根据滤过后信噪比(SNR)的改善将评估出来的 ECG 与原始的 ECG 进行比较以确定滤波器的有效性。CPR 干扰波在 CA 期间记录,与参考信号一起被用于自适应滤波的干扰波模型。将这些干扰信号供应给滤波器以评估潜在的 ECG,根据滤过后 SNR 的改善来比较评估滤波后的 ECG 与原始的 ECG 以确定滤波器的有效性^[19]。另外,该方法的临床准确性可用滤波后的 ECG 去评估 AED SAA 的敏感性和特异性。

CPR 采用机械按压或人工按压方式,以 60、80、90、120 次/min 等不同按压频率,通过 ECG 信号以及胸阻抗、胸部位移、无创血压等多种信号的不同组合,作为滤波器的参考信号,研究了共轭梯度自适应滤波器、卡尔曼滤波器、伽柏滤波器、多通道递归自适应匹配追踪(MC-RAMP)滤波器以及递归最小二乘(RLS)滤波器的滤波效能(表 1)^[20-24]。

2.2 基于 CPR 过程中 CA 数据记录的研究: 混杂模型中 CPR 干扰波是通过模拟按压过程获得的,而这种限制可以通过应用在 CPR 场景中获得的 CPR 干扰波来克服。因此出现了另外一种基于 CPR 过程中 CA 数据记录进行的研究。

胸外按压过程中,患者潜在的心电节律不能被直接观察,通过专业医生对按压中断时心电节律进行分析,并假定其与之前的心电节律一致。研究者应用 CPR 过程中短暂的中断(10~15 s)来优化和测试节律分析方法的敏感性及特异性,这种研究方式可通过两种方法实现^[9, 14, 16, 19, 24-25]:一种是基于抑制胸外按压干扰波的自适应滤波器,另一种是直接对干扰波影响的 ECG 执行分析的算法。

2.2.1 基于抑制胸外按压干扰波的自适应滤波器: 基于自适应滤波器的方法可进一步归纳为两类(表 2)^[9, 16, 19, 25-30]:一类是仅使用 ECG 信号,例如卡尔曼滤波器、采用单通道 ECG 的相关波形去除法、或采用多通道 ECG 的独立成分分析;另一类是除 ECG 外,使用其他参考信号以抑制干扰波并重建基本 ECG 信号的多通道参考信号方法,例如采用单通道或多通道参考信号的自适应滤波器。

表 1 基于干扰混杂心电图数据的研究文献

作者	发表年	检测数据		CPR 实施	CPR 频率 (次/min)	滤波器	参考信号
		人类	动物				
Langhelle 等 ^[20]	2001	25 个室颤波	猪 CPR 干扰波	机器	90	共轭梯度自适应滤波器	胸阻抗和胸部移位
Aase 等 ^[21]	2000	200 个室颤和 71 个室速波形	猪 CPR 干扰波	机器	60、90、120	维纳滤波器	通过除颤电极板获得的胸阻抗和胸部移位
Husoy 等 ^[22]	2002	200 个室颤和 71 个室速波形	猪 CPR 干扰波	手动	120	MC-RAMP 滤波器	通过体外测量装置获得按压深度
Rheinberger 等 ^[23]	2008	14 个室颤波形	猪 CPR 干扰波	手动	80	卡尔曼滤波器、伽柏滤波器	无创动脉血压信号作为参考模拟 CPR 干扰波
Werther 等 ^[24]	2009	104 个可除颤节律和 281 个非可除颤节律	猪 CPR 干扰波	手动	80	卡尔曼、伽柏滤波器、MC-RAMP 滤波器、RLS 滤波器	血压

注: CPR 为心肺复苏, MC-RAMP 为多通道递归自适应匹配追踪, RLS 为递归最小二乘

表 2 不同方法分析 CPR 干扰滤波算法的性能比较

滤波方法	性能
仅应用 ECG 信号	
单通道 ECG	敏感度 91%, 特异度 80.4%, 修正后的 SNR 为 0 ~ (8.0±2.7) dB
多通道 ECG	敏感度 99.8%, 特异度 83.2%
应用附加参考信号	
单通道参考信号	敏感度 95.6%, 特异度 90.5%
多通道参考信号	敏感度 96.7%, 特异度 79.9%, 修正后的 SNR 为 0 ~ (7.4±1.8) dB

