

可穿戴电子服装中织物电极的研究进展

肖学良, 董科, 何文涛, 王霞, 吴美桥, 其美拉珍

(江南大学 纺织服装学院, 江苏 无锡 214122)

摘要:针对织物电极在可穿戴电子服装中的应用要求,分别介绍当前织物电极的材料和结构类型,分析织物电极材料和结构参数对心电信号采集稳定性的影响,总结织物电极的使用原理以及信号采集稳定性和舒适性之间的关系,展望未来可穿戴电子服装中织物电极的应用前景和发展方向。

关键词: 织物电极;可穿戴电子服装;心电信号;舒适性;稳定性

中图分类号: TS 101.8 **文献标志码:** A **文章编号:** 2096-1928(2017)01-0001-06

Research Progress of Electrodes in Wearable Electronic Garments

XIAO Xueliang, DONG Ke, HE Wentao, WANG Xia, WU Meiqiao, Qimeilazhen

(School of Textile and Clothing, Jiangnan University, Wuxi 214122, China)

Abstract: Wearable electronic garment is a kind of platform for monitoring people's biosignals. Textile electrode is one of the most important sensors in the garment, and it attracts most attentions in recent years. Because of soft, permeable, attachable, nontoxic, wearable, and real-time for monitoring, textile electrode is becoming more and more popular in human health area. In this article, on the basis of the garment's requirement for textile electrodes, the most advances of textile electrodes were reviewed, including their materials, structures and assembly style. The effect of such parameters on biosignals monitoring was analyzed, and the working principle of different textile electrodes and the relationship of signal stability and comfortability were obtained. Finally, a future development of textile electrode is prospected for specific applications and directions.

Key words: textile electrode, wearable electrode garment, biosignals, comfortability, stability

近几年,人类慢性病(如心脑血管疾病)患者比例不断增加,导致意外猝死事件频发。为了解慢性病的积累程度,患者需在医院进行生理信号的长期监测,导致医院内(如心电、B超等监测部门)挂号和就诊等待时间长和排队拥挤等。为了缓解该现象,现代医疗的新理念是让慢性病的监测从医院走向社区和家庭,患者在家中按需监测,通过物联网技术将生理信号传送到医院,医生则根据信号及时给出诊疗建议。该思路极大地推动了可穿戴电子服装的研发^[1],也推动了其在深潜、军事、航天、消防等领域的应用研究。电子服装结合了纺织服装

技术、微电子技术、通信技术和云技术,可长期监测人体生理信号,能在紧急病情发生前预警,使患者第一时间得到救助。

信号采集电极作为电子服装的传感材料,早期多采用粘贴式电极(核心成分为Ag/AgCl),检测时需将电极与皮肤间涂抹导电膏。但是导电膏易干,不适合长时间监测,连续使用也会造成皮肤过敏瘙痒或发炎^[2]。

织物电极是一种可长时间监测生理信号的柔性干电极。它采用纺织加工技术将导电材料加工成功能性面料,可采集皮肤表面的微弱电势(生物

收稿日期:2016-11-26; 修订日期:2016-12-20。

基金项目:江苏省自然科学基金项目(BK20160157);江苏省政策引导类计划(产学研合作)项目(BY2016022-07);国家级大学生创新训练计划项目(201610295020)。

作者简介:肖学良(1984—),男,副教授,硕士生导师。主要研究方向为智能纤维材料及其复合结构。

Email: xiao_xueliang@jiangnan.edu.cn

电信号)。与湿电极相比,织物电极更适合长时间监测生理信号。文中综述了可穿戴监测系统中织物电极的材料、结构和性能的研发情况,并对其舒适性和监测信号稳定性的关系进行相应分析。

1 织物电极材料

传统的 Ag/AgCl 凝胶电极如图 1 所示。织物电极可代替传统的 Ag/AgCl 电极,通过无线传输技术,可以实现穿戴、长期、连续、无扰地监测生理信号。相比凝胶电极,织物电极的优点在于它的穿戴性、柔软性、透气性、舒适性和采集实时性,以及它给监护对象带来的良好体验。



