

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2106138

# 基于 sEMG 和肌肉深度的多通道阵列电极间距研究

于祥 赵翠莲

(上海大学 机电工程与自动化学院 上海智能制造与机器人重点实验室 上海 200444)

**摘要:** 针对不同深度肌肉肌电信号检测的电极间距不明确的问题,首先分析了单纤维肌电信号仿真模型中电极间距和肌纤维深度对肌电信号的影响;然后结合尺侧腕伸肌和膈肌肌电信号采集实验,分析电极间距与肌电信号振幅和频谱之间的关系。计算电极间距扩大对肌电信号振幅增长的贡献率,从而确定适合于不同层次肌肉肌电信号检测的阵列电极间距。仿真分析和实验结果均表明电极间距扩大可提高肌电信号的振幅,且用于深层肌肉肌电信号检测的电极较之浅层肌肉需要更大的电极间距。

**关键词:** 多通道阵列电极;表面肌电;肌肉深度;肌电信号仿真模型;电极间距;时频域矩

**中图分类号:** TH772 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

## Research on inter-electrode distance of multi-channel array electrode based on sEMG and muscle depth

Yu Xiang Zhao Cuilian

(Shanghai Key Laboratory of Intelligent Manufacturing and Robotics, School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

**Abstract:** Aiming at the problem of unclear inter-electrode distance for different depth muscles sEMG signal detection, the effect of inter-electrode distance and muscle fiber depth on sEMG signal in single-fiber sEMG signal simulation model was analyzed firstly. Then, the relationship between the inter-electrode distance and the amplitude and frequency spectrum of the sEMG signal was analyzed by combining with the sEMG signal acquisition experiment of the extensor carpi ulnaris and diaphragm muscles. The contribution rate of the increase of inter-electrode distance to the increase of sEMG signal amplitude was calculated, and the inter-electrode distance suitable for different muscle levels of sEMG signal detection was determined. Simulation analysis and experimental results show that the increase of inter-electrode distance can increase the sEMG signal amplitude, and the inter-electrode distance of deeper muscle sEMG signal detection is larger than that of superficial muscle.

**Keywords:** multi-channel array electrode; surface electromyography; muscle depth; EMG signal simulation model; inter-electrode distance; time-frequency domain

## 0 引言

表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)与人体生理活动状态密切相关,可在一定程度上反映生物体肌肉的运动情况<sup>[1]</sup>。sEMG的检测效果受电极性能、皮下脂肪厚度和电极相对位置等因素影响<sup>[2]</sup>,因此研究各因素对肌电信号的影响有助于优化电极设计参数,扩大表面肌电信号的应用领域<sup>[3-4]</sup>。

在实际 sEMG 检测中,差分电极配置是最为常见的。其中电极间距(inter-electrode distance, IED)被认为是电极性能最相关的参数之一<sup>[5]</sup>,Rodriguez-Falces 等<sup>[6]</sup>通过实

验揭示了电极间距、收缩方式和肌肉类型对发力水平增加时肌电信号频谱变化的关系,但未分析电极间距对肌电信号振幅的影响,同时未考虑肌肉、皮肤和脂肪层厚度及导电性等容积导体特性因素。Roeleveld 等<sup>[7]</sup>发现了运动单位电位特性随运动单位深度的变化而不同,两者之间关系取决于电极配置和所观察的运动单位电位参数,但所关注的运动单位限于同一块肌肉之内,未考虑到不同肌肉之间的差异。上述研究讨论了电极间距、运动单位深度等因素对肌电信号的影响,但所讨论的范围仍局限于传统双极电极。