注: CPR 为心肺复苏, ECG 为心电图, SNR 为信噪比

在仅使用 ECG 信号的方法中, 卡尔曼滤波器为时变线性滤波, 可仅使用干扰的 ECG 信号评估 CPR 干扰波, 所以易应用于 AED 中, 而无需额外的硬件修改, 但这种滤波器需以预知信号和干扰波的相关信息为基础才能评估结果^[23]。MC-RAMP 是采用多通道参考信号的自适应滤波算法的扩展, 包括按压频率、加速度、按压深度、ECG 和胸阻抗^[15]。在使用附加参考信号的方法中可采用两种类型的优化过程来调整滤波器系数, 即最小均方 (LMS) 和 RLS 法^[14]。Irusta 等^[9]使用按压频率作为附加参考来评估 CPR 干扰, 通过按压深度信号和 LMS 滤波器获得的可调节时间-转换傅里叶系数来获得按压频率。而 Tan 等^[27]引入了一种数字滤波器, 称为干扰减少和容忍滤波算法。与简单的卡尔曼滤波器相比, 具有参考信号的自适应滤波器不需要 CPR 干扰波的先验统计知识, 但是需要一个或多个附加信道来收集参考信号。因此, 这些方法增加了算法的复杂性, 并需要修改 AED 结构的硬件^[31-32]。此外, 选择合适的用来抑制 CPR 干扰的参考信号, 仍然是限制自适应滤波器性能的挑战。即使使用了多通道参考信号, 性能改进也不显著。

2.2.2 直接对干扰波影响的 ECG 执行分析算法: 2008 年, Li 等^[25]提出了第一种节律分析方法来直接诊断被 CPR 伪像干扰的 ECG, 基于极少受干扰波影响的 ECG 特征进行, 该特征通过小波转换和相关函数获得。Krsteva 等^[33]提出了第二种方法, 该方法的原理基于从干扰 ECG 分离出的特征, 并重建去除干扰波后的 ECG 的版本, 通过从 100 例院外心搏骤停 (OHCA) 患者获得的 172 个可除颤节律和 721 个非可除颤节律测试他们的算法, 其敏感度为 90.1%, 特异度为 86.1%。

2.2.3 最新研究方法: 上述滤波方法虽然显著改善了干扰 ECG 信号的 SNR, 使节律分类更加准确, 然而由于滤波残差, 对于临床应用仍然不够精确^[34-35]。

最近, 一些研究者将上述两种方法结合在一起进行研究。2014 年 Ayala 等^[13]介绍了一种 CPR 过程中新的节律分析方法, 它包含 2 种策略: 一种是当前干扰波抑制滤波技术, 另一种是能够最佳分类滤过信号的除颤建议算法。这种高特异性的算法包括探测低电活动节律来增加特异性的探测器, 以及一种基于支持向量机分类器使用斜坡和频率特征的可除颤/非可除颤决定算法。研究者从 247 例 OHCA 患者中获取了 1 185 个可除颤和 6 482 个非可除颤的被 CPR

干扰的 9 s 片段, 测试片段在 CPR 过程中节律分析的敏感度为 91%, 特异度为 96.6%。2016 年他们又提出了在 30 : 2 CPR 的通气暂停时进行自动节律分析的方法, 研究者使用自动暂停探测技术通过应用胸阻抗鉴别暂停, SAA 通过检测暂停进行节律诊断。SAA 为进行除颤或非除颤建议分析暂停时 3 s 的 ECG。结果提示, 暂停检测仪的敏感度为 93.5%, 特异度为 97.3%, 检测到暂停时 SAA 的敏感度为 93.8%, 特异度为 95.9%^[17]。

