

# 基于心电信号采集的监护服用电子织物研究

王慧玲, 唐虹, 高强, 张士兵, 刘腾, 谢浩月

(南通大学纺织服装学院, 江苏南通 226019)

**摘要:** 为实现心电信号的长期穿戴式监测, 开发出耐用性能较优的柔性智能纺织品, 以棉针织物为基体材料, 选用 280 D 镀银导电缝纫线经缝制法制备电子织物。通过正交实验设计, 采集在不同缝制参数下电子织物的心电信号, 并与临床医用心电进行对比, 分析电子织物心电信号的可靠性。并对电子织物导电性、拉伸性、耐磨性和耐水洗性等性能测试。采用 Borda 数法综合平衡了电子织物的心电信号采集效果及耐用性能, 为基于心电信号采集的监护服用电子织物的优化提供基础。

**关键词:** 电子织物; 缝制参数; 正交设计; 心电信号; 耐用性

中图分类号: TS101.8

文献标志码: A

文章编号: 1001-7003(2018)09-0057-05

引用页码: 091109

## An investigation of electronic fabrics for monitoring clothing based on ECG signal acquisition

WANG Huiling, TANG Hong, GAO Qiang, ZHANG Shibing, LIU Teng, XIE Haoyue

(School of Textile and Clothing, Nantong University, Nantong 226019, China)

**Abstract:** In order to achieve the long-term wearable monitoring of ECG (electrocardiogram) signals and develop soft and smart textiles with excellent durability, electronic fabrics were prepared by using cotton knitted fabric as the base material and 280 D silver-plated conductive sewing thread. Through orthogonal experimental design, ECG signals of electronic fabric under different sewing parameters were gathered and compared with clinical medical ECG to analyze the feasibility of ECG signal. Then, tests of the conductivity, tensile property, abrasion resistance and water washing resistance of electronic fabric were carried out. Borda method was used to balance the acquisition effect of ECG signal and the durability performance of the electronic fabric. This paper provides a basis for the optimization of the electronic fabric based on the ECG signal acquisition.

**Key words:** electronic fabric; sewing parameter; the orthogonal design; ECG signal; durability

伴随着老龄化社会的到来, 慢性病患者等特殊人群数量的不断增多, 据《中国心血管病报告 2017》显示, 中国心血管疾病的患者约有 2.9 亿人, 死亡率远高于包括癌症、艾滋病在内的其他重大疾病, 由于心血管疾病发病具有长期性、累积性和偶发性特征, 这就势必要求未来医疗将向日常的健康监测预防转变<sup>[1-2]</sup>, 而基于心电信号采集的监护服可以实现低生

理、心理负荷下的实时监控, 在医疗卫生领域存在较大的应用前景。

电子织物“隐”于服装之中, 整个织物系统可收集敏感信息、监测环境事件并借助无线信道将数据传送到外部网络, 以供进一步计算处理, 被广泛应用于运动监测、健康监护和国防军事等领域<sup>[3]</sup>。但是国内外对监护服用电子织物的研究仍很匮乏, 目前电子织物的制备方法主要有化学制备法、编织法和缝制法等<sup>[4]</sup>。化学制备法主要是在织物表面涂敷导电石墨烯, 但是不耐水洗易脱落, 导电性能下降, 涂层掉落之后影响穿着舒适性; 编织法通过将导电纤维或纱线通过机织、针织或者非织造的方式直接编织成电子织物, 加工路线长、工艺复杂; 缝制法将导电缝纫线直接缝制到纺织品中, 具有加工方法简单,

收稿日期: 2018-01-02; 修回日期: 2018-06-26

基金项目: 江苏省高等学校自然科学研究重大项目 (17KJ540001); 南通大学纺织服装学院研究生自主创新项目 (FZ201609)

作者简介: 王慧玲 (1993—), 女, 硕士研究生, 研究方向为服装舒适性与功能性。通信作者: 唐虹, 教授, tang. h@ntu.edu.cn。

灵活多变等优点,但存在缝纫线与织物分离、手感变硬、不耐水洗等问题,需要通过缝制参数的合理设定来改善电子织物的性能<sup>[5]</sup>。本文通过制备心电监护用电子织物,改变其缝纫参数,优化工艺,实现了心电信号的长期穿戴式监测。

