

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2024.01.008

用于心电监测的双层间隔织物干电极制备与表征

刘皓^{1,2}, 王铃铸^{1,2}, 牛鑫^{1,2}, 李卉^{1,2}

(1. 天津工业大学 纺织科学与工程学院, 天津 300387; 2. 天津工业大学 智能可穿戴电子纺织品研究所, 天津 300387)

摘要: 为了解决心电动态采集时信号差的问题,以涤纶间隔织物为基底,采用两步法、氯化工艺制备织物干电极,并对其表面形貌、电化学性能和生物电信号采集性能进行了表征。结果表明,经氯化处理 10 s 的电极具有最优的电化学性能,其阻抗在 0.1 Hz 时为 4 647 Ω ,静态开路电位振幅为 0.114 mV,电压幅度为 1.413 mV。相较于湿电极,间隔织物干电极心电信号动态采集性能更好,在不同摆臂角度时采集的心电信号基线漂移小于湿电极,该电极更适合于动态心电信号采集。

关键词: 间隔织物; 织物干电极; 氯化; 心电采集。

中图分类号: TS101.32

文献标志码: A

文章编号: 1671-024X(2024)01-0056-08

Preparation and characterization of double-layer spacer fabric dry electrodes for ECG tracking

LIU Hao^{1,2}, WANG Lingzhu^{1,2}, NIU Xin^{1,2}, LI Hui^{1,2}

(1. School of Textile Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 2. Institute of Smart Wearable Electronic Textiles, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: In order to solve the problem of poor signal during dynamic ECG acquisition, the fabric dry electrodes were prepared using polyester spacer fabric as the substrate by a two-step, chlorination process, and their surface morphology, electrochemical properties and bioelectrical signal acquisition performance were characterized. The results showed that the electrode treated with chlorination for 10 s had optimal electrochemical properties, with an impedance of 4 647 Ω at 0.1 Hz, a static open-circuit potential amplitude of 0.114 mV, and a voltage amplitude of 1.413 mV. Compared with the wet electrode, the spacer fabric dry electrode had better dynamic ECG signal acquisition performance, and the baseline drift of ECG signal acquired at different swing angles is smaller than that of the wet electrode.

Key words: Spacer fabric; Fabric dry electrode; Chlorination; ECG

生物电电极是用于收集生物电信号的电极,目前在生物电信号的监测中使用最为广泛的是一次性 Ag/AgCl 凝胶电极^[1],但是随着使用时间的延长,电极上的凝胶会逐渐变干^[2],影响生物电信号采集^[3],而且一次性湿电极长期使用会引起过敏反应,存在生物不相容性^[4-5],不适合长期监测。而干电极因其不需凝胶更适合长期监测^[6],目前干电极主要分为三大类,分别是平面薄膜^[6-8]、表面微结构^[9-11]和织物干电极^[12-14]。平面薄膜干电极具有柔性^[15-17]、易于集成的特点,但是其皮肤接触阻抗较大;表面微纳结构干电极可以增大有效接触

面积^[18-19]和摩擦力^[20]来保持与皮肤的稳定接触,然而,长期监测中微针阵列电极有损坏皮肤的潜在风险。相比之下,织物干电极具有阻抗低、舒适性高、易于与衣服^[21-22]或其他织物^[23]集成的优点。

在动态采集中,单层织物电极与皮肤间容易产生相对位移,从而导致动态噪声的产生^[24]。针对以上问题,本研究以双层结构的间隔织物为基底,利用其双层结构来减少电极-皮肤间的相对滑移,以期减小心电图测试中的动态噪声;经镀银、氯化处理之后,制备了间隔织物干电极^[25],通过研究电极-电解质和电极-模

收稿日期: 2022-12-02

基金项目: 科技部国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项资助项目(2019YFF0302100)

通信作者: 刘皓(1977—),男,教授,博士生导师,主要研究方向为智能服装服饰。E-mail: liuhao_0760@163.com

拟皮肤界面的电化学参数和心电参数之间的模型,获得氯化的最优工艺参数。最后对双层间隔织物电极和湿电极进行人体心电采集对比,研究双层间隔织物电极在心电信号动态采集中的性能。

1 实验部分

1.1 实验材料与设备

主要材料:涤纶间隔织物(SF-X, (300 ± 20) g/m²),常熟市正方宜织造有限公司产品;硝酸银(AgNO₃, 99.8%)、导电银浆,均为天津丰川化工股份有限公司产品;热塑性聚氨酯(TPU 60A型),德国巴斯夫集团产品;N,

