

## 基于肌电信号分析研究柔性电极设计参数对电极性能的影响

柳叶潇, 徐昱琳, 赵翠莲

上海大学机电工程与自动化学院, 上海 200444

**【摘要】**柔性电极因其穿戴式表面肌电采集的优势而得到研究学者的广泛关注,但很少有研究针对柔性电极的设计参数提供明确的指导和规范。本实验首先对可能影响电极性能的参数进行了分析;然后利用柔性印刷工艺与喷墨印刷工艺制作5种不同规格的柔性干电极,并将其与商用湿电极进行对比,设计基于尺侧腕伸肌的肌电采集实验,得到100个表面肌电信号段;最后对信号段的时频域特性进行分析,从而确定相关参数对电极性能的影响。结果表明增加电极高度后的有源柔性印刷电路板电极具有更好的信号采集性能。

**【关键词】**柔性电极;表面肌电;设计参数;时频域

**【中图分类号】**R318;TH77

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)07-0830-06

## Effects of design parameters of flexible electrode on electrode performance: a research based on electromyography signal analysis

LIU Yexiao, XU Yulin, ZHAO Cuilian

School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China

**Abstract:** Flexible electrode has received wide attention from researchers because of its advantages in wearable surface electromyography signal acquisition. However, few studies have provided clear guidance and specifications for the design parameters of flexible electrode. Herein the parameters that may affect the performance of the electrode are analyzed. Five kinds of flexible dry electrodes of different specifications fabricated by flexible printing process and inkjet printing process are compared with the commercial wet electrode. The electromyography signal acquisition experimentation based on ulnar wrist extensors is designed to obtain 100 surface electromyography signal segments. Finally, the time-frequency domain characteristics of the signal segment are analyzed, thereby determining the effect of the relevant parameters on the electrode performance. The results show that the active flexible printed circuit board electrodes after increasing the electrode height have a better signal acquisition performance.

**Keywords:** flexible electrode; surface electromyography; design parameter; time-frequency domain

### 前言

肌电信号(Electromyography, EMG)在神经肌肉系统状态评估、临床诊断以及康复治疗等方面都具有重要的研究意义与应用价值<sup>[1]</sup>。与针电极肌电相比,表面肌电(Surface Electromyography, sEMG)具有安全、无创的特点<sup>[2]</sup>,适用于长期的可重复性测量与

监护。目前,sEMG已广泛应用于人类生活的各个领域<sup>[3]</sup>。

表面电极的研制对于sEMG的检测具有重要意义<sup>[4]</sup>。传统电极通常采用Ag/AgCl材料来实现电检测,但是该类电极往往通道单一,需要涂导电膏,不适合区域性肌电采集与穿戴式长期诊疗等场景的需求。多通道阵列电极可有效提高sEMG信号的运动单元动作电位的区分度<sup>[5]</sup>。结合柔性材料与人体表面贴合度较好的特性,柔性阵列电极继承了表面电极的优点,具有更高的可弯性和柔韧性,可适用于人体皮肤不平坦区域的测量<sup>[6]</sup>。而干电极相较于湿电极,避免了导电膏的使用,适合sEMG的穿戴式长期采集。

目前,国内外都对柔性阵列电极的制作进行了一

**【收稿日期】**2019-02-20

**【基金项目】**上海市科学技术委员会资助项目(16441909000)

**【作者简介】**柳叶潇,硕士研究生,研究方向:生物肌电信号采集,E-mail:

liuyx1234@126.com;徐昱琳,副教授,研究方向:智能控制、

机器人技术,E-mail: xuyulin@shu.edu.cn

**【通信作者】**赵翠莲,教授,研究方向:生机电一体化与康复工程,E-mail:

clzhao@shu.edu.cn

定研究。张恒毅等<sup>[7]</sup>设计并实现了一种多通道有源柔性阵列湿电极;Marco<sup>[8]</sup>通过商用喷墨打印机、导电墨水、PET基底印制了能紧贴人体皮肤的表面阵列电极;Yasser等<sup>[9]</sup>利用喷墨打印印制了以PEN为基底材料柔性喷墨电极;Lin等<sup>[10]</sup>设计了24通道柔性阵列电极,并以此作为肌肉生物阻抗测量系统的前端。这些电极都能实现sEMG的采集,但很少有研究学者对柔性电极各参数的合理性进行验证或提供指导和规范。