## 1 实验

### 1.1 导电纱线

选用导电纱线运用最广的金属导电纱线和复合导电纱线进行相关预实验,对铜丝包芯纱、不锈钢纤维、尼龙掺碳丝和 280 D 镀银导电缝纫线进行电阻、摩擦 20 次后电阻和水洗 20 次后电阻的测量,比较摩擦和水洗前后各纱线导电性。预实验表明,铜丝包芯纱电阻值明显增大,不锈钢纤维导电纱破损断裂,尼龙掺碳丝的电阻值异常增大。因此,这三种均不适合作为缝制法导联线,而镀银导电线电阻值变化稳定,是缝制法制备电子织物的最佳选择。

### 1.2 仪器

UT61E 自动量程数字万用表(苏州秦世电子经营部),FAST-3 拉伸仪(上海罗中科技有限公司),YG(B)522 型织物耐磨仪(温州市大荣纺织仪器有限公司),XQB50-M1268 自动洗衣机(海尔集团)和 HD101A 型电热鼓风烘箱(吴江市亚邦电热科技有限公司)。

### 1.3 缝制参数正交设计

采用曲折缝的线迹使面料的延展性达到 70% 以上<sup>[6]</sup>,如图 1 所示。

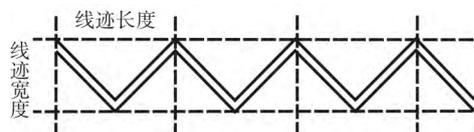


图 1 缝纫线迹  
Fig. 1 Sewing stitch

缝制因素有面线张力、线迹长度、宽度等<sup>[7]</sup>,按上述因素各取 3 个水平进行正交实验设计,见表 1。分别沿织物经纬向按 1 cm 的间隔平行缝制多条线迹,制备 9 种电子织物。

表 1 正交设计方案

Tab. 1 Orthogonal design

水平	面线张力/N	线迹长度/mm	线迹宽度/mm
1	0.10	1.5	3
2	0.15	2.5	5
3	0.20	3.5	7

### 1.4 心电信号采集

如图 2 所示的 3 导联心电监测是目前家庭及个人便携式心电监护仪的常用方法<sup>[8]</sup>。

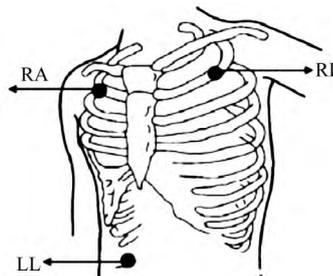


图 2 三导联位置示意

Fig. 2 Location of three lead

心电监护服采用 STM32 单片机、AD8232 心电信号调理电路和 HC-06 蓝牙模块自制的 ECG 采集系统连接,接口对采集到的心电图的特征值进行信号分析,实验被测人员为 25 岁身高 175 cm 标准男性体<sup>[9]</sup>。心电监护服款式如图 3 所示。

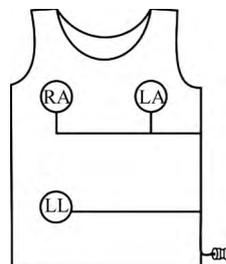


图 3 心电监测服款式

Fig. 3 Design diagram of ECG monitoring clothing

### 1.5 性能测试

电学性能指标所有测试均在温度 20 °C、相对湿度 60% 的恒温恒湿室完成。电子织物电学性能指标有表面比电阻( $\Omega$ ),按下式计算:

$$P = \frac{R_s L}{b} \quad (1)$$

式中:  $P$  为织物表面比电阻,  $\Omega$ ;  $R_s$  为两电极间材料的表面电阻,  $\Omega$ ;  $L$  为电极宽度, m;  $b$  为电极距离, m。

耐用性指标有:

1) 伸长率(%): 参照 GB/T 3923.2—2013《纺织品 织物拉伸性能第 2 部分断裂强力的测定》的执行标准;

2) 摩擦损失率(%): 参照 FZ/T 01121—2014《纺织品 耐磨性能试验 平磨法》的执行标准,摩擦圈数 70 转;