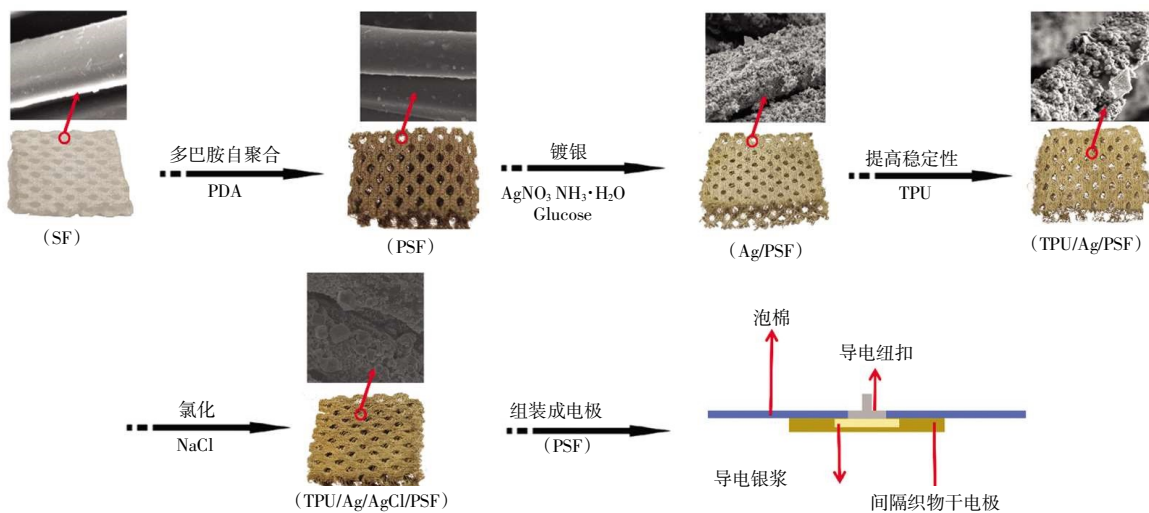


图1 导电间隔织物干电极制备示意图

Fig.1 Schematic diagram of preparation of dry electrode for conductive spacer fabric

基)氨基甲烷(Tris base)和2g盐酸多巴胺溶解于500 mL乙醇溶液($V_{\text{Ethanol}} : V_{\text{H}_2\text{O}} = 7 : 3$)中,制备多巴胺溶液(4 g/L)。将洗涤干净的间隔织物SF在室温下浸入多巴胺溶液(浴比1:50)并搅拌24 h,在此期间多巴胺(DA)在织物表面自聚合成聚多巴胺(PDA),然后将处理后的织物取出,用去离子水清洗干净,并室温干燥得到表面涂覆聚多巴胺的间隔织物(PSF)。

(2) 镀银处理。配置质量浓度为100 g/L的硝酸银水溶液,首先加入35.3 mL氢氧化钠溶液(1 mol/L),溶液由澄清变浑浊,随后逐滴加入氨水溶液(200 mol/L)直到溶液由浑浊再次变澄清,即可得到所需银氨溶液。采用两步法^[26-27]镀银制备织物干电极,完成后取出织物并清洗干燥,即可得到镀银间隔织物(Ag/PSF)。

(3) 稳定性处理。配置质量分数为4%的TPU溶液,将TPU颗粒与N,N-二甲基甲酰胺(DMF)溶液在锥形瓶中混合后封口,于60℃恒温搅拌4 h得到透明澄清的TPU溶液。将镀银间隔织物浸泡在TPU溶液

N-二甲基甲酰胺(DMF),天津风船化学试剂科技有限公司产品。

主要仪器:Regulus8100型冷场发射扫描电子显微镜,日本Hitachi公司产品;Ultim Max 65型能谱仪,英国OXFORD公司产品;DZF-6020型真空干燥箱,天津科诺仪器设备有限公司产品;CHI660E型电化学工作站,上海辰华仪器有限公司产品;TG20G型离心机,盐城市凯特实验仪器有限公司产品;生物电干电极评价系统,自制。

1.2 间隔织物干电极制备方法

图1所示为导电间隔织物干电极制备示意图。

(1) 双层间隔织物预处理。将0.4325 g三(羟甲

基)氨基甲烷(Tris base)和2g盐酸多巴胺溶解于500 mL乙醇溶液($V_{\text{Ethanol}} : V_{\text{H}_2\text{O}} = 7 : 3$)中,制备多巴胺溶液(4 g/L)。将洗涤干净的间隔织物SF在室温下浸入多巴胺溶液(浴比1:50)并搅拌24 h,在此期间多巴胺(DA)在织物表面自聚合成聚多巴胺(PDA),然后将处理后的织物取出,用去离子水清洗干净,并室温干燥得到表面涂覆聚多巴胺的间隔织物(PSF)。

(4) 电化学沉积(氯化)处理。以Ag/AgCl电极为参比电极,将上一步得到的电极和铂板分别作为正极和负极,正极和负极之间的距离为20 mm,在0.9% NaCl电解液中以1 V恒定电压沉积一定时间(0、10、30、60 s),通过恒压沉积法将电极表面的Ag氯化为AgCl,形成Ag/AgCl非极化电极,完成后取出干燥,即可得到TPU/AgCl/Ag/PSF,根据沉积时间的不同,分别将样品命名为E-0、E-10、E-30、E-60。

(5) 组装电极。最后,将电极、导电纽扣、导电银浆与泡棉组装,进行人体心电测量。

1.3 间隔织物干电极测试与表征

(1) 涂层表征。采用冷场发射扫描电镜观察间隔织物电极表面的形貌结构;用X射线能量色散光谱测

定 Ag/AgCl 非极化电极表面元素的类型和比例。

(2) 电化学表征。采用电化学工作站测量间隔织物电极的电化学阻抗谱。电化学阻抗谱是评估电极电化学性能的重要参数^[28],了解生物电干电极的主要性能特征是决定其在生物电信号记录中应用的关键。目前,大多数干电极性能测试是在人体皮肤上进行的。然而,由于人体皮肤环境的差异和压力的变化不容易控制,导致测量结果与现实情况不一致^[29-30]。因此,为了更真实地模拟电极与人体皮肤接触的动态环境,本文采用自主开发的生物电干电极评估系统测量电极的阻抗、静态开路电位(SOCP)和动态开路电位(DOCP)。该系统由心电采集模块、心电信号发生器、电化学工作站、运动模块、压力模块和仿真模块组成。仿真模块使用微孔膜模拟皮肤,使用凝胶电解质(ECG 凝胶)模拟人体内部组织。采用被动测试分析模拟皮肤电极界面的电化学性能,而主动测试可以模拟人类心脏的跳动,并可以从模拟皮肤表面提取生理信号。运动模块和压力模块用于控制电极的运动速度和电极-模拟皮肤之间的压力水平。在不同的压力(10、30、50 和 70 cN)和不同的相对运动速率(1、2、3、4 和 5 mm/s)下,测量电极的阻抗、静态开路电位(SOCP)、动态开路电位(DOCP)和 ECG 信号波形,开路电位测试原理图如图 2 所示。