本研究为分析不同柔性电极设计与制作参数对采集性能的影响,首先对可能影响电极性能的参数进行分析;然后利用柔性印刷工艺与喷墨印刷工艺制作了5种不同规格的柔性干电极,并将其与成熟的商用湿电极进行对比,设计基于尺侧腕伸肌的sEMG采集实验,得到100个sEMG信号段;最后对信号段的时域特性和频域特性进行分析并验证,从而确定相关参数对电极性能的影响,为此后的柔性电极设计提供方向依据。

## 1 电极几何参数设计

### 1.1 电极的形状和尺寸

电极形状指电极导电区域的形状,主要包括圆形和方形等。电极形状主要影响电流密度的分布,而方形电极的电流密度不均匀性高于圆形电极<sup>[11]</sup>。目前,大多数学者采用圆形电极进行sEMG信号的研究,如侯文生等<sup>[12]</sup>采用多通道圆盘电极进行手外肌肌电信号的检测;黄成君等<sup>[13]</sup>通过自制高密度圆盘阵列电极进行肌力评估测试。此外,电极尺寸也是重要的几何参数。有研究表明在沿肌纤维方向电极尺寸的增加对sEMG信号有积分效应<sup>[14]</sup>,可以降低其高频成份。Marozas等<sup>[15]</sup>发现电极尺寸过小会降低低频信号的强度。而若电极直径过大,部分信号将无法通过电极被检测到,电极直径应当不超过10 mm<sup>[16]</sup>。电极尺寸还应当与电极间距综合考虑,以免影响间距设计的合理性。

sEMG从人体转移到电极很大程度上依赖于电极与皮肤的接触程度,若电极与皮肤接触较差,电极的接触阻抗就会增大,信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)就会降低,因此接触面贴得越紧越好。对于干电极而言,适当增加电极的高度能在一定程度上使电极与皮肤更好地接触,提升电极采集的sEMG的SNR与稳定性。因此电极的高度也是应当考虑和测试的参数。实际制作中电极的高度与制作工艺也有着密切的联系。

### 1.2 电极间距

电极间距指的是两电极中心之间的距离。两个

相隔一定间距的采集电极将皮肤表面的信号通过差分方式输入至运算放大器,经过一系列放大滤波处理后才可以在终端显示得到完整的sEMG波形。假设 $\theta_k$ 为两个电极测量到的信号相位差,则可推出式(1):

$$\theta_k = \omega t_0 = 2\pi f_m \frac{k}{v_0} \quad (1)$$

其中, $\omega$ 为信号角频率; $t_0$ 为信号在两电极间的肌纤维上的传导时间; $f_m$ 为信号的频率; $k$ 为电极间距; $v_0$ 为肌纤维传导速率,一般为2~6 m/s<sup>[17]</sup>。

为使两个电极间的电位差达到最大,信号相位差 $\theta_k$ 应满足:

$$\theta_k = n\pi \quad (n = 1, 3, 5, 7, \dots) \quad (2)$$

将式(2)代入式(1)可得到满足输出电位差最大时的电极间距:

$$k = n \frac{v_0}{2f_m} \quad (3)$$

本实验设定肌纤维传导速率 $v_0$ 为4 m/s,考虑到sEMG的频率范围为20~500 Hz<sup>[18]</sup>,设置 $f_m$ 为250 Hz与500 Hz,根据式(3)得到4 mm与8 mm两种间距。受电极间距影响,电极尺寸应小于4 mm。