2016 年 Gong 等^[36]提出了一种加强自适应滤波方法 (EAF), 主要过程包括最优参考信号选择, 基于伪影比例的自适应滤波和尖峰伪像抑制。他们从 233 例 OHCA 患者人工徒手 CPR 过程使用的除颤仪中获得了 183 个可除颤节律 (178 个室颤, 5 个无脉性室速) 和 453 个非可除颤节律 (302 个电-机械分离, 151 个心脏停搏)。首先, 生成多通道参考信号, 选择与 ECG 信号具有最高相关系数的向量作为自适应滤波器的参考, 可改善滤波信号的 SNR, 将经胸阻抗或按压深度作为 EAF 的参考信号; 其次, 伪影比例控制的重复滤波可以进一步抑制 ECG 信号中的伪影残差, 并提高恢复的 SNR; 最后, 还引入了伪影比例来控制滤波重复, 检测到类似 QRS 波的尖峰伪像以进一步抑制伪影残差。该方法可以有效抑制 CPR 干扰波, 提高节律分析的准确性。在训练组, EAF 的敏感度为 90.6%, 特异度为 93.4%。

3 结论

高质量 CPR 是复苏成功的基础, 减少胸外按压中断是提高 CPR 质量的关键环节, 除颤是 CPR 过程中可能中断胸外按压的原因之一^[37], 如何尽量减少除颤造成的按压中断是目前提高 CPR 质量的一个重要挑战。然而在过去 20 年对 CPR 心电识别的这些研究都有一些共同的限制: 虽然敏感度良好, 但特异度明显低于 AHA 指南推荐的 95%。这将导致 CPR 期间有大量错误的“建议除颤”诊断, 在非可除颤节律时出现不必要的 CPR 中断。虽然研究者们已经在 CPR 期间进行干扰滤波后 ECG 心律分析研究方面取得了一定的成果, 但目前滤波器性能仍不令人满意, 特别是对于非可除颤节律来说。另外, 一些方法虽然能及时准确识别室颤, 并给予除颤建议, 但如果室颤为细颤或波幅较低, 并不能成功除颤, 如果新的 SAA 可以成功检测可除颤节律, 并能在除颤成功率较高 (发现适宜除颤波形) 的时候建议除颤, 限制进行不必要的除颤尝试, 可以显著改善 CA 患者的存活率。

参考文献

[1] Berdowski J, Berg RA, Tijssen JG, et al. Global incidences of out-of-hospital cardiac arrest and survival rates: Systematic review of 67 prospective studies [J]. Resuscitation, 2010, 81 (11): 1479-1487. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2010.08.006.
 [2] 王立祥. 中国心肺复苏发展战略观 [J]. 中华危重病急救医学, 2015, 27 (3): 161-163. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2015.03.001.
 Wang LX. Development strategy on cardiopulmonary resuscitation in China [J]. Chin Crit Care Med, 2015, 27 (3): 161-163. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2015.03.001.
 [3] 周燕玲, 周立君, 倪兆云, 等. 普通民众实施心肺复苏术的意愿与障碍原因调查分析 [J]. 中国全科医学, 2014, 17 (2): 206-210. DOI: 10.3969/j.issn.1007-9572.2014.02.024.
 Zhou YL, Zhou LJ, Ni ZY, et al. Cardiopulmonary resuscitation:

- analysis of common people's willingness and obstacles [J]. *Chin Gen Pract*, 2014, 17 (2): 206–210. DOI: 10.3969/j.issn.1007-9572.2014.02.024.
- [4] Soar J, Nolan JP, Böttiger BW, et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 3. Adult advanced life support [J]. *Resuscitation*, 2015, 95: 100–147. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2015.07.016.
- [5] Kleinman ME, Brennan EE, Goldberger ZD, et al. Part 5: Adult Basic Life Support and Cardiopulmonary Resuscitation Quality: 2015 American Heart Association Guidelines Update for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care [J]. *Circulation*, 2015, 132 (18 Suppl 2): S414–435. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000259.
- [6] 曾瑞峰, 钟悦嘉, 梁国荣, 等. 《2015心肺复苏及心血管急救指南更新》热点评述及建议 [J]. *中华危重病急救医学*, 2016, 28 (7): 577–580. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2016.07.001. Zeng RF, Zhong YJ, Liang GR, et al. Suggestion and commentary of the hotspots of 2015 Guidelines Update for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care [J]. *Chin Crit Care Med*, 2016, 28 (7): 577–580. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2016.07.001.
- [7] 曹建国, 刘同刚, 黄清丽, 等. 影响东莞市120院前心肺复苏成功相关因素研究 [J]. *中外医学研究*, 2014, 12 (17): 75–76, 77. DOI: 10.14033/j.cnki.cfm.2014.17.016. Cao JG, Liu TG, Huang QL, et al. Related factors research of 120 prehospital cardiopulmonary resuscitation (CPR) success in Dongguan [J]. *Chin Foreign Med Res*, 2014, 12 (17): 75–76, 77. DOI: 10.14033/j.cnki.cfm.2014.17.016.
- [8] 徐胜勇, 于学忠. 心肺复苏的研究热点和进展 [J]. *中国中西医结合急救杂志*, 2015, 22 (3): 330–333. DOI: 10.3969/j.issn.1008-9691.2015.03.027. Xu SY, Yu XZ. The research hotspot and progress of cardiopulmonary resuscitation [J]. *Chin J TCM WM Crit Care*, 2015, 22 (3): 330–333. DOI: 10.3969/j.issn.1008-9691.2015.03.027.
- [9] Irusta U, Ruiz J, de Gauna S, et al. A least mean-square filter for the estimation of the cardiopulmonary resuscitation artifact based on the frequency of the compressions [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2009, 56 (4): 1052–1062. DOI: 10.1109/TBME.2008.2010329.
- [10] Partridge R, Tan Q, Silver A, et al. Rhythm analysis and charging during chest compressions reduces compression pause time [J]. *Resuscitation*, 2015, 90: 133–137. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2015.02.025.
- [11] Cheskes S, Schmicker RH, Christenson J, et al. Perishock pause: an independent predictor of survival from out-of-hospital shockable cardiac arrest [J]. *Circulation*, 2011, 124 (1): 58–66. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.010736.
- [12] Brouwer TF, Walker RG, Chapman FW, et al. Association Between Chest Compression Interruptions and Clinical Outcomes of Ventricular Fibrillation Out-of-Hospital Cardiac Arrest [J]. *Circulation*, 2015, 132 (11): 1030–1037. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.014016.
- [13] Ayala U, Irusta U, Ruiz J, et al. A reliable method for rhythm analysis during cardiopulmonary resuscitation [J]. *Biomed Res Int*, 2014, 2014: 872470. DOI: 10.1155/2014/872470.
- [14] Gong Y, Chen B, Li Y. A review of the performance of artifact filtering algorithms for cardiopulmonary resuscitation [J]. *J Healthc Eng*, 2013, 4 (2): 185–202. DOI: 10.1260/2040-2295.4.2.185.
- [15] Granegger M, Werther T, Gilly H. Use of independent component analysis for reducing CPR artefacts in human emergency ECGs [J]. *Resuscitation*, 2011, 82 (1): 79–84. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2010.08.034.
- [16] Ruiz J, Irusta U, Ruiz de Gauna S, et al. Cardiopulmonary resuscitation artefact suppression using a Kalman filter and the frequency of chest compressions as the reference signal [J]. *Resuscitation*, 2010, 81 (9): 1087–1094. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2010.02.031.
- [17] Ayala U, Irusta U, Ruiz J, et al. Fully automatic rhythm analysis during chest compression pauses [J]. *Resuscitation*, 2015, 89: 25–30. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2014.11.022.
- [18] Fernando SM, Cheskes S, Howes D. Hands-on defibrillation and electrocardiogram artefact filtering technology increases chest compression fraction and decreases peri-shock pause duration in a simulation model of cardiac arrest [J]. *CJEM*, 2016, 18 (4): 270–275. DOI: 10.1017/cem.2015.103.
- [19] Aramendi E, Ayala U, Irusta U, et al. Suppression of the cardiopulmonary resuscitation artefacts using the instantaneous chest compression rate extracted from the thoracic impedance [J]. *Resuscitation*, 2012, 83 (6): 692–698. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2011.11.029.