3) 水洗缩率(%): 参照 GB/T 8629—2001《纺织品 试验用家庭洗涤和干燥程序》的执行标准,洗涤 20 次。

## 2 结果与分析

### 2.1 心电采集效果分析

正常心电波形如图 4 所示,包括 QRS 波群、P 波和 T 波<sup>[10]</sup>。

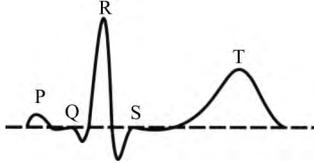


图 4 心电波形示意

Fig. 4 Schematic diagram of electrocardiogram

经实时心电数据采集,得到一种医学心电图,如图 5 所示。

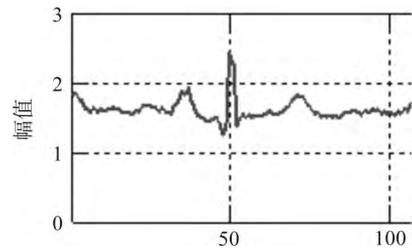


图 5 医学心电信号示意

Fig. 5 Medical electrocardiogram

采集的 9 种织物心电图,如图 6 所示。由图 6 可知 9 种织物心电采集均能得到完整的心电图,各波形清晰可见,但与医学心电图对比存在着波形、噪音、电压等差异。

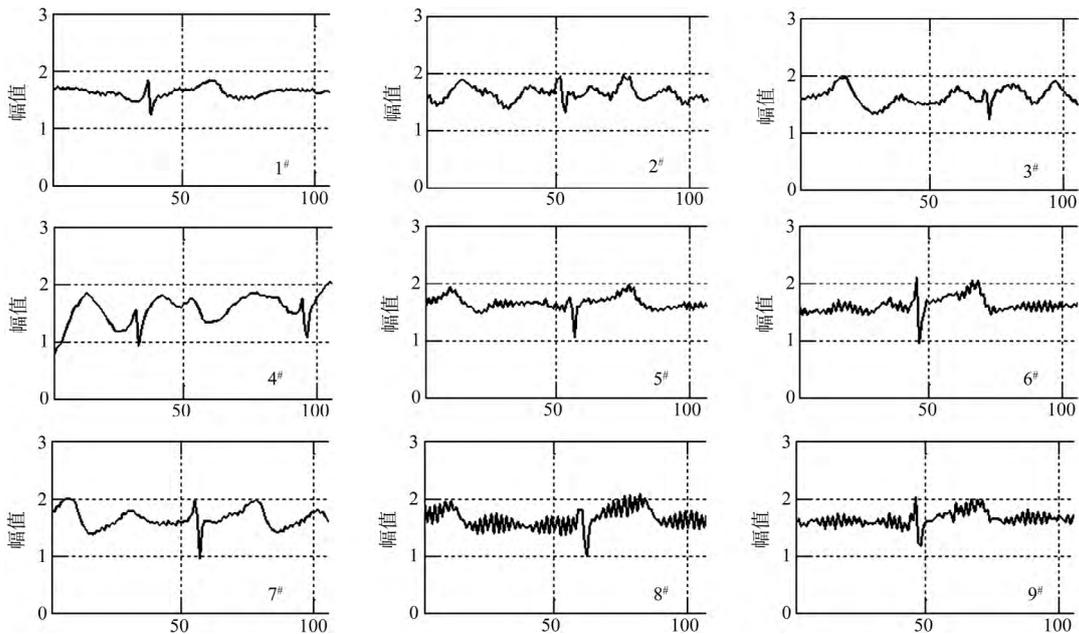


图 6 9 种织物心电信号示意

Fig. 6 ECG of 9 kinds of electronic fabrics

为了进一步比较不同缝制参数下心电采集效果的差异,需要对织物心电图的特征值进行分析,如表 2 所示。

表 2 心电信号特征值

Tab. 2 Electrocardiosignal eigenvalues

心电信号	R/V	S/V	QRS/s	噪音/V	电压/V
医学心电	2.531	1.223	0.027	0.031	1.308
1#	1.902	1.298	0.025	0.046	0.875
2#	1.931	1.310	0.022	0.054	0.621
3#	1.886	1.307	0.023	0.065	0.879
4#	1.927	1.076	0.025	0.045	0.951
5#	1.919	1.089	0.023	0.087	0.679
6#	1.924	0.973	0.021	0.164	0.651
7#	2.067	1.066	0.025	0.035	0.893
8#	1.860	0.943	0.020	0.305	0.637
9#	1.850	1.070	0.022	0.195	0.860

从表 2 可以看出,与医学心电图对比,9 种织物心电特征值有不同程度的差异。其中有关波形变化的 S 点、QRS 波群和 R 点的特征值差异不明显,与医学心电图基本一致;而噪音变动幅度很大,高低差异近 10 倍,噪音幅度越小,心电采集效果越好;电压幅度与标准医用心电相比整体上也有一定的变动,电压幅度越大,心电信号越强。