## 2 电极采集干扰分析

干电极相较于湿电极有更好的舒适性和便捷性,适合sEMG的长期采集,并避免了导电膏的使用,降低了成本,因此本实验自制的柔性电极均采用干电极设计。而干电极的电极-皮肤接触阻抗较高<sup>[19]</sup>,当电极与采集电路之间的走线较长时,易受到50 Hz工频干扰的影响。工频干扰的幅值大于人体生物电信号并且处于人体生物电信号的范围,是人体生物电测量中的主要干扰。为减小工频干扰对sEMG采集的影响,主要采用的方法是减小电极-皮肤阻抗的不匹配程度以及提高前置输入阻抗<sup>[20]</sup>。

从电极的设计制作角度考虑,在电极上增加信号调理电路,将无源电极转变为有源电极,使高阻抗输入信号转变为低阻抗输出信号,可以减少工频干扰对信号采集的影响。但是有源器件的加入,需要额外的供电电源,增加了电极的复杂程度和信号采集的不确定性,因此需要针对电极的有源无源设计进行对比分析。

## 3 性能测试与分析

### 3.1 柔性电极性能实验设计

本实验结合几何参数、工艺制材和有源器件因素,自制了5种不同参数的柔性电极(表1)。喷墨印

刷选用纳米银导电墨水和PET基底材料<sup>[8]</sup>;柔性印刷电路板选用压延铜与聚酰亚胺基底材料<sup>[7]</sup>。其中喷

墨印刷电极因PET基底的限制,无法焊接元器件,因此仅对柔性印刷电路板电极进行了有源设计。

表1 5种不同参数自制柔性电极

Tab.1 Five self-made flexible electrodes with different parameters

电极序号	直径/mm	间距/mm	高度/ $\mu\text{m}$	印刷工艺	有无源	通道数
1	3	4	0.8	喷墨印刷电极	无源	6
2	3	4	80	柔性印刷电路板	无源	6
3	3	4	80	柔性印刷电路板	有源	8
4	3	8	80	柔性印刷电路板	有源	8
5	3	4	880	柔性印刷电路板	有源	8

本实验利用健康人上肢双侧对称性原理,分别采集健康人左右两侧对称区域腕伸肌sEMG进行对比分析,避免同一区域电极之间的信号干扰并确保数据可比性。实验过程如图1所示,对双侧尺侧腕伸肌进行5次肌电采集实验,每次实验在人体右侧腕伸肌部位分别使用5种自制柔性电极进行检测,而在左侧对称部位使用OT阵列湿电极进行检测。利用EMG-USB2+设备采集双侧sEMG并在PC端实时显示。最后对处理采集到的sEMG进行时频域下的相关参数评价,以实现不同电极的性能比较。

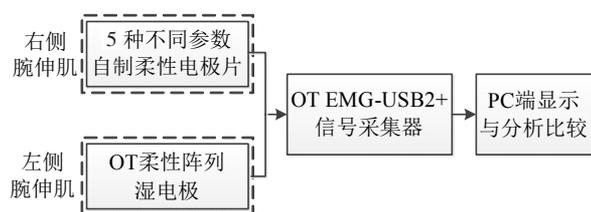


图1 实验过程框图

Fig.1 Block diagram of experimental process

### 3.2 尺侧腕伸肌sEMG采集

3.2.1 实验装置 尺侧腕伸肌sEMG采集电极选用5种自制柔性电极与OT湿电极(图2)。图2a中的电极分别为表1中所列的电极1、电极2、电极3和OT公司生产的8通道、间距为5mm的柔性阵列湿电极。数据采集装置使用意大利OT公司的EMG-USB2+多通道信号采集器。

3.2.2 数据采集 选择一名健康成年男子作为实验对象,年龄25岁,无尺侧腕伸肌损伤病史及肌肉疲劳症状。被测者取坐姿,双臂放置于支撑台上。在尺侧腕伸肌处粘贴电极并用医用胶带固定,连接采集设备,参考电极放置在手腕肌肉较少的位置。打开设备,调节采样频率为2048Hz,循环差分模式,增益1000倍,带通滤波的范围为10~500Hz。