图1 Ag/AgCl 电极及其复合导电凝胶的织物电极

Fig.1 Ag/AgCl electrode and its textile composite electrode

织物电极的材料一般可分为极化金属、非极化金属、聚合物镀层金属、导电聚合物、纳米级有机硅和碳黑等材料^[3]。目前,研究热点包括新型导电聚合物(改性高分子聚酰亚胺)、微型贵金属、石墨烯、改性导电橡胶、干泡沫电极等。就织物电极而言,新型导电聚合物最易织成电极结构,同时因其柔性、轻质、可编织性强等优点引起人们的关注。导电聚合物按照结构和制备方法不同,可分为复合型、离子型和结构型。3种结构类型因材质和结构不同,导电能力差异较大^[4]。

另外,聚吡咯/棉织物电极与目前常见的多孔碳材料涂层电极相比,不仅具有无可比拟的柔性和力学性能,而且还有质轻、低成本和无毒性的特点,并具有较高的电导率,可以满足织物电极柔性可穿

戴的要求。例如,岳彬彬^[5]利用普通的棉织物,通过原位化学聚合(CP)、气相沉积聚合(CVD)及界面聚合,制备了聚吡咯涂层织物,在反复高强度拉伸后,聚吡咯涂层织物依然能保持较高的电化性能,能够适合人体运动时的拉伸,实现织物电极柔化、轻质化,可应用于可穿戴监测电子服装。

丁辛等^[6]采用先化学合成再电化学镀的方法,在织物表面基底涂覆聚吡咯导电层,制备了一种用于采集心电信号织物电极,这种织物电极具有良好的导电性能,且具有良好的柔软透气透湿的性能,可直接与监测对象的皮肤表面接触,进行长期的心电采集。

对于某些织物电极,多采用导电材料和常规纺织材料的复合结构,或是将导电材料通过各种涂镀工艺附着在纱线上或印染到织物上,其中后者复合结构所用材料包括基底材料和导电材料两个部分。常用的基底纤维材料包括动植物纤维及部分化学纤维。化学纤维中的腈纶、丙纶等由于吸湿性、舒适性、尺寸稳定性等较差的原因,并不适合作为基底;而化学纤维中的涤纶纤维及其织物抗皱性好、弹性好、耐磨、吸湿性差、易洗快干、不易虫蛀和霉烂,反而适合作为导电织物的基底材料。同样适合做基底材料的还有尼龙长丝、黏胶纱、棉、碳纳米管、聚乙烯、聚酰胺等纤维^[7]。对于导电部分的材料,则需要根据基底材料进行选择,如尼龙长丝一般采用镀银,黏胶纱一般与30%的不锈钢长丝做包芯纱,导电织物镀铜,涤纶与不锈钢丝混纺,碳纳米管涂覆 Ag/AgCl,聚乙烯沉积钛和铜,聚酰胺等化纤镀银等^[8]。

2 织物电极结构

织物电极多采用导电材料和常规纺织材料的交织结构,或者将导电材料通过各种涂镀工艺附着在纱线或印染到织物上,从而形成各种类型的织物电极。

2.1 常见织物电极组装形式

织物电极根据制造方法和结构不同,所得织物电极性能也不同。Catrysse 等^[9]采用不锈钢长丝制作如图 2 所示的针织结构电极。该电极优点是不刺激皮肤,并且能够集成在服装中,缺点为织物和皮肤界面有较大的阻抗,造成心电信号采集过弱或不稳定。另外,针织面料在制造过程中易出现卷边和脱边,并且在使用过程中,变形较大,受应力时,电阻率也会发生变化,导致心电信号不稳定。