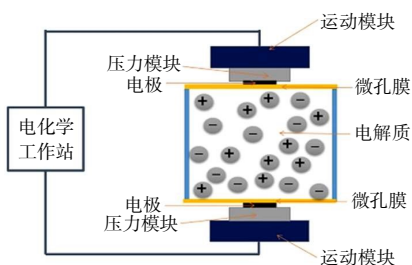


图 2 开路电位测试原理图

Fig.2 Schematic diagram of open-circuit potential test

在现实生活采集心电信号时,身体的运动不可避免地会引起心电电极的移动和位置变化。因此,电极与皮肤之间速度的变化会对 ECG 信号的采集产生影响。为了模拟这种实际情况,测量不同运动速度下电极的 DOCP。当电极在模拟皮肤上移动时,DOCP 周期性地改变。在动态测试中,将噪声定义为 DOCP 的变化量(Δ DOCP),即一个完整运动周期内波峰波谷的差值,如图 3 所示。电化学阻抗谱可以很好地表征特定频率范围内的电特性,本文基于氯化前后电极-电解质界面的电化学阻抗和开路电位,研究氯化对电极性能的影响。为进一步验证氯化处理最优时间,在电极-模拟界面测量阻抗谱和动静态开路电位,对电极性能进行测试,电化学阻抗测试频率范围为 0.1 Hz ~ 1 kHz,动

静态开路电位测试时间为 120 s,运动行程为 10 次。

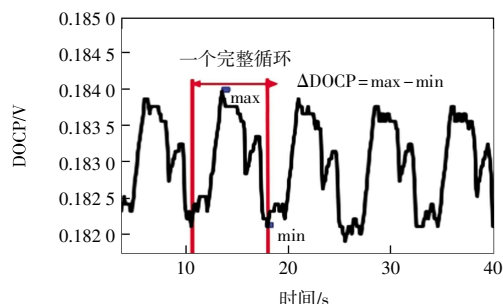


图 3 动态开路电位测试中噪声计算方法

Fig.3 Noise calculation method in dynamic open-circuit potential test

(3) 心电信号测试。为考察所制备织物干电极的使用性能,本文进行了模拟心电信号采集和实际人体心电信号采集测试。模拟心电采集采用心电信号发生器和生物电信号检测装置进行,心电信号发生器发出标准信号,心电信号由心电模块获取。实际人体心电测量在恒定的温度和湿度条件下(20°C, 50% Rh)进行。受试者为 24 岁健康男性,身高 185 cm。采用三导联法测量心电图,左胸为工作电极,右胸为对电极,左腹为接地电极。用湿电极、单层织物电极和双层织物电极采集自然坐姿(静态)和摆动手臂 30°、60°和 90°的心电信号,心电信号由心电模块获取。