本研究共设计5组实验,每组实验采用不同自制柔性电极(电极1~5)和OT湿电极进行信号采集。以电极3与OT8通道湿电极的对比实验为例,实物平

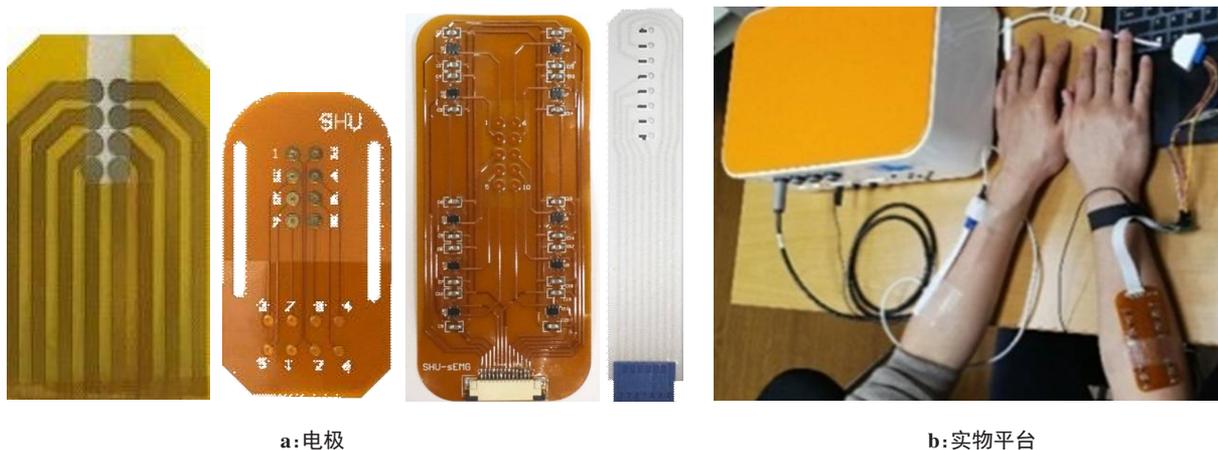


图2 电极与实物平台

Fig.2 Electrodes and physical platform

台如图 2b 所示。实验中, 一个腕伸周期为 5 s, 每次采集 5 个周期, 共 25 s, 每次腕伸尽可能保持幅度一致。换不同电极采集前先休息 10 min, 以避免受试者产生肌肉疲劳。

### 3.3 信号分析

每组实验的左右两侧电极各选取信号完整的两

个通道, 共 4 个通道的数据, 便可获得 100 个可进行特征分析的 sEMG 段。部分通道的 sEMG 段波形如图 3 所示, 分别为一组 OT 柔性湿电极采集到的左侧尺侧腕伸肌 sEMG 与由不同参数自制柔性电极(分别从 1 到 5)采集到的右侧尺侧腕伸肌 sEMG。