### 2.2 性能测试分析

9 种电子织物导电性与耐用性测试结果见表 3。

由表 3 可以看出,经缝制后 9 种织物的表面比电阻值在 100 ~ 150  $\Omega/m$ ,导电的稳定性较好;伸长率变化集中在 20% 左右,9 种织物都有较好的延展性,可穿性强;织物经磨损后重量损失率小于 9.5%,有较

表3 电子织物导电性与耐用性测试

Tab. 3 Conductivity and durability test of electrical fabric

试样	表面比电阻/ ( $\Omega \cdot m^{-1}$ )	伸长率/ %	摩擦损失率/ %	水洗缩率/ %
1 <sup>#</sup> (A <sub>1</sub> B <sub>1</sub> C <sub>1</sub> )	127.25	22.26	8.69	2.85
2 <sup>#</sup> (A <sub>2</sub> B <sub>1</sub> C <sub>2</sub> )	133.17	18.79	5.74	6.89
3 <sup>#</sup> (A <sub>3</sub> B <sub>1</sub> C <sub>3</sub> )	142.23	18.74	3.10	5.75
4 <sup>#</sup> (A <sub>1</sub> B <sub>2</sub> C <sub>2</sub> )	122.21	18.89	7.84	7.18
5 <sup>#</sup> (A <sub>2</sub> B <sub>2</sub> C <sub>3</sub> )	127.56	20.83	6.96	6.06
6 <sup>#</sup> (A <sub>3</sub> B <sub>2</sub> C <sub>1</sub> )	110.89	12.45	9.38	3.51
7 <sup>#</sup> (A <sub>1</sub> B <sub>3</sub> C <sub>3</sub> )	120.34	18.59	7.22	5.26
8 <sup>#</sup> (A <sub>2</sub> B <sub>3</sub> C <sub>1</sub> )	100.25	16.30	3.76	2.69
9 <sup>#</sup> (A <sub>3</sub> B <sub>3</sub> C <sub>2</sub> )	113.43	20.49	5.45	5.54
均值	121.91	18.59	7.57	5.08

好的耐磨能力; 织物水洗缩率在 7.5% 以内, 不影响日常穿着。

### 2.3 优化与分析

综合电子织物导电性与耐用性, 本文将 9 种试样的团体  $X = \{ \text{噪音幅度, 电压幅度, 电阻, 拉伸率, 重量损失率, 水洗缩率} \}$ , 分别将论域  $U = \{ U_1, U_2, U_3, U_4, U_5, U_6, U_7, U_8, U_9 \}$  中的元素排成从优到劣的线性序或偏序等即意见, 计算论域中每个元素的 Borda 数<sup>[11-12]</sup>。为使决策结果更加切合实际, 采用加权计算如下:

$$B(X) = \sum_{i=1}^9 W_i(X) B_i(X) \quad (2)$$

式中:  $W_i(X)$  为意见  $L_i$  的权系数, 依据特征值法计算得到各指标权重为  $\{ 0.361, 0.255, 0.174, 0.043, 0.102, 0.065 \}$ , 并通过一致性检验具有一定的满意度,  $X \in U, B_i(X)$  表示在序  $L_i$  中于  $X$  的元素个数。

$U$  中元素按 Borda 数大小完成新的排序, 即为决策结果。Borda 数愈大, 该元素综合效果最优。经计算各方案的 Borda 值见表 4。

表4 各方案的 Borda 值

Tab. 4 Borda value of each scheme

$X$	$B_1(X)$	$B_2(X)$	$B_3(X)$	$B_4(X)$	$B_5(X)$	$B_6(X)$	$B(X)$
$U_1$	6	5	3	8	1	7	4.864
$U_2$	5	0	1	4	5	1	2.726
$U_3$	4	6	0	3	8	3	4.114
$U_4$	7	8	4	5	2	0	5.682
$U_5$	3	3	2	7	4	2	3.035
$U_6$	2	2	7	1	0	6	2.883
$U_7$	8	7	5	6	3	5	6.432
$U_8$	0	1	8	2	8	8	3.069
$U_9$	1	4	6	0	6	4	3.297
$W_i$	0.361	0.255	0.174	0.043	0.102	0.065	—