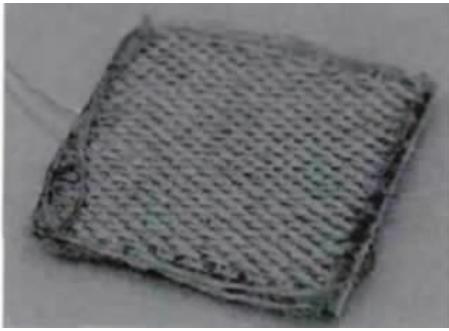


图 2 不锈钢针织物柔性电极

Fig. 2 Soft electrode made by steel fiber knitted fabric

黄国胜^[10]将其碳纤维导联线铺覆于导电水凝胶上,再利用无纺布通过按压使三者贴合,发明了一种一次性的心电监测电极。何基伟等^[11]研发了一种非接触式心电传感器及其可穿戴式多通道心电采样内衣。在该内衣中,通过孔、屏蔽环、屏蔽层形成了三维屏蔽腔,其在日常的电磁环境干扰下,能够采集到优异的心电信号。

蔡仁钦等^[12]设计了一种新型的心电监护电极片。其将导电弹性体置于防黏膜的凹腔内,表面与感应极片连接。导电弹性体采用凸出的海绵块浸渍导电膏,相比传统的涂覆导电膏,其成本降低,导电性能提高。瞿斌等^[13]发明了一种新型的导电水凝胶电极材料,该电极以聚合物为主体,配以去离子水、电解质、保水剂等复合而成。其在使用时表现出优异的生物相容性,对皮肤黏性强,环境稳定性好,导电性能优异。

陈佳品等^[14]以石墨烯为基底,将金属种子层置于金属电极和柔性石墨烯基底之间,电极引线连接金属电极于柔性基底。电极之间呈冠状排列,增加了与皮肤的接触面积,使得心电信号采集稳定性增强;同时由于其质地柔软、可弯曲,故可适应不同体型的人。吴伟等^[15]发明了相似的电极结构,同时把几种电极串联起来,直接用于贴肤性穿戴,一次性完成十二导联的测试和监测。

Zieba 等^[16]设计了一种用于心电监测的穿戴系统,如图 3 所示的该系统的电极为镀银导线的机织面料,电极内部采用弹性填充海绵。

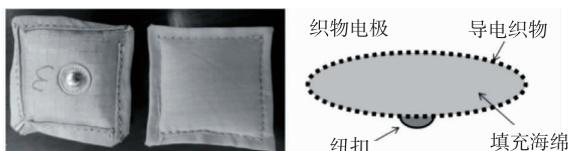


图 3 机织纺织结构电极简化模型

Fig. 3 Electrode model of woven fabric

图 3 中的电极能够较好地与皮肤贴在一起,镀银的纱线提高了电极的信息传导性,且长期佩戴也

不会刺激皮肤。

织物电极的导电面料按照织造方法通常可以分为 4 类结构形式:机织、针织、非织造还有其他织物。图 4 为不同织物电极的面料形貌。

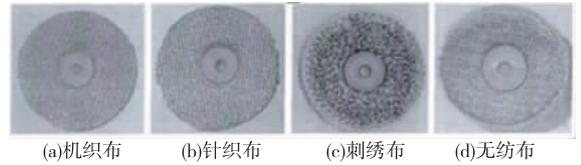


图 4 织物电极面料

Fig. 4 Textile electrodes

2.2 机织结构的织物电极

机织结构的织物电极是利用经纬导电纱线交织而成,结构稳定,均匀性和一致性较高。郭维^[17]采用镀银涤纶长丝作为机织结构的导电纤维,并在机织结构面料内包裹海绵,利用海绵弹力确保导电布与皮肤的充分接触;同时在外圈应用硬海绵和支撑垫进一步提高织物电极的支撑力,减缓穿戴过程中的冲击。织物电极的结构及实物如图 5 和图 6 所示。