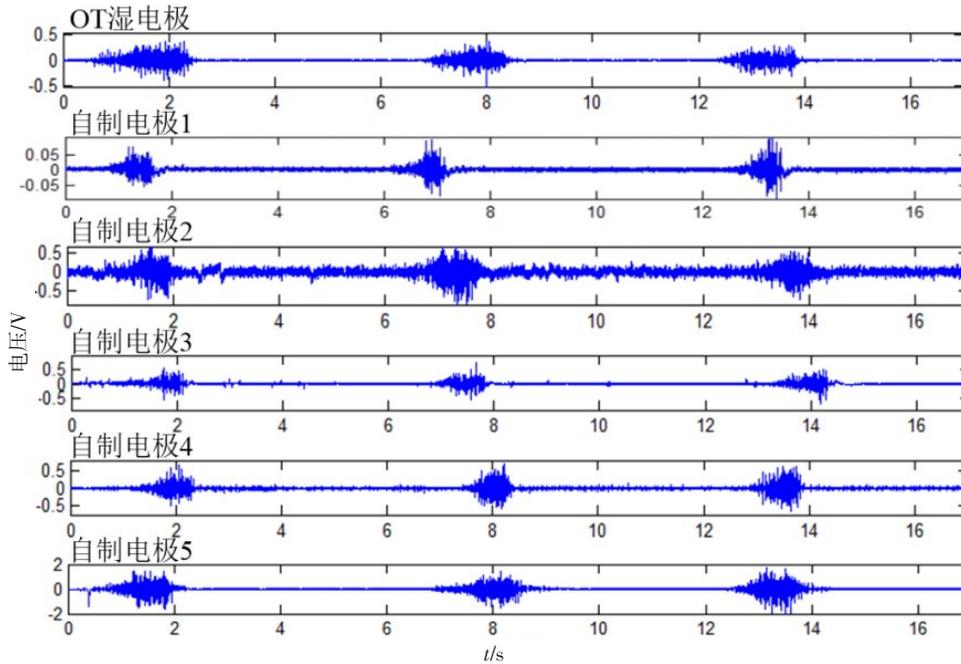


图3 OT湿电极与自制电极采集到的肌电图  
Fig.3 Electromyograms of OT wet electrode and self-made electrodes

3.3.1 不同电极采集信号的时域分析 为了对不同电极的时域特征进行定量分析, 本实验采用 SNR 和均方根(Root Mean Square, RMS)这两个指标来评价电极采集信号的质量。其定义分别为:

$$SNR = 10 * \log_{10} \left( \frac{\sum_{i=1}^N s_1^2(i)}{\sum_{i=1}^N s_0^2(i)} \right) \quad (4)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_0^2(i)} \quad (5)$$

其中,  $s_1(i)$  为 sEMG 动作段信号;  $s_0(i)$  为 sEMG 静息段信号;  $N$  为信号的长度, 且选取  $s_1(i)$  与  $s_0(i)$  的长度一致。SNR 越高, RMS 越小, 说明采集信号的噪声越小, 信号质量越高。本实验取 5 种不同参数的自制柔性电极及 OT 湿电极采集 sEMG 各 2 个通道, 共 100 个 sEMG 信号段的数据, 计算 SNR 与 RMS, 并求平均值, 绘制 OT 湿电极与自制电极的 SNR 及噪声 RMS 对比图, 如图 4 和图 5 所示。

从图 4 和图 5 可以看到, 由于使用的 OT 电极是湿电极, 每次实验采集信号的 SNR 均值都比较稳定, 保持在 9 dB 左右, 噪声 RMS 均值也较低, 保持在 7

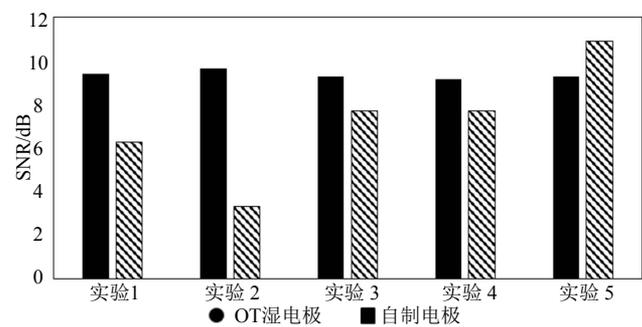


图4 不同电极的SNR对比  
Fig.4 Comparison of signal-to-noise ratio of different electrodes

$\mu V$  左右; 而不同参数的自制柔性电极采集到的 sEMG 表现出不同的 SNR 和噪声 RMS。

(1)不同电极制造工艺间比较: 实验 1、2 中的 OT 湿电极 SNR 均比电极 1、电极 2 高, 而电极 1 的 SNR 比电极 2 高 87.1%, 且噪声 RMS 减小了 89.0%, 故采用喷墨印刷工艺相较于柔性印刷电路板工艺在柔性无源电极的信号采集质量上具有一定优势。