2 结果与讨论

2.1 涂层表征

通过扫描电镜(SEM)观察了 3 种复合织物的表面形貌和结构,如图 4 所示。

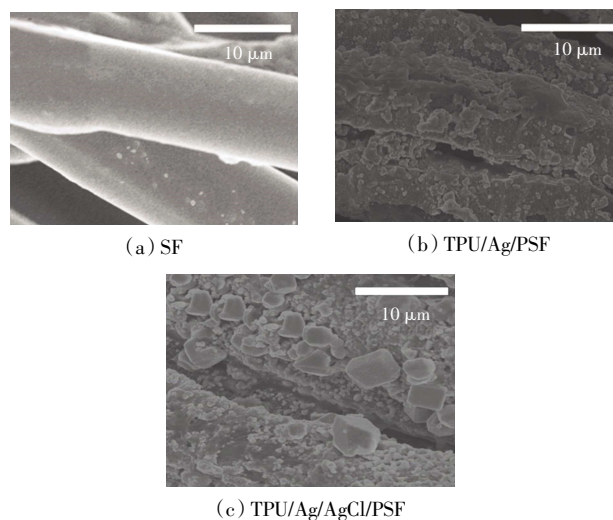


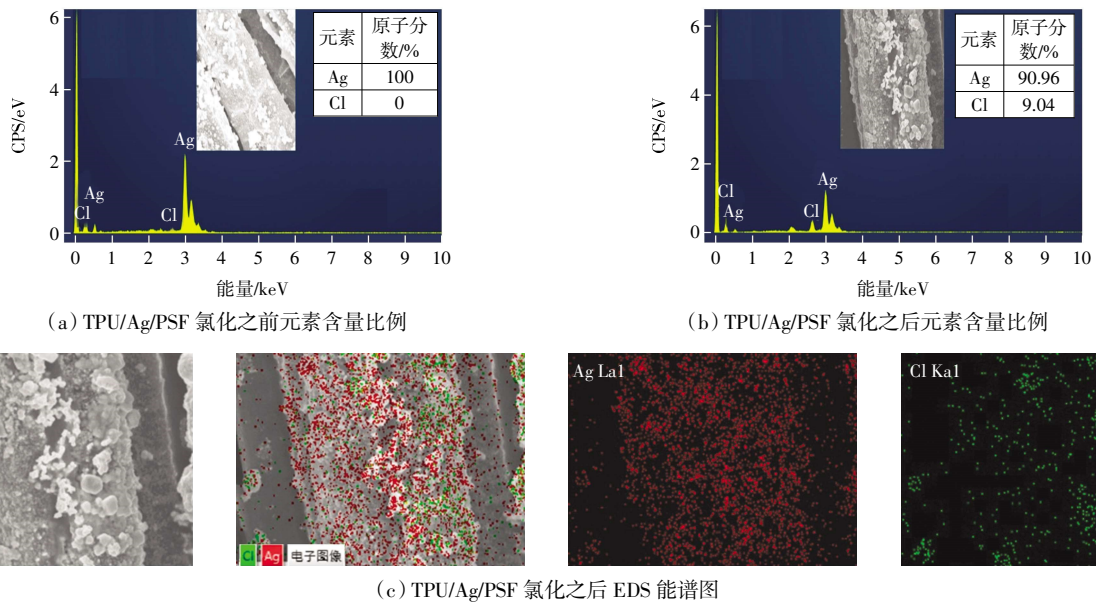
图 4 3 种织物干电极的表面形貌

Fig.4 Surface morphology of three type of fabric dry electrode

由图 4 可知, SF 织物表面光滑, 纤维表面和纤维之间存在少量杂质。与 SF 原织物相比, 镀银之后的纤维表面形貌明显粗糙, 纤维表面沉积一层颗粒状明显的 Ag 层(图 4(a))。Ag⁺和邻苯二酚基团之间的相互作用即螯合作用促进 Ag 前体迁移到 PDA 层上, 被葡萄糖还原一段时间后, 完全转化为 Ag 粒子并包裹纤维, 这些微米粒子相互连接, 在织物内部形成导电网络。为进一步改善 Ag 粒子之间以及 Ag 粒子与织物之间的界面结合力, 将导电织物浸泡到 TPU 溶液里, 利用

离心机使 TPU 扩散到织物内部, 固化后作为粘附层, 能够将 Ag 粒子与纤维紧紧粘结在一起(图 4(b)), 大大提高复合织物的稳定性, 使其可以在外力作用下依然保持性能稳定。为提高织物电极的电化学性能进行氯化处理, 由图 4(c)氯化后的电镜图可以看出, 织物电极表面颗粒明显变大, 部分 Ag 离子转化成更大体积 AgCl 颗粒。

为进一步研究氯化之后电极表面元素的种类及比例, 进行 X 射线能谱(EDS)测试, 结果如图 5 所示。



(a) TPU/Ag/PSF 氯化之前元素含量比例

(b) TPU/Ag/PSF 氯化之后元素含量比例

(c) TPU/Ag/PSF 氯化之后 EDS 能谱图

图 5 氯化前后织物电极的 EDS 能谱图及元素含量比例

Fig.5 EDS spectra and proportion of elemental content of fabric electrode before and after chlorination

由图 5 可见, 氯化前织物电极表面氯原子分数为 0, 氯化后织物电极表面氯原子分数增加到 9.04%。在氯化实验中, 电极表面的 Ag 失去了一个电子, 与 Cl⁻在电解液中结合形成 AgCl。不规则 AgCl 颗粒分散在 Ag 层上, 降低了电极的极化性能, 形成了极化/非极化 Ag/AgCl 复合结构。

2.2 电化学能表征

压力与接触阻抗之间的关系反映了电极与人体皮肤之间的接触情况。当电极-皮肤界面压力增大时, 人体皮肤与电极之间会有更加完全的接触, 此时皮肤与电极之间的有效接触面积会增加, 接触阻抗将会降低。并且随着电极-皮肤界面的压力增加, 低频区的阻抗将会降低得更加明显。由于 ECG 信号主要在 0.01~100 Hz 的低频范围内, 在分析心电电极性能时应当着重考虑低频区域的电极阻抗特性, 图 6 所示为电极在电极-电解质界面的电化学特征图。

由图 6 可以看出, 在电极-电解质界面, 氯化之后电极阻抗和相位角是明显降低的, 0.1 Hz 时阻抗从

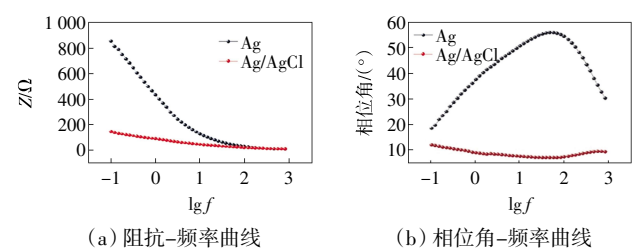


图 6 电极-电解质界面电极氯化前后的电化学特征

Fig.6 Electrochemical properties of electrode before and after chlorination at electrode-electrolyte interface

845.9 Ω 降低到 146.7 Ω, 在 1 Hz 时, 相位角从 50.9°降低到 7.7°, 分别降低了 82.7%和 84.9%。由此表明, 氯化处理可以降低电极的阻抗, 提高电极的电化学性能。为进一步得到最优氯化时间, 在电极-模拟界面进行阻抗测试, 如图 7 所示。