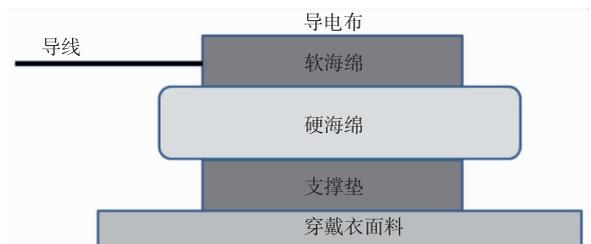


图 5 织物电极的结构

Fig. 5 Structure illustration of a woven electrode



图 6 织物电极实物

Fig. 6 A real woven electrode

另外,机织结构的织物电极可以机织物为底层,通过涂镀导电材料的工艺制得。如张经纬^[18]通过电化学聚合的方法,复合制成了聚吡咯/棉织物心电电极,用于测量人体在静态时的心电信号。李惠芝等^[19]研究了不同机织结构参数对聚吡咯织物的导电性能影响。其选用 37 tex 涤棉短纤纱,通过

改变织机的卷曲速度及纬密制备了 4 种不同纬密的平纹织物、透孔组织织物和 1/3 右斜纹织物。通过化学氧化合成法在织物上复合导电材料。研究发现, 织物纬密度或线密度越大, 织物表面比电阻越小, 导电性能越强; 超过临界值后, 导电性能则会下降。

张辉等^[20]设计了一种柔性无线生物电电极, 包括机织结构的导电层, 黏性层, 柔性层及导电件, 导电件穿过柔性层和黏性层与导电层连接, 导电层是由若干导电纱线以机织结构织造而成, 机织导电面料粘附在黏性层上, 信号收集与发射装置置于柔性层上并与导电件连接, 这种设计避免了纺织穿梭过程中对纱线表面导电层的磨损, 确保电极具有良好的导电性能, 降低信号的衰减, 增加柔性电极的可穿戴性。

机织结构的织物电极还可以通过提花工艺获得。韩国延世大学^[21]利用贾卡提花织机, 采用双面组织结构制得机织提花组织的织物电极, 用以检测人体的生理信号。该织物选用 82.5 dtex/36 f 和 S 捻的涤纶长丝作为经纱, 镀银纱线作为纬纱制得底层, 再用镀银纱线在底层上织造传感层, 这样镀银纱线就行成了双层结构, 该机织提花结构的织物电极尺寸为 50 mm × 50 mm。

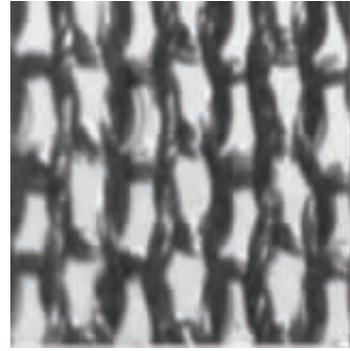
2.3 针织结构的织物电极

针织物在使用过程中由于受到反复拉伸会出现松懈变形、起毛钩丝等问题, 因此这类织物电极的信号采集也会受到影响。另外, 在织造针织电极时, 可以采用织物涂敷导电材料的方式, 也可通过导电纱线与其他材料织造获得织物电极。

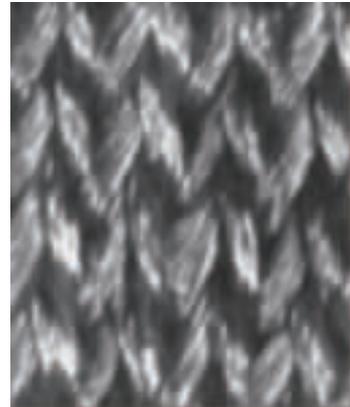
杨旭东等^[22]研发出一种针织绒毛柔性心电电极, 克服了现有的柔性纺织织物心电电极不能与皮肤稳定接触, 以及由于角质层生长引起的接触阻抗增大的问题, 并且能够有效避免由导电膏引起的皮肤过敏。