(2)柔性印刷电极的比较: 对每组实验中的自制

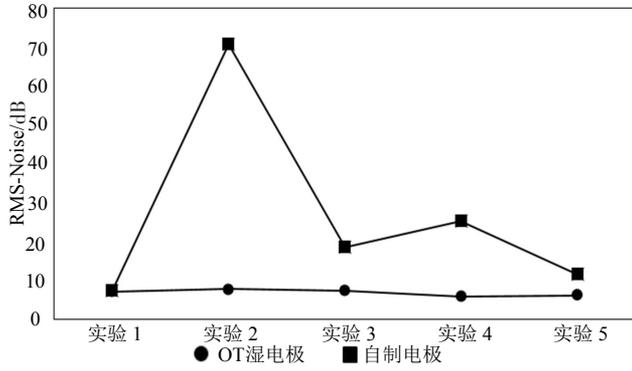


图5 不同电极的噪声RMS对比

Fig.5 Comparison of RMS-noise of different electrodes

柔性电极与OT湿电极的SNR进行比对发现实验2~4中OT湿电极采集到的sEMG的SNR均比对应自制柔性电路板电极高,且RMS更低,而实验5中电极5的SNR比OT湿电极高16.2%,性能突出。对每组实

验中不同参数的自制柔性电极的数据进行比对发现,实验3中电极3比实验2中电极2采集信号SNR高133%,且噪声RMS相比降低74.7%,说明加入有源器件可提高信号的质量。实验3、4中的电极3、4采集信号SNR和噪声RMS均相差不大,说明电极间距对信号质量的影响不大。实验5中电极5采集信号的SNR实验3中电极3高41.7%,且噪声RMS也减小了34.8%,说明增加电极高度也可提高采集信号的质量。

**3.3.2 不同电极采集信号的频域分析** 在sEMG信号的频域分析中,功率谱分析广泛应用于肌肉疾病诊断和肌疲劳检测。本实验对局部信号进行功率谱分析,比较不同电极所采集到的信号频域参数性能。选取时域分析所使用的动作段信号进行功率谱分析,5种不同参数的自制柔性电极与OT湿电极活动段的功率谱密度曲线如图6所示。