多通道阵列电极可获得肌电信号的时域和空间信息,通过研究多通道阵列电极设计参数对肌电信号的影响,有

收稿日期:2021-03-24

助于优化多通道阵列电极的检测性能,将多通道阵列电极应用于更广泛的表面肌电信号检测。柳叶潇等<sup>[8]</sup>使用不同规格柔性多通道阵列电极检测尺侧腕伸肌表面肌电信号,讨论了电极制作工艺和电极参数对电极性能的影响; Afsharipour 等<sup>[9-10]</sup>通过肌电信号仿真模型模拟和实验验证,分析高密度阵列电极的电极间距、电极尺寸对肌电信号振幅和频谱特征的影响,为减少阵列电极使用所带来的频谱功率泄露和信号混叠,建议使用较小的电极尺寸和电极间距。上述研究通过实验或仿真分析阵列电极中电极参数与肌电信号特征之间的关系,从而得出合适的电极参数,但所研究的肌肉范围具有局限性,未考虑到深层肌肉的较厚皮肤和皮下组织对实验结果的干扰。

基于上述局限之处,本文通过单肌纤维肌电信号模型仿真,结合不同层次肌肉表面肌电信号采集实验,分析肌肉深度和电极间距对表面肌电信号特征的影响。通过分析在不同层次肌肉下,电极间距与肌电信号振幅之间的关系,为不同层次肌肉肌电信号检测的多通道阵列电极设计提供依据和指导。

## 1 研究方法

### 1.1 单纤维动作电位理论模型

sEMG 具体产生过程<sup>[11]</sup>如下:大脑皮层首先发出信号,信号传递过程中细胞突触刺激神经和肌肉系统的运动神经元,使得运动终板处的离子通透性发生变化产生膜内动作电位(intracellular action potential, IAP),并沿肌纤维向两端肌腱传导。在单一纤维上所产生的动作电位称为单

纤维动作电位(single fiber action potential, SFAP),而在同一运动单位(motor unit, MU)中的所有单纤维动作电位称为运动单位动作电位(motor unit action potential, MUAP)。当运动单元被反复激活时,便可以得到一系列运动单元动作电位序列(motor unit action potential trains, MUAPT),再加上噪声即为人体皮肤表面采集到的表面肌电信号。

本文根据点电流源模型和生理层肌电模型<sup>[12]</sup>建立单纤维动作电位仿真模型,以研究电极相对位置和肌肉深度对 SFAP 的影响。

在肌电模型中使用 Nandedkar 和 Stalberg 所提出的式(1)描述膜内动作电位。

$$e(z) = 768z^3 e^{-2z} - 90 \quad (1)$$

式中: $e(z)$ 为膜内动作电位(mV), $z$ 为电极检测处与运动终板的轴向距离(mm)。图1(a)所示为膜内动作电位的仿真波形。

由于皮肤、肌肉和脂肪组织的不均匀各向异性,可将其看作二维空域滤波器,IAP 经过上述空域滤波器后即即为跨膜电流。引入描述电极检测位置的权重函数以减少检测位置的干扰影响,最终的单纤维动作电位如式(2)所示。

$$V_E(z_0, y_0) = K'K'' \left[ \frac{\partial g(z)}{\partial z} \cdot \frac{1}{r} \Big|_{S_1} + \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\partial^2 g(z)}{\partial z^2} \cdot \frac{1}{r} dz - \frac{\partial g(z)}{\partial z} \cdot \frac{1}{r} \Big|_{S_2} \right] \quad (2)$$

式中: $S_1$ 和 $S_2$ 分别表示肌腱和运动终板,这两部分是对动作电位在终板处产生和肌腱消失的补偿。跨膜电流如图1(b)所示,最终的单纤维动作电位如图1(c)所示。

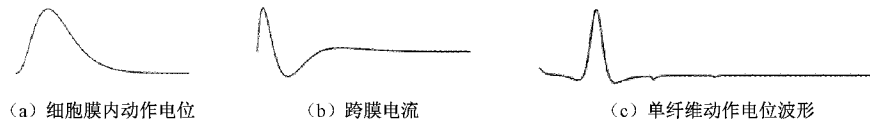


图1 IAP 波形、跨膜电流及单纤维动作电位波形

### 1.2 电信号采集实验

本文分别将尺侧腕伸肌和膈肌作为浅层肌肉和深层肌肉对象进行 sEMG 采集。尺侧腕伸肌为前臂后群肌浅层次伸肌之一,肌腹扁平细长,厚薄比较均匀,而膈肌位于胸、腹之间,呈穹隆状。