刘焯^[23]应用涂碳纤维及其导电复合丝线选用纬平组织和 1 + 1 罗纹结构制得针织结构的织物电极。研究发现, 1 + 1 罗纹组织较纬平组织的稳定性好; 但模拟水洗过程时, 发现随着水洗次数的增加, 整体电阻增加, 并且电阻变化越来越不稳定。王金凤等^[24]通过纬编方式制得 4 种如图 7 所示的织物电极。比较 4 种织物电极采集生理信号的灵敏度, 发现竖条纹双罗纹针织结构采集信号的灵敏度高于横条纹双罗纹针织物, 又高于镀银纱纬平针织物; 并且从双罗纹电阻重复性看出, 其满足传感器重复性与稳定性的要求, 可以用于开发对心跳、呼

吸等信号以及心肺功能的监测装置。



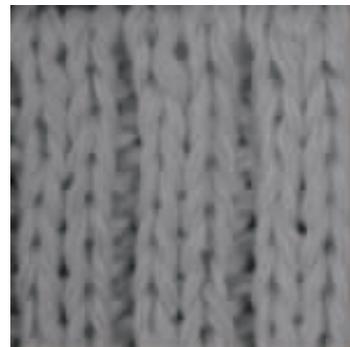
(a) 镀银纱纬平针织物



(b) 镀银纱氨纶双纱交织纬平针织物



(c) 镀银纱与羊毛纱横条双罗纹针织物
(1, 2路羊毛纱, 3, 4路为镀银纱)



(d) 镀银纱与羊毛纱竖条纹双罗纹针织物
(1, 3路为羊毛纱, 2, 4路为镀银纱)

图 7 4 种针织结构的织物电极

Fig. 7 Four knitted structure of textile electrodes

2.4 非织造结构的织物电极

非织造结构材料具有良好的断裂强度、断裂伸长等力学性能,生产流程短、成本低,因此应用较为广泛。许凤凤等^[25]采用了磁控溅射法,在非织造布的表面形成一层沉积纳米银薄膜使非织造布可以导电,用于制造织物传感器。该结构织物的纳米银薄膜与基片结合好,且薄膜具有纯度高、致密性好、成膜均匀、织物电极无化学污染等特点。

Ninane 等^[26]设计了一种非织造结构的织物电极,可对人体生理信号进行长期监测,这种电极采用多层三维结构,具有优越的亲水性,能够储存一定量的溶液,在挤压时浸出润湿皮肤和电极的接触面,降低了电极与皮肤界面的阻抗。KANG 等^[27]通过手工绘制或丝网印刷的方法,在非织造布的表面形成导电线路和导电层,制得了非织造活性电极,结果表明,该类活性电极透气性提高,贴肤性设计方面更为灵活。

2.5 刺绣结构的织物电极

采用刺绣方式织造织物电极较为灵活方便。彭晓慧等^[28]按照设计的结构将镀银纤维通过刺绣方式制得了织物电极,并作为呼吸监测的压力传感器。此外,为了提高传感器的灵敏度和重复性,还可将接触电阻串联起来,并在接触点涂覆硅胶,具体如图8所示。在制作过程中,选用11.1 tex的镀银长丝纱经合股加捻制备成传感材料(18根/股,两股合捻,股线捻度8捻/dm),缝在6 cm × 6 cm的涤纶基布上。经试验证明该电极具有生理信号采集的可行性。