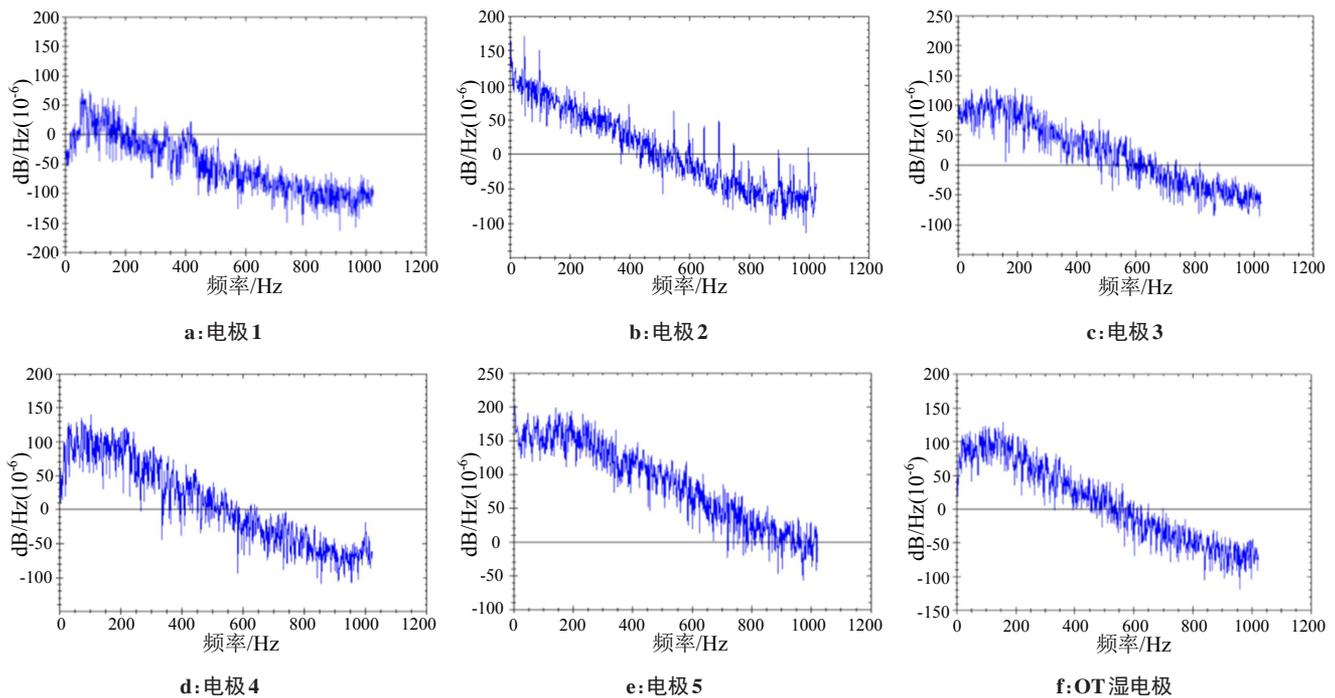


图6 不同电极采集信号的功率谱密度曲线

Fig.6 Power spectral density curve of signals collected with different electrodes

从图中6种不同的电极采集到的sEMG活动段的功率谱密度曲线可以看出,每种电极采集到的sEMG频率集中在0~500 Hz。电极1采集到的sEMG功率谱密度均值较小,反映信号幅值较小。电极2采集到的sEMG在50 Hz及其倍数上,具有尖刺状信号分布,说明电极2采集到的信号中存在工频干扰及其他电磁干扰,采集到的信号质量较差。电极3、4与OT湿电极的表现类似。电极5的功率谱密度较大,

反映采集到的信号幅值较大。

## 4 结语

为分析柔性电极设计参数对采集性能的影响,本实验通过自制不同规格的柔性干电极与商用湿电极的尺侧腕伸肌sEMG采集进行对比实验,对采集信号的时频域特性进行研究。经实验分析后发现,有源电极相比无源电极有着更好的信号质量,信号幅

值更大,抗干扰性更强,同等规格下 SNR 可提升 133%,噪声 RMS 减小 74.7%;将电极高度从 80  $\mu\text{m}$  提高到 880  $\mu\text{m}$  能使 SNR 提高 41.7%,同时降低 34.8% 的噪声 RMS,即增加电极高度可以提高采集信号质量。在本实验中,电极间距对采集信号的质量影响不大;纳米银喷墨电极相较柔性印刷电路板电极在信号质量上有一定优势,但因工艺限制,电极高度仅 0.8  $\mu\text{m}$ ,阻值较大,存在信号幅值较小的问题。综合以上因素,增加电极高度后的自制有源柔性印刷电路板电极具有较全面的 sEMG 采集性能。

本研究验证了多种设计参数对柔性电极采集性能的影响,为穿戴式生物肌电采集装置中的柔性电极设计参数的选择提供参考。在对纳米银喷墨电极进行实验时还发现纳米银颗粒在皮肤汗液的接触中存在脱落现象,影响电极的使用寿命,这为喷墨打印材料的稳定性提出了更进一步的要求。今后的工作将增加电极间距取值样本,进一步验证本实验的结论,并研究不同电极尺寸对电极性能的影响。