本文共招募 8 名健康男性受试者,年龄 22~25 岁,身体状况良好,无尺侧腕伸肌与膈肌损伤等肌肉损伤病史,通过采集他们尺侧腕伸肌和膈肌的表面肌电信号进行本文研究。

数据采集装置使用 OT EMG-USB2+ 多通道信号采集器,如图 2(a)所示。电极使用 OT 8 通道湿电极,电极间距为 5 mm,实验采用单极性采集方式,参考电极固定在手腕骨处。采样频率为 2 048 Hz,增益为 1 000 倍,带通滤波的范围为 10~500 Hz。采集前用乙醇擦拭受试者皮肤以减少电极阻抗,采集受试者尺侧腕伸肌<sup>[13]</sup>和膈肌<sup>[14]</sup>的表面肌电信号,采集电极放置位置分别如图 2(b)、(c)所示。

受试者取正坐位,保持躯干竖直,双臂放松,放置于支撑台面上,避免测试过程中用力或触碰电极。

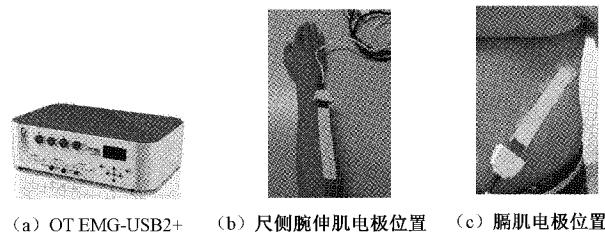


图2 数据采集装置与sEMG电极放置位置

尺侧腕伸肌实验动作,规定一个腕伸周期为 5 s,每次采集 12 个周期,共 60 s,每次腕伸尽可能保持手腕运动幅度一致,每一组 60 s 的尺侧腕伸肌肌电信号采集完毕后,休息 10 min,避免肌肉疲劳,重复尺侧腕伸肌表面肌电信号采集实验,共采集 3 组信号数据。膈肌实验动作,规定

一个腹式呼吸周期为 5 s, 每次采集 12 个周期, 共 60 s, 每次呼吸尽可能保持幅度一致, 休息 10 min, 避免肌肉疲劳, 重复膈肌表面肌电信号采集实验, 共采集 3 组信号数据。所有采集记录的表面肌电信号数据通过 MATLAB 软件进行滤波处理、差分运算和信号特征计算。

## 2 仿真实验及结果分析

### 2.1 仿真实验设计

基于 SFAP 形成仿真的基础, 通过改变肌纤维深度、差分电极对之间的间距及电极与肌纤维的相对位置, 以此研究肌纤维深度和电极间距对表面肌电信号的影响。根据式(2)对单纤维动作电位进行仿真, 在本文中设肌纤维总长为 100 mm, 运动终板距纤维右肌腱长度为 60 mm, 动作电位的传输速度为 1 m/s, 差分电极位于肌纤维上方, 且与之平行。

在本文中采用差分电极配置进行肌电信号检测, 本文设定第 1 通道电极为  $a_1$ , 保持  $a_1$  不变, 通过改变第 2 通道电极  $a_2$  与  $a_1$  的距离, 即电极间距  $a$ , 以研究差分电极对的不同间距对肌电信号的影响。设定不同的肌纤维深度  $d$ , 以研究肌纤维深度对肌电信号的影响。如图 3 所示为差分式电极与肌纤维相对位置示意图。