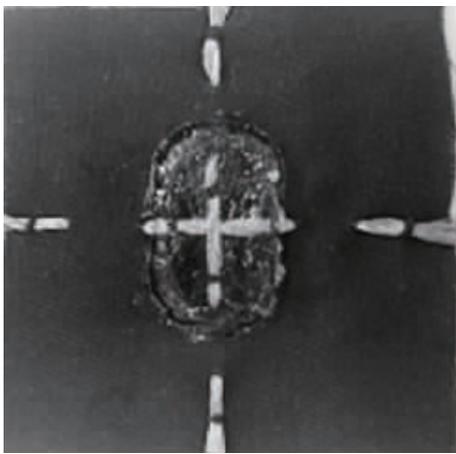


图8 涂覆硅胶的刺绣型织物电极样本

Fig. 8 Embroidered fabric electrode covered with silica gel

ZHANG H 等^[29]以镀银纱电镀制备得到的 Ag/AgCl 复合纱线作为传感材料,采用刺绣毛圈的结构

制得毛圈高3 cm,针距1 mm,直径3 cm的圆形织物电极。其优点是毛圈结构可以穿过体毛,贴肤性更好,能够更为精准地测得生理信号,且在使用过程中无需对皮肤进行处理。另外,该类毛圈结构的织物电极在与外部连接过程中,采用织物电极中间钉上电极扣,公扣与母扣相连实现了电极的可拆卸性。

3 结语

对比传统医用电极,织物电极从材料和结构的角度分析,具有柔软性、透气性、稳定性、舒适性和可长期穿戴性等特点,因此在人体生理信号监测的应用中起着越来越重要的作用^[30]。随着微电子技术和信息技术的迅猛发展,纺织传感必将成为生命健康的材料和技术研究热点。

参考文献:

- [1] 裴飞霸,尹军,张和华,等. 可穿戴式健康监测系统研究与展望[J]. 中国医疗器械杂志, 2015, 39(1): 40-43.
CHANG Feiba, YIN Jun, ZHANG Hehua, et al. The research and expectation on wearable health monitoring system[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2015, 39(1): 40-43. (in Chinese)
- [2] 秦路丹,李明哲,李广利,等. 银-氯化银柔性脑电电极的制备及其评价[J]. 分析科学学报, 2016, 32(4): 445-450.
QIN Ludan, LI Mingzhe, LI Guangli, et al. Preparation and evaluation of flexible silver/silver chloride EEG electrodes [J]. Journal of Analytical Science, 2016, 32(4): 445-450. (in Chinese)
- [3] Hoffmann K P, Ruff R. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring [C]//29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon, France: IEEE, 2007: 5740-5742.
- [4] 刘敏. 智能型柔性传感器的导电性与响应性能研究[D]. 上海: 东华大学, 2009.
- [5] 岳彬彬. 可拉伸超级电容器电极用聚吡咯涂层织物的研究[D]. 上海: 东华大学, 2013.
- [6] 丁辛,周云,张经纬,等. 一种用于测试心电信号的纺织电极的制备方法: 103462602B[P]. 2015-07-08.
- [7] 鲁莉博,张辉,谢光银. 纺织结构柔性心电电极研究进展[J]. 合成纤维, 2015, 44(11): 34-38.
LU Libo, ZHANG Hui, XIE Guangyin. Research progress of the textile-structured flexible ECG electrodes [J]. Synthetic Fiber in China, 2015, 44(11): 34-38. (in Chinese)
- [8] 孟妍,郑刚,戴敏. 可穿戴式心电信号采集电极的研究