由表 4 可知, 第 7 种组合的合计 Borda 值最大。此组合缝制参数下电子织物的噪音干扰最小, 电压幅度与医用心电最为接近, 心电采集效果最优, 且导电性与耐用性好, 此时的缝制参数面线张力为 0.1 N、线迹长度为 3.5 mm、线迹宽度为 7 mm。

### 3 结论

1) 经缝制法制备的 9 种电子织物都能实现心电信号的采集, 与医学心电对比, 心电波动比较接近, 但噪音和电压存在较大差异, 噪音幅度越小, 心电采集效果越好, 电压幅度越大, 心电信号越强。

2) 经缝制法制备的 9 种织物电阻值稳定, 有较好的延展性, 可穿性强, 织物较耐磨与耐水洗。

3) 采用 Borda 数法综合评价 9 种电子织物的心电图特征值和性能指标, 得出最优缝制参数, 为基于心电信号采集的监护服用电子织物的优化提供基础。

### 参考文献:

- [1] 沈雷, 李仪, 薛哲彬. 智能服装现状研究及发展趋势[J]. 丝绸, 2017, 54(7): 38-45.  
SHEN Lei, LI Yi, XUE Zhebin. Current situation and development trend of intelligent garment [J]. Journal of Silk, 2017, 54(7): 38-45.
- [2] 郭小辉, 黄英, 毛磊东, 等. 可穿戴式电子织物仿生皮肤设计与应用研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(4): 938-944.  
GUO Xiaohui, HUANG Ying, MAO Leidong, et al. Research on the design and application of wearable electronic fabric bionic skin [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(4): 938-944.
- [3] GONG S, LAI D T H, SU B, et al. Highly stretchy black gold E-skin nanopatches as highly sensitive wearable biomedical sensors [J]. Advanced Electronic Materials, 2015, 1(4): 1-7.
- [4] CHOI Y J, LEE J Y, KONG S H. Driver ECG measuring system with a conductive fabric-based dry electrode [J]. IEEE Access, 2018(6): 415-427.
- [5] 李俊, 汪澜. 染整工艺对涤纶导电织物抗静电等性能的影响[J]. 丝绸, 2010(5): 9-13.  
LI Jun, WANG Lan. The effect of dyeing and finishing process on antistatic performance and other properties of conductive polyester fabric [J]. Journal of Silk, 2010(5): 9-13.
- [6] 严妮妮, 张辉, 邓咏梅. 可穿戴医疗监护服装研究现状与发展趋势[J]. 纺织学报, 2015, 36(6): 162-168.

- YAN Nini , ZHANG Hui , DENG Yongmei. Research progress and development trend of wearable medical monitoring clothing [J]. Journal of Textile Research , 2015 , 36( 6) : 162-168.
- [7]沈雷,洪文进. 服装安全设计研究现状与发展趋势[J]. 丝绸, 2014, 51( 1) : 45-49.
- SHEN Lei , HONG Wenjin. Research status and development trend of safety clothing design [J]. Journal of Silk , 2014 , 51( 1) : 45-49.
- [8]MAKINO Y , SHINODA H. Myoelectric pattern measurement on a forearm based on two-dimensional signal transmission technology [J]. Research Gate , 2017 , 37( 4) : 966-969.
- [9]AMFT O. Smart eye glasses , e-textiles , and the future of wearable computing [J]. Advances in Science and Technology , 2017( 10) : 53-64.
- [10]严妮妮,邓咏梅,张辉,等. 心电监护服装结构对监测点位移的影响研究[J]. 丝绸, 2014, 51( 10) : 1-5.
- YAN Nini , DENG Yongmei , ZHANG Hui , et al. Research of effects of ECG monitoring clothing structure on displacement of monitoring points [J]. Journal of Silk , 2014 , 51( 10) : 1-5.
- [11]衣卫京,陶肖明,王杨勇,等. 用于应变测量的柔性导电织物开发[J]. 纺织导报, 2013( 11) : 75-78.
- YI Weijin , TAO Xiaoming , WANG Yangyong , et al. Development of flexible conductive fabric for strain measurement [J]. China Textile Leader , 2013( 11) : 75-78.
- [12]代丽梅,谢春萍,刘新金,等. 莱赛尔纱超大牵伸纺纱工艺的优化[J]. 纺织学报, 2016, 37( 3) : 25-30.
- DAI Limei , XIE Chunping , LIU Xinjin , et al. Process optimization of superhigh draft spinning of Lyocell yarns [J]. Journal of Textile Research , 2016 , 37( 3) : 25-30.