- [20] Langhelle A, Eftestøl T, Myklebust H, et al. Reducing CPR artefacts in ventricular fibrillation *in vitro* [J]. *Resuscitation*, 2001, 48 (3): 279–291. DOI: 10.1016/S0300-9572(00)00259-8.
- [21] Aase SO, Eftestøl T, Husøy JH, et al. CPR artifact removal from human ECG using optimal multichannel filtering [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000, 47 (11): 1440–1449. DOI: 10.1109/10.880095.
- [22] Husøy JH, Eilevstjønn J, Eftestøl T, et al. Removal of cardiopulmonary resuscitation artifacts from human ECG using an efficient matching pursuit-like algorithm [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2002, 49 (11): 1287–1298. DOI: 10.1109/TBME.2002.804591.
- [23] Rheinberger K, Steinberger T, Unterkofler K, et al. Removal of CPR artifacts from the ventricular fibrillation ECG by adaptive regression on lagged reference signals [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2008, 55 (1): 130–137. DOI: 10.1109/TBME.2007.902235.
- [24] Werther T, Klotz A, Granegger M, et al. Strong corruption of electrocardiograms caused by cardiopulmonary resuscitation reduces efficiency of two-channel methods for removing motion artefacts in non-shockable rhythms [J]. *Resuscitation*, 2009, 80 (11): 1301–1307. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2009.07.020.
- [25] Li Y, Bisera J, Geheb F, et al. Identifying potentially shockable rhythms without interrupting cardiopulmonary resuscitation [J]. *Crit Care Med*, 2008, 36 (1): 198–203. DOI: 10.1097/01.CCM.0000295589.64729.6B.
- [26] Ruiz de Gauna S, Irusta U, Ruiz J, et al. Rhythm analysis during cardiopulmonary resuscitation: past, present, and future [J]. *Biomed Res Int*, 2014, 2014: 386010. DOI: 10.1155/2014/386010.
- [27] Tan Q, Freeman GA, Geheb F, et al. Electrocardiographic analysis during uninterrupted cardiopulmonary resuscitation [J]. *Crit Care Med*, 2008, 36 (11 Suppl): S409–412. DOI: 10.1097/CCM.0b013e31818a7fbf.
- [28] Auger F, Gueerero JM, Hilairnet M, et al. Introduction to the special section on industrial applications and implementation issues of the Kalman filter [J]. *IEEE Trans Industr Electron*, 2012, 59 (11): 4165–4168. DOI: 10.1109/TIE.2012.2194411.
- [29] Rheinberger K, Baubin M, Unterkofler K, et al. Removal of resuscitation artefacts from ventricular fibrillation ECG signals using Kalman methods [J]. *Comput Cardiol*, 2005, 32: 555–558. DOI: 10.1109/CIC.2005.1588161.
- [30] Amann A, Klotz A, Niederklapfer T, et al. Reduction of CPR artifacts in the ventricular fibrillation ECG by coherent line removal [J]. *Biomed Eng Online*, 2010, 9: 2. DOI: 10.1186/1475-925X-9-2.
- [31] Silva I, Lee J, Mark RG. Signal quality estimation with multichannel adaptive filtering in intensive care settings [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, 59 (9): 2476–2485. DOI: 10.1109/TBME.2012.2204882.
- [32] Sanei S, Lee TK, Abolghasemi V. A new adaptive line enhancer based on singular spectrum analysis [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, 59 (2): 428–434. DOI: 10.1109/TBME.2011.2173936.
- [33] Krasteva V, Jekova I, Dotsinsky I, et al. Shock advisory system for heart rhythm analysis during cardiopulmonary resuscitation using a single ECG input of automated external defibrillators [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38 (4): 1326–1336. DOI: 10.1007/s10439-009-9885-9.
- [34] Babaeizadeh S, Firoozabadi R, Han C, et al. Analyzing cardiac rhythm in the presence of chest compression artifact for automated shock advisory [J]. *J Electrocardiol*, 2014, 47 (6): 798–803. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2014.07.021.
- [35] Kwok H, Coult J, Drton M, et al. Adaptive rhythm sequencing: A method for dynamic rhythm classification during CPR [J]. *Resuscitation*, 2015, 91: 26–31. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2015.02.031.
- [36] Gong Y, Gao P, Wei L, et al. An enhanced adaptive filtering method for suppressing cardiopulmonary resuscitation artifact [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, DOI: 10.1109/TBME.2016.2564642.
- [37] 吴黎明. 高质量心肺复苏: 探索与挑战 [J]. *中华危重病急救医学*, 2013, 25 (11): 642–645. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2013.11.002. Wu LM. High-quality cardiopulmonary resuscitation: exploration and challenges [J]. *Chin Crit Care Med*, 2013, 25 (11): 642–645. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2013.11.002.

(收稿日期: 2017-06-19)