- [J]. 天津理工大学学报, 2014, 30(5): 22-25.
- MENG Yan, ZHENG Gang, DAI Min. The research of wearable ECG signal collection electrodes [J]. Journal of Tianjin University of Technology, 2014, 30(5): 22-25. (in Chinese)
- [9] Catrysse M, Puers R, Hertleer C. Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit [J]. Sensors and Actuators a Physical, 2004, 114(2-3): 302-311.
- [10] 黄国胜. 采用碳纤维导联线的一次性心电图监护电极的生产方法: 103239226A [P]. 2013-08-14.
- [11] 何基伟, 雷洋, 常亮, 等. 非接触式心电传感器及其可穿戴式多通道心电采样内衣: 205268157U [P]. 2016-06-01.
- [12] 蔡仁钦, 张俊林, 胡帅领, 等. 一种心电图监护电极片: 204072086U [P]. 2015-01-07.
- [13] 瞿斌. 一种导电水凝胶和导电水凝胶卷材及其制备方法: 105153359A [P]. 2015-12-16.
- [14] 陈佳品, 孟莹, 李振波, 等. 基于石墨烯的柔性冠状心电图电极及其制备方法: 102920452A [P]. 2015-02-13.
- [15] 吴伟. 一种便携式心电图电极片: 103222865B [P]. 2015-01-21.
- [16] Zieba J, Frydrysiak M, Tesiorowski L. Textronic clothing to ECG measurement [J]. Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011, 1(2): 559-563.
- [17] 郭维. 穿戴式人体生理参数检测系统的研究与实现 [D]. 长春: 吉林大学, 2012.
- [18] 张经纬. 聚吡咯/棉织物心电图电极的研制 [D]. 上海: 东华大学, 2014: 19-29.
- [19] 李惠芝. 织物结构参数对导电织物导电率的影响研究 [D]. 上海: 东华大学, 2014.
- [20] 张辉, 柳贵国. 一种柔性无线生物电电极系统: 204207743U [P]. 2015-03-18.
- [21] SONG H Y, LEE J H, KANG D. Textile electrodes of jacquard woven fabrics for bio-signal measurement [J]. Journal of the Textile Institute, 2010, 101(8): 758-770.
- [22] 杨旭东, 周云, 代兴玉, 等. 一种刺绣绒毛柔性心电图电极: 104523267A [P]. 2015-04-22
- [23] 刘焘. 涂碳纤维导电针织物 [D]. 杭州: 浙江理工大学, 2011.
- [24] 王金凤, 龙海如. 基于导电纤维针织物的柔性传感器研究 [J]. 纺织导报, 2011(5): 76-79.
- WANG Jinfeng, LONG Hairu. Research on flexible sensors based on knitted fabric with conductive fiber [J]. China Textile Leader, 2011(5): 76-79. (in Chinese)
- [25] 许凤凤, 魏取福, 孟玲玲. 非织造基磁控溅射纳米银薄膜导电性能的研究 [J]. 化工新型材料, 2012, 40(6): 105-107.
- XU Fengfeng, WEI Qufu, MENG Lingling. Conductivity of silver-coated non-woven fabric deposited by magnetron sputtering [J]. New Chemical Materials, 2012, 40(6): 105-107. (in Chinese)
- [26] Ninane C. Textile electrode: EU10169351.3 [P]. 2010-07-13.
- [27] KANG To. Textile-embedded sensors for wearable physiological monitoring systems [D]. Raleigh: North Carolina State University, 2006: 1-7.
- [28] 彭晓慧, 杨旭东, 胡吉永. 可用于呼吸监测的刺绣型压力传感器的研制 [J]. 东华大学学报(自然科学版), 2014, 40(6): 712-717.
- PENG Xiaohui, YANG Xudong, HU Jiyong. Study on respiration monitoring Piezo-Resistive sensors based on embroidery [J]. Journal of Donghua University (Natural Science), 2014, 40(6): 712-717. (in Chinese)
- [29] ZHANG H, LI W R, TAO X M. Textile-structured human body surface bio-potential signal acquisition electrode [C]//4th International Congress on Image and Signal Processing. Shanghai: Donghua University, 2011: 2792-2797.
- [30] 岳蜀华, 王美涵, 郭飞, 等. 可穿戴式无线心电图监测仪的研究现状 [J]. 生物医学工程与临床, 2006, 10(4): 262-264.
- YUE Shuhua, WANG Meihan, GUO Fei, et al. Present status of wearable wireless ECG [J]. Biomedical Engineering and Clinical, 2006, 10(4): 262-264. (in Chinese)

(责任编辑: 邢宝妹)