由图 7 可见, 电极的电化学阻抗随着模拟皮肤与电极之间压力以及频率的增大而减小。在 10~70 cN 的压力下, E-10 的阻抗值始终最小, 在 0.1 Hz 时, 分别为 10 550, 6 943, 4 647 和 4 896 Ω, 变化幅值最小。由此

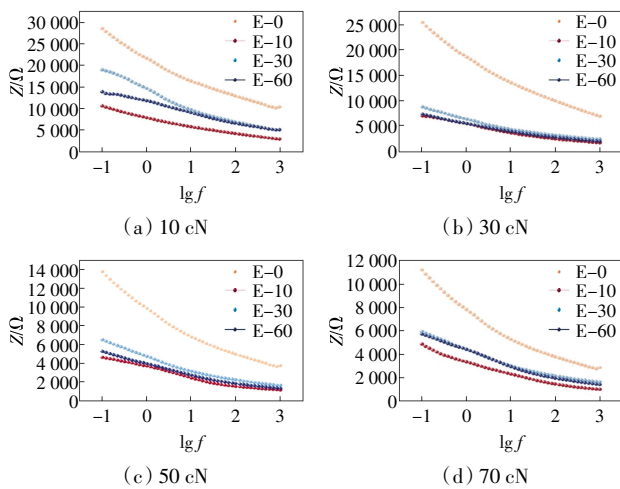


图 7 不同压力下电极-模拟界面的阻抗-频率曲线

Fig.7 Impedance-frequency curves at electrode-simulation interface under different pressures

表明,电极氯化时间为 10 s 时电极具有最低的阻抗。

开路电位(OCP)表示的是 2 个测量端的电位总和^[31]。由于它与生物电信号的运动伪影密切相关^[32],因此电极-模拟皮肤界面的 OCP 被很多研究人员用于评估干电极的性能,并且在评价电极时更倾向于考虑 SOCP 曲线的振幅与稳定性变化^[33]。本文所制备间隔织物干电极的 SOCP 振幅和 Δ DOCP 如图 8 所示。

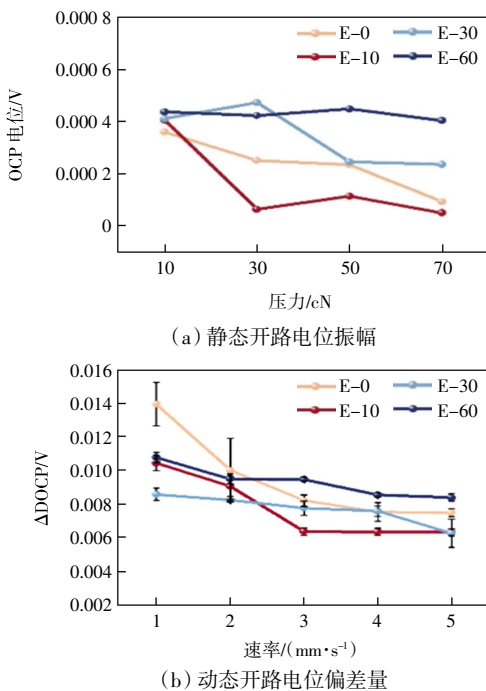


图 8 不同织物干电极的开路电位测试结果

Fig.8 Test results of open circuit potential of different fabric dry electrodes

由图 8(a)可以看出,随着界面压力的增加, E-0、E-10、E-30 以及 E-60 的 SOCP 曲线变化幅度逐渐降

低,稳定性大大提高,并且在 30 cN 到 70 cN 压力下, E-10 的 SOCP 振幅总是小于其他电极,最小值为 0.114 mV,因此可以得出结论,电化学沉积 10 s 处理使织物电极的电化学稳定性大大提高。由图 8(b)可知,在同一压力、不同运动速率下 E-10 电极的动态噪声低于其他电极,而且 4 种电极的动态噪声随运动速度的增加而降低,这与 Odman 的研究结果一致^[34]。研究人员还认为,速度变化的影响类似于皮肤与电极的持续接触和分离。每一次接触都会产生一个新的平衡势,接触时间越长,平衡势产生的势能越大,因此,噪声波动速度越慢,噪声波动越大。