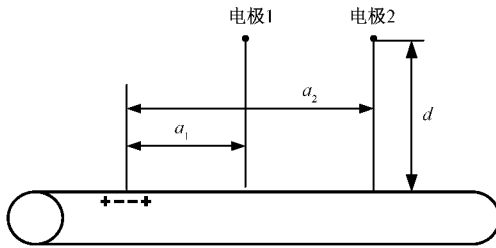
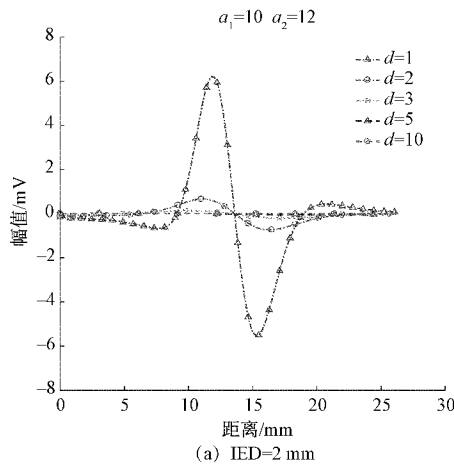


图 3 差分式电极与肌纤维相对位置示意图



(a) IED=2 mm

### 2.2 电极间距对肌电信号的影响

设定第 1 通道电极与运动终板距离  $a_1$  为 10 mm, 调整第 2 通道电极  $a_2$  与第 1 通道电极  $a_1$  之间的距离得到不同差分间距  $a$ , 设定肌纤维深度  $d=3$  mm。经过差分运算, 得到不同差分间距下的仿真单纤维动作电位, 如图 4 所示。

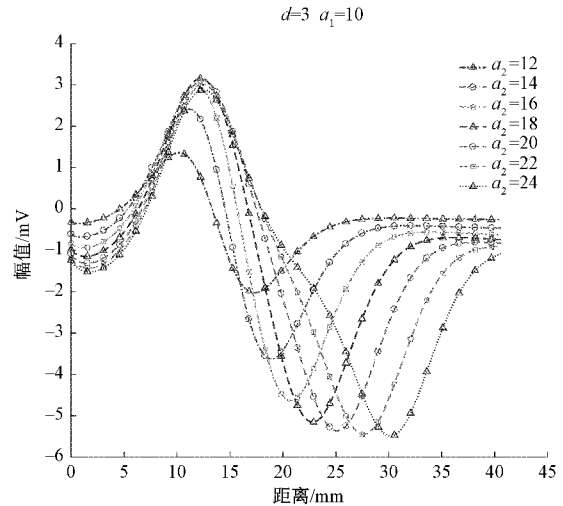
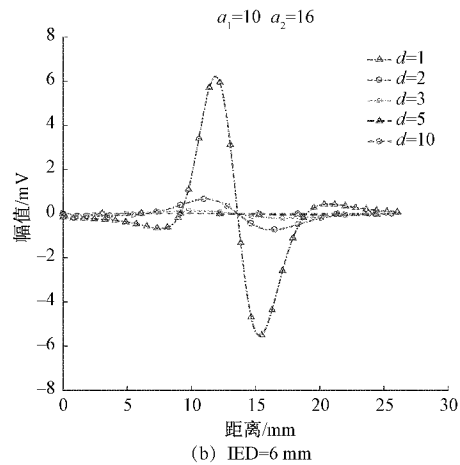


图 4 不同电极间距下 SFAP 波形

从图 4 中可以看出, 当电极间距较小时, 肌电信号的振幅较小, 而随着电极间距的不断增大, 肌电信号的振幅也随着增大。差分电极对的间距与 SFAP 信号振幅成正相关关系, 但当电极间距增大到一定程度时, 差分 SFAP 信号的振幅趋于稳定。

### 2.3 肌纤维深度对肌电信号的影响

为了讨论肌纤维深度对 SFAP 的影响, 本文在固定差分电极间距  $a$  下, 比较不同肌纤维深度  $d$  对 SFAP 的影响, 结果如图 5 所示。



(b) IED=6 mm

图 5 不同肌纤维深度下 SFAP 的波形

观察差分信号的仿真数据结果, 差分 SFAP 信号的幅值主要由肌纤维深度  $d$  决定。从图 5(a) 可以看出当检测电极与肌纤维的距离为 1 mm 时, SFAP 振幅约为 6.21 mV, 但