## 【参考文献】

- [1] 张弓. 浅谈肌电图的检测[J]. 计量与测试技术, 2014, 41(12): 8-9.  
ZHANG G. Calibration specification for electromyography [J]. Metrology & Measurement Technique, 2014, 41(12): 8-9.
- [2] 夏玲, 王磐, 吴春芳, 等. 表面肌电图在周围神经损伤修复过程中的应用价值[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(7): 1142-1148.  
XIA L, WANG P, WU C F, et al. Application value of surface electromyography in the repair of peripheral nerve injury[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2019, 23(7): 1142-1148.
- [3] 周明娟, 逯迈. 基于高阶滤波的肌电信号采集电路设计[J]. 传感技术学报, 2018, 31(1): 54-60.  
ZHOU M J, LU M. Design of EMG signal acquisition circuit based on high-order filter[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2018, 31(1): 54-60.
- [4] 王粉娟, 秦刚, 王靖宇. SEMG 检测电极的设计[J]. 电子设计工程, 2011, 19(1): 190-192.  
WANG F J, QIN G, WANG J Y. Design of SEMG detection electrode [J]. Electronic Design Engineering, 2011, 19(1): 190-192.
- [5] 董中飞, 陈香, 邓浩, 等. 柔性同心圆差分阵列表面肌电电极研制[J]. 电子测量与仪器学报, 2012, 26(4): 359-366.  
DONG Z F, CHEN X, DENG H, et al. Design of differential concentric ring sEMG electrode array based on flexible printed circuit [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2012, 26(4): 359-366.
- [6] ZHANG X, HUANG H. A real-time, practical sensor fault-tolerant module for robust EMG pattern recognition[J]. J Neuroeng Rehabil, 2015, 12(1): 1-16.
- [7] 张恒毅, 陈香. 有源柔性表面肌电电极阵列设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(8): 901-908.  
ZHANG H Y, CHEN X. Design of active surface EMG electrode array based on flexible material[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2014, 28(8): 901-908.
- [8] MARCO G. Low cost inkjet printing for the fast prototyping of surface EMG detection systems[C]. 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, 2015: 97-99.
- [9] YASSER K, FELIPPE J. Inkjet-printed flexible gold electrode arrays for bioelectronic interfaces[J]. Adv Funct Mater, 2015, 26: 1004-1013.
- [10] LIN M, NAN L I, FAN L I, et al. Design of muscular bioimpedance measurement system [M]. Lancaster: DEStech Transactions on Computer Science and Engineering, 2019.
- [11] 陈晓. 面向生理检测的电子织物研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2017.  
CHEN X. Research on electronic fabrics for physiological detection [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2017.
- [12] 侯文生, 杨丹丹, 胡宁, 等. 基于柔性印刷工艺的表面肌电电极阵列装置的设计[J]. 传感技术学报, 2010, 23(5): 621-625.  
HOU W S, YANG D D, HU N, et al. Design of electrode array device for sEMG based on flexible printed technology[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2010, 23(5): 621-625.
- [13] 黄成君. 基于高密度阵列表面肌电的肌肉肌腱单元解析及肌力估计[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2017.  
HUANG C J. Muscle-tendon units analysis and muscle force estimation based on high density surface EMG array [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2017.
- [14] HERMENS H J, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, et al. Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures[J]. J Electromyogr Kines, 2000, 10(5): 361-374.
- [15] MAROZAS V, PETRENAS A, DAUKANTAS S, et al. A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings[J]. J Electrocardiol, 2011, 44(2): 189-194.
- [16] 林上耀. 高密度表面肌电信号采集系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2016.  
LIN S Y. Research of high density surface electromyography acquisition system [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2016.
- [17] JUNG J M, CHA D Y, KIM D S, et al. Development of PDMS-based flexible dry type SEMG electrodes by micromachining technologies [J]. Appl Phys A, 2014, 116(3): 1395-1401.
- [18] DE LUCA C J. Surface electromyography: detection and recording[Z]. DelSys Incorporated, 2002. <http://www.docin.com/p-399682614.html>.
- [19] 乐珺, 徐胤, 薛卉. SEMG 测量电路在外骨骼上肢康复机器人中的应用[J]. 机械制造与自动化, 2017, 46(2): 146-149.  
LE J, XU Y, XUE H. Application of SEMG measuring circuit in exoskeleton upper limb rehabilitation robot [J]. Machine Building & Automation, 2017, 46(2): 146-149.
- [20] 鲜星宇, 王涛, 林霖, 等. 便携式人体生物电传感器[J]. 仪表技术与传感器, 2012, 3: 6-8.  
XIAN X Y, WANG T, LIN L, et al. Design of portable bioelectricity sensor [J]. Instrument Technique and Sensor, 2012, 3: 6-8.

(编辑: 谭斯允)