2.3 模拟心电采集的表征

为了更好地评估电极的心电信号采集性能,将 4 种电极采集到的心电信号与心电信号发生器产生的原始心电信号进行比较,结果如图 9 和表 1 所示。

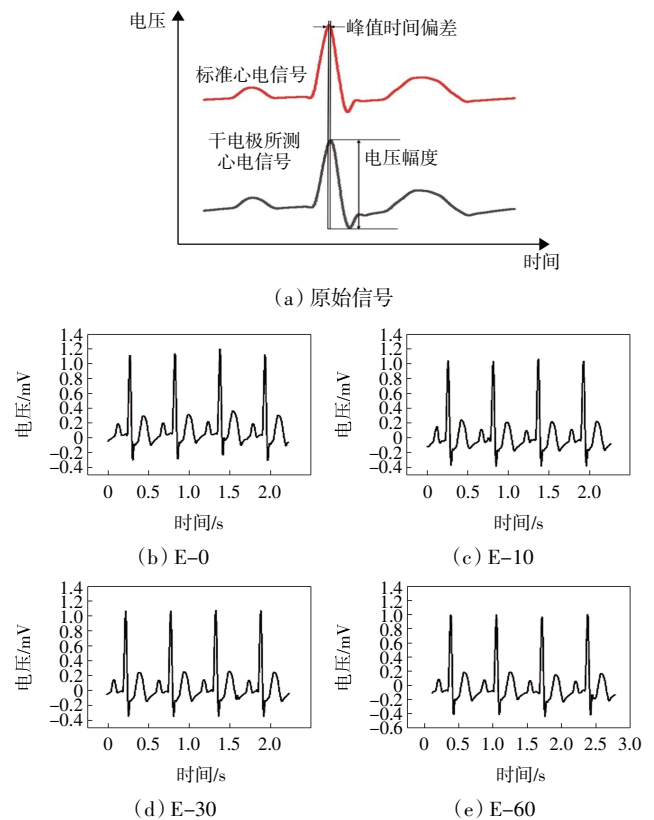


图 9 不同织物干电极的模拟心电采集结果

Fig.9 Results of ECG acquired by different fabric dry electrodes

表 1 4 种电极心电测量数据比较

Tab.1 Comparison of electrocardiographic data from four electrodes

样品	E-0	E-10	E-30	E-60
电压幅度/mV	1.409	1.413	1.408	1.409
峰值时间偏差/s	1.98×10^{-3}	1.20×10^{-3}	1.38×10^{-3}	4.00×10^{-3}

由图 9 可见,4 种电极 ECG 信号波形几乎与原始 ECG 信号波形重合。由表 1 可见,4 种电极中 E-10 的电压幅度最大,为 1.413 mV,表明 ECG 信号通过 E-10 电极衰减的程度最小;而 E-10 的电压幅度峰值时间偏差最小,为 1.20×10^{-3} s,表明通过 E-10 电极采集 ECG 的时间偏差最小,证明 E-10 电极在采集 ECG 具有更好的效果。

通过阻抗谱、动静态开路电位和心电信号采集测试可以看出,E-10 电极的动静态开路电位均小于其他 3 种电极,并且在心电信号采集中具有最高的电压幅

度和最小的峰值时间偏差,因此,选择 E-10 电极进行后续研究。

2.4 心电信号采集性能

从生物电干电极中获得生理电信号的精确形态特征是评价电极测量准确性的最终证明,能够测量到具有典型形态特征的生理电信号的电极才可用于临床诊断。图 10 显示了在自然坐姿(静态)下,手臂摆动 30°、60°和 90°时,湿电极和双层织物电极测量的人体心电图。