当肌纤维深度到达 3 mm 时, SFAP 幅值减少到仅有 0.04 mV。从图 5(b) 可以看出, 当电极间距  $a$  扩大到 6 mm 时, SFAP 的幅值随  $d$  的增大而衰减的速度减缓。

虽然电极间距的扩大可提高肌电信号的振幅,但相比于电极间距的影响,肌纤维深度对SFAP振幅的影响是主要的。

### 3 肌电信号采集实验结果分析

#### 3.1 肌电信号预处理

肌电信号采集过程中易受周围环境的影响,信号

特征计算前需要对肌电信号进行预处理,以滤除肌电信号中的噪声。其中工频陷波器滤除50 Hz工频干扰,12阶巴特沃斯滤波器滤除运动伪迹等噪声,小波变换<sup>[15]</sup>滤除膈肌肌电信号中的心电干扰,由此获得较为纯净的肌电信号,图6为膈肌肌电信号的滤波处理过程。

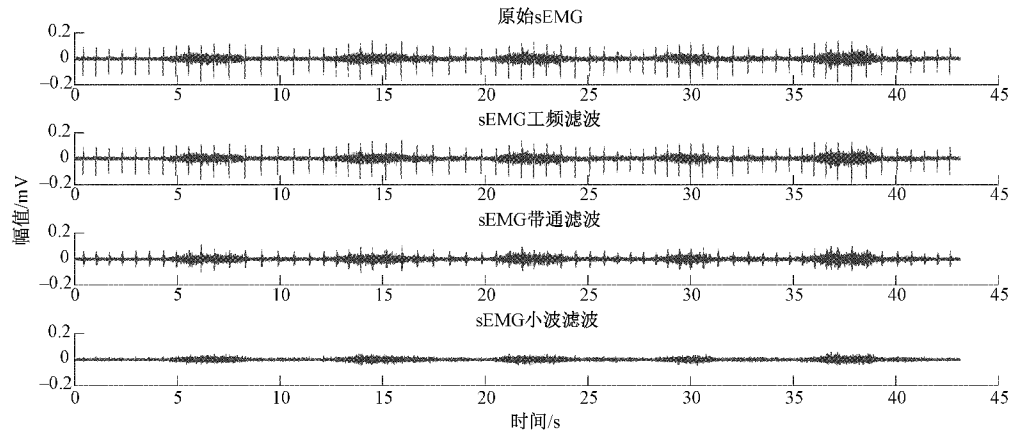


图6 膈肌肌电信号滤波处理过程

本文使用8通道湿电极,电极间距为5 mm,由此可得5~35 mm共7种不同的差分间距。对所有实验数据进行不用差分间距的差分运算,由此可得多种不同差分间距的肌电信号,如图7所示。本文采用均方根(root mean square, RMS)、平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中值频率(median frequency, MF)3个肌电信号特征来分析电极间距和肌肉深度对肌电信号振幅和频谱的影响。其定义分别为:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3)$$

$$MPF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j p_j}{\sum_{j=1}^M p_j} \quad (4)$$

$$MF = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M p_j \quad (5)$$

式中: $x_i$ 是sEMG的采样值; $N$ 为观测点数; $p_j$ 是信号的功率谱; $f_j$ 是功率谱 $p_j$ 所对应的频率; $M$ 是频率个数。

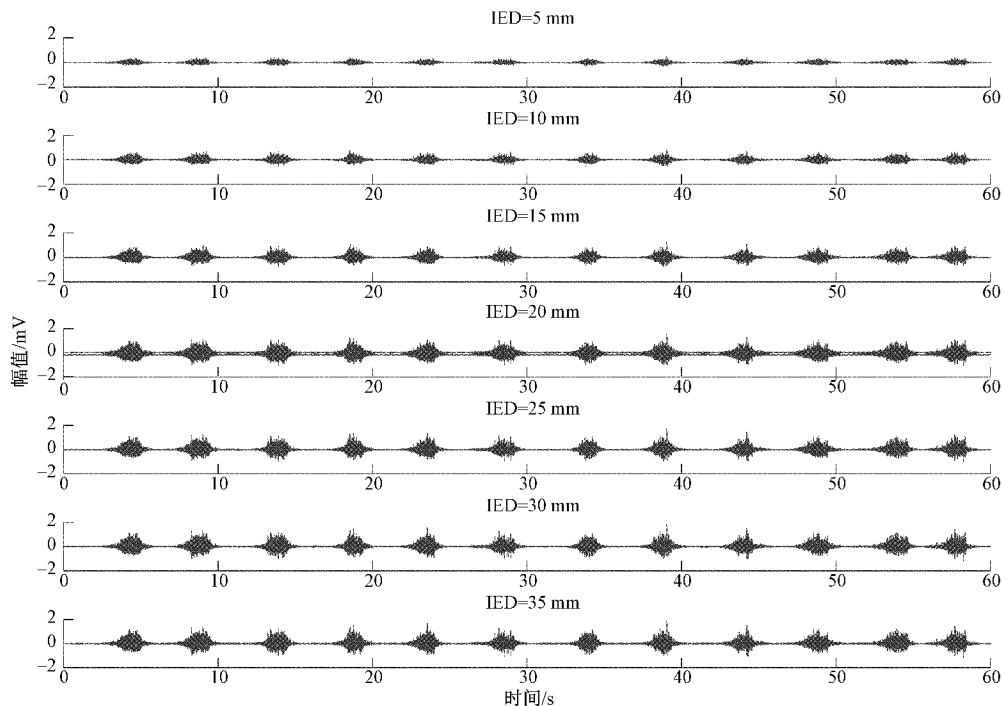


图7 不同差分间距下的肌电信号

### 3.2 尺侧腕伸肌肌电信号分析

对经过预处理的尺侧腕伸肌肌电信号进行运动段分割,并进行时域和频域特征计算。任取其中一次实验数据中的动作片段,计算其均方根 RMS、平均功率频率 MPF、

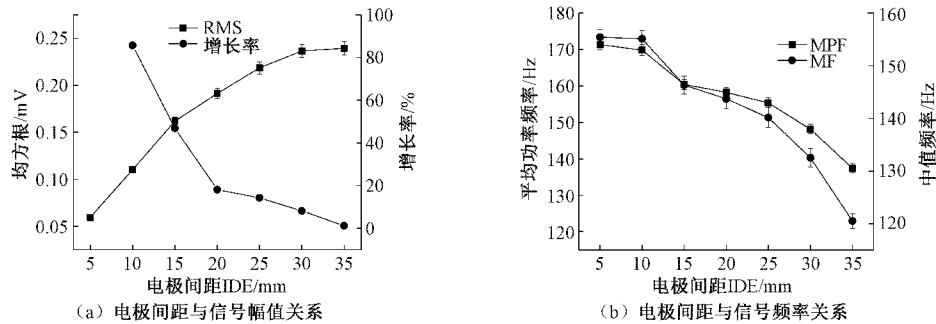


图8 不同差分间距下的尺侧腕伸肌表面肌电信号特征

### 3.3 膈肌肌电信号分析

本文将膈肌作为深层肌肉研究对象,任取其中一次实验数据对其进行运动段分割和特征值计算。从图9可以明显看到,膈肌肌电信号的时域和频率特征随电极间距变化趋势与

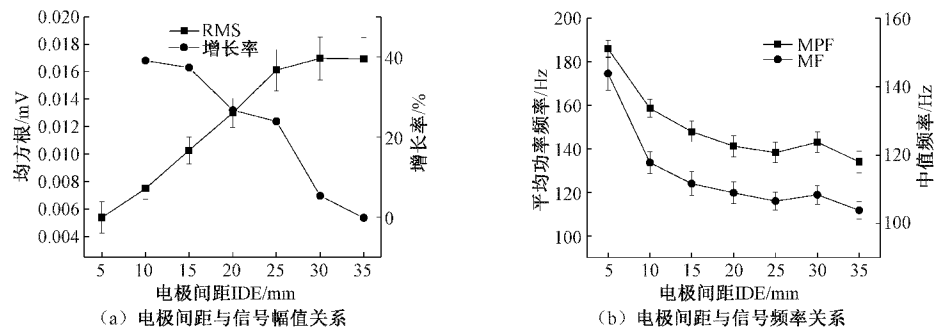


图9 不同差分间距下的膈肌表面肌电信号特征

## 4 结论

本文通过单肌纤维肌电信号模型仿真和不同层次肌肉肌电信号采集实验,分析电极间距和肌肉深度对肌电信号振幅和频谱的影响,得出肌肉深度对肌电信号振幅的影响是决定性的,同时电极间距与肌电信号振幅之间呈现正相关关系,与肌电信号频率之间是负相关关系。

本文分别以尺侧腕伸肌和膈肌作为浅层肌肉和深层肌肉研究对象,通过分析电极间距和其表面肌电信号振幅的关系,计算间距扩大对其肌电信号振幅增长的贡献率,由此初步确定适合其肌肉表面肌电信号检测的电极间距。此研究初步讨论了肌肉深度与肌电信号振幅和频谱之间的关系,但限于实验条件,未精确测量肌肉深度。之后的工作可进一步扩大肌肉的研究范围,并精确测量肌肉的深度,由此讨论适合更大肌肉范围的肌电信号检测的电极设计。

中值频率 MF。从图8可以明显看到,尺侧腕伸肌的表面肌电信号振幅随着电极间距的扩大而增长,当电极间距扩大到20 mm后,肌电信号振幅增长率低于20%,同时尺侧腕伸肌肌电信号的 MPF 和 MF 随电极间距扩大而减小。

浅层肌肉尺侧腕伸肌一致,当电极间距扩大到30 mm时,肌电信号振幅增长率急剧降低到5.27%。由于肌肉深度的影响,膈肌肌电信号振幅不足尺侧腕伸肌肌电信号的1/10,可见肌肉深度对肌电信号振幅的影响具有决定性。

## 参考文献

- [1] DUMITRU D, KING J C, ROGERS W E, et al. Positive sharp wave and fibrillation potential modeling[J]. *Muscle & Nerve*, 2015, 22(2):242-251.
- [2] 徐瑞,李志才,王雯婕,等. 基于肌电的人机交互控制策略及其应用与挑战[J]. *电子测量与仪器学报*, 2020, 34(2):1-11.
- [3] 张慧河,郭旭东,周莹,等. 基于肌电样本熵的反馈式电刺激仪的研究[J]. *电子测量技术*, 2020, 43(5):18-22.