由图 10 可知,2 种电极都准确且一致地测量了人

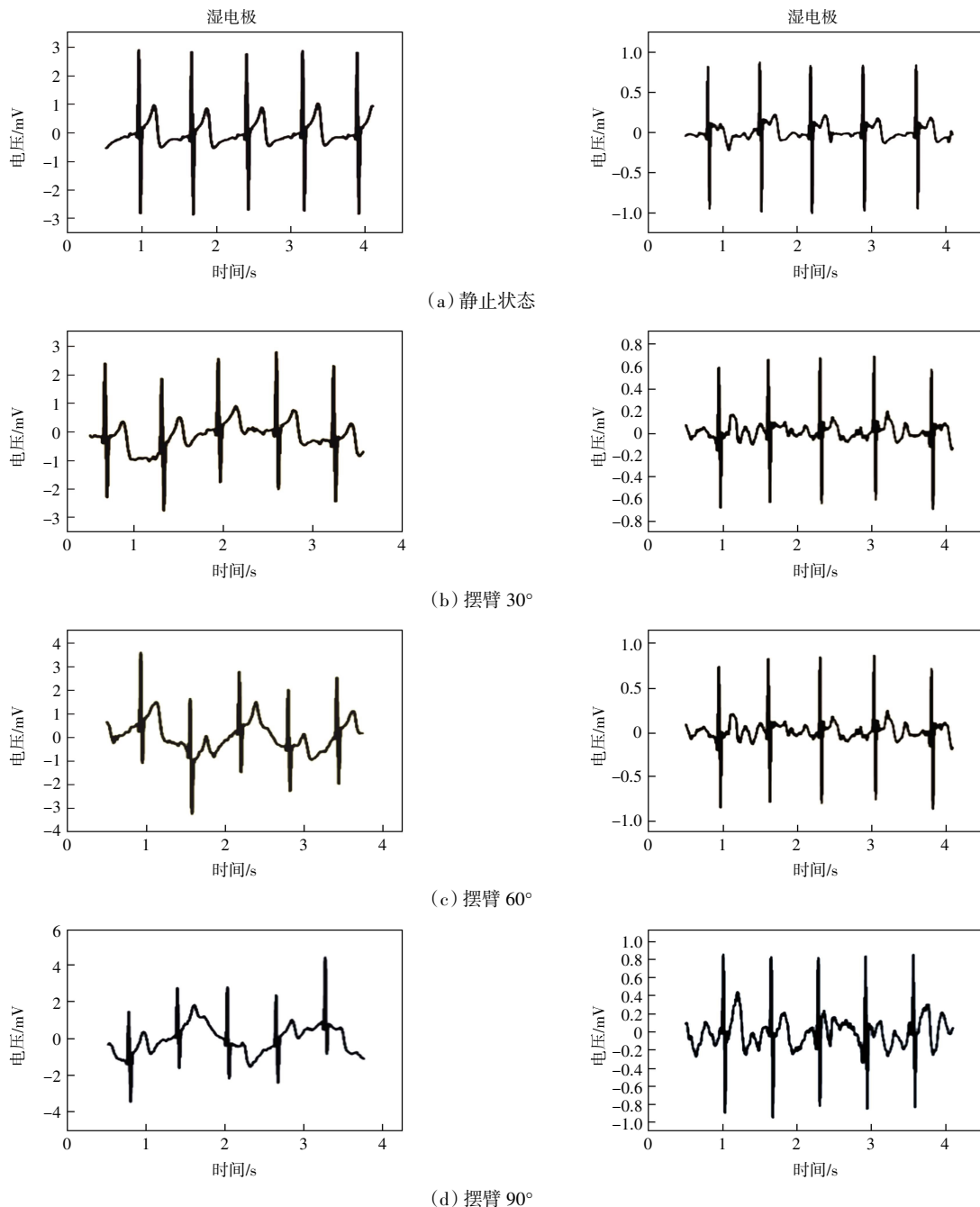


图 10 湿电极和双层织物电极在静止、摆臂 30°、60°和 90°测量人体心电图

Fig.10 Measurement of human ECG of wet electrodes and double-layer fabric electrodes at static, swing arm 30°, 60° and 90°

体在自然坐姿下的生物电信号。然而,当手臂以 30° 的角度摆动时,湿电极心电图基线开始漂移,而双层织物电极并无明显偏移;随着手臂摆动角度增大,湿电极的基线漂移幅度增大,而双层织物电极的基线漂移仍然很小。这证明了双层间隔织物电极在动态环境下具有较小的基线漂移。

3 结 论

本文提出了一种 Ag/AgCl 涂层间隔织物生物电干电极的制备方法,可用于动态心电信号测量,考察了不同氯化时间对电极性能的影响和不同运动状态下电极采集心电信号的性能。研究结果表明:

(1) 氯化处理降低了电极极化效应和低频区阻抗,提高了电极的电化学稳定性。氯化时间为 10 s 的间隔织物干电极具有更好的电化学性能,其电压衰减程度和采集时间偏差小于其他样品。

(2) 湿电极和间隔织物都可以很好的采集到静态心电图,但是在动态测量中,湿电极相比于间隔织物干电极采集的心电信号有更明显的基线漂移。由此表明,间隔织物电极能够减小电极与皮肤间的滑移,有更小的动态噪声,因此适合于生物电信号长期动态采集的智能服装。

参考文献:

- [1] QIN Q, LI J Q, YAO S S, et al. Electrocardiogram of a silver nanowire based dry electrode: Quantitative comparison with the standard Ag/AgCl gel electrode[J]. IEEE Access, 2019, 7: 20789-20800.
- [2] KISANNAGAR R R, JHA P, NAVALKAR A, et al. Fabrication of silver nanowire/polydimethylsiloxane dry electrodes by a vacuum filtration method for electrophysiological signal monitoring[J]. ACS Omega, 2020, 5(18): 10260-10265.
- [3] SUN Y G. Silver nanowires—unique templates for functional nanostructures[J]. Nanoscale, 2010, 2(9): 1626-1642.
- [4] 赵颖会, 武辰爽, 王亚洲, 等. MXene 改性纺织品在柔性应变传感领域研究进展 [J]. 纺织高校基础科学学报, 2022, 35(1): 48-60.
ZHAO Y H, WU C S, WANG Y Z, et al. Research progress of MXene-modified textiles in the field of flexible strain sensing[J]. Basic Sciences Journal of Textile Universities, 2022, 35(1): 48-60(in Chinese).
- [5] 田明伟, 张高晶, 曲丽君, 等. 导电纤维及其传感器在可穿戴智能纺织品领域的应用 [J]. 纺织高校基础科学学报, 2021, 34(3): 51-59.
TIAN M W, ZHANG G J, QU L J, et al. The application of conductive fibers and its flexible sensors in wearable intelligent textiles field[J]. Basic Sciences Journal of Textile Universities, 2021, 34(3): 51-59(in Chinese).
- [6] NAWROCKI R A, JIN H, LEE S, et al. Self-adhesive and ultra-conformable, sub-300 nm dry thin-film electrodes for surface monitoring of biopotentials[J]. Advanced Functional Materials, 2018, 28(36): 1803279.
- [7] SINHA S K, NOH Y, RELJIN N, et al. Screen-printed PEDOT: PSS electrodes on commercial finished textiles for electrocardiography[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2017, 9(43): 37524-37528.
- [8] LEE E, CHO G. PU nanoweb-based textile electrode treated with single-walled carbon nanotube/silver nanowire and its application to ECG monitoring[J]. Smart Materials and Structures, 2019, 28(4): 045004.
- [9] HE K, LIU Z Y, WAN C J, et al. An on-skin electrode with anti-epidermal-surface-lipid function based on a zwitterionic polymer brush[J]. Advanced Materials, 2020, 32(24): 2001130.
- [10] LIU L, LI H Y, FAN Y J, et al. Nanofiber-reinforced silver nanowires network as a robust, ultrathin, and conformable epidermal electrode for ambulatory monitoring of physiological signals[J]. Small, 2019, 15(22): 1900755.
- [11] DEL AGUA I, MANTIONE D, ISMAILOV U, et al. DVS-crosslinked PEDOT: PSS free-standing and textile electrodes toward wearable health monitoring[J]. Advanced Materials Technologies, 2018, 3(10): 1700322.
- [12] CHUN S, KIM D W, BAIK S, et al. Conductive and stretchable adhesive electronics with miniaturized octopus-like suckers against dry/wet skin for biosignal monitoring[J]. Advanced Functional Materials, 2018, 28(52): 1805224.
- [13] JIN G J, UDDIN M J, SHIM J S. Bio-signal recording: Biomimetic cilia-patterned rubber electrode using ultra-conductive polydimethylsiloxane (adv. funct. mater. 50/2018) [J]. Advanced Functional Materials, 2018, 28(50): 1804351.
- [14] KIM T, PARK J, SOHN J, et al. Bioinspired, highly stretchable, and conductive dry adhesives based on 1D-2D hybrid carbon nanocomposites for all-in-one ECG electrodes[J]. ACS Nano, 2016, 10(4): 4770-4778.
- [15] KAKEI Y, KATAYAMA S, LEE S, et al. Integration of body-mounted ultrasoft organic solar cell on cyborg insects with intact mobility[J]. NPJ Flexible Electronics, 2022, 6: 78.
- [16] WANG Y, LEE S, WANG H Y, et al. Robust, self-adhesive, reinforced polymeric nanofilms enabling gas-permeable dry electrodes for long-term application[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2021, 118(38): e2111904118.
- [17] WANG Y, HAICK H, GUO S Y, et al. Skin bioelectronics towards long-term, continuous health monitoring[J]. Chemical Society Reviews, 2022, 51(9): 3759-3793.

- [18] NIU X, GAO X H, WANG T Y, et al. Ordered nanopillar arrays of low dynamic noise dry bioelectrodes for electrocardiogram surface monitoring[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(29): 33861–33870.
- [19] KAITAINEN S, KUTVONEN A, SUVANTO M, et al. Liquid silicone rubber (LSR)-based dry bioelectrodes: The effect of surface micropillar structuring and silver coating on contact impedance[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2014, 206: 22–29.
- [20] NIU X, WANG L Z, LI H, et al. Fructus xanthii-inspired low dynamic noise dry bioelectrodes for surface monitoring of ECG [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(4): 6028–6038.
- [21] 朱珩, 卢业虎, 朱国庆. 智能心率监测服装设计要素研究[J]. *纺织高校基础科学学报*, 2022, 35(4): 88–94.
ZHU H, LU Y H, ZHU G Q. Research on design elements of intelligent heart rate monitoring clothing[J]. *Basic Sciences Journal of Textile Universities*, 2022, 35(4): 88–94(in Chinese).
- [22] 孙新建, 邓咏梅. 心电监测服与人体有限元分析模型的建立[J]. *纺织高校基础科学学报*, 2019, 32(3): 276–281.
SUN X J, DENG Y M. Establishment of ECG monitoring clothing and human body finite element analysis mode[J]. *Basic Sciences Journal of Textile Universities*, 2019, 32(3): 276–281 (in Chinese).
- [23] DAS P S, KIM J W, PARK J Y. Fashionable wrist band using highly conductive fabric for electrocardiogram signal monitoring[J]. *Journal of Industrial Textiles*, 2019, 49(2): 243–261.
- [24] NIU X, GAO X H, LIU Y F, et al. Surface bioelectric dry Electrodes: A review[J]. *Measurement*, 2021, 183: 109774.
- [25] RAJA T P, DAS S. Evaluation of air permeability behaviour of warp knitted spacer fabrics[J]. *Indian Journal of Fibre & Textile Research*, 2020, 45(1): 32–39.
- [26] LU Y W, HE Y, LI Y F, et al. Silver-plated polyamide fabrics with high electromagnetic shielding effectiveness performance prepared by in situ reduction of polydopamine and chemical silvering[J]. *Journal of Applied Polymer Science*, 2019, 136(47): 48227.
- [27] LIU H, ZHU L L, XUE J E, et al. A novel two-step method for fabricating silver plating cotton fabrics[J]. *Journal of Nanomaterials*, 2016, 2016: 1–11.
- [28] CLIFFORD G D, BEHAR J, LI Q, et al. Signal quality indices and data fusion for determining clinical acceptability of electrocardiograms[J]. *Physiological Measurement*, 2012, 33(9): 1419–1433.
- [29] PAUL G, TORAH R, BEEBY S, et al. The development of screen printed conductive networks on textiles for biopotential monitoring applications[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2014, 206: 35–41.
- [30] BOTTER A, BELTRANDI M, CERONE G L, et al. Development and testing of acoustically-matched hydrogel-based electrodes for simultaneous EMG-ultrasound detection[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2019, 64: 74–79.
- [31] PEDROSA P, ALVES E, BARRADAS N P, et al. Electrochemical behaviour of nanocomposite Agx: TiN thin films for dry biopotential electrodes[J]. *Electrochimica Acta*, 2014, 125: 48–57.
- [32] WIESE S R, ANHEIER P, CONNEMARA R D, et al. Electrocardiographic motion artifact versus electrode impedance[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(1): 136–139.
- [33] MOTA A R, DUARTE L, RODRIGUES D, et al. Development of a quasi-dry electrode for EEG recording[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2013, 199: 310–317.
- [34] ÖDMAN S, ÅKE ÖBERG P. Movement-induced potentials in surface electrodes[J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1982, 20(2): 159–166.

本文引文格式:

刘皓,王铃铸,牛鑫,等.用于心电监测的双层间隔织物干电极制备与表征[J].*天津工业大学学报*, 2024, 43(1): 56–63.

LIU H, WANG L Z, NIU X, et al. Preparation and characterization of double-layer spacer fabric dry electrodes for ECG tracking[J]. *Journal of Tiangong University*, 2024, 43(1): 56–63(in Chinese).