- [4] 陈思佳,罗志增. 基于长短时记忆和卷积神经网络的手势肌电识别研究[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(2):162-170.
- [5] HAJIAN G, MORIN E, DE A. Effect of inter-electrode distance on frequency parameters of surface EMG during isometric contraction[C]. 2016 IEEE EMBS International Student Conference, 2016:1-4.

- [6] RODRIGUEZ-FALCES J, NEYROUD D, PLACE N. Influence of inter-electrode distance, contraction type, and muscle on the relationship between the sEMG power spectrum and contraction force[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2015, 115(3):627-638.
- [7] ROELEVELD K, STEGEMAN D F, VINGERHOETS H M, et al. Motor unit potential contribution to surface electromyography [J]. *Acta Physiol Scand*, 2010, 160(2):175-183.
- [8] 柳叶潇, 徐昱琳, 赵翠莲. 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[J]. *中国医学物理学杂志*, 2019, 36(7):830-835.
- [9] AFSHARIPOUR B, ULLAH K, MERLETTI R. Amplitude indicators and spatial aliasing in high density surface electromyography recordings [J]. *Biomedical Signal Processing & Control*, 2015, 22(9):170-179.
- [10] AFSARIPOUR B, SOEDIRDJO S, MERLETTI R. Two-dimensional surface EMG: The effects of electrode size, interelectrode distance and image truncation [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2019, 49(3):298-307.
- [11] 杨海红, 吴海涛. 神经肌肉接头突触发育信号机制研究进展[J]. *生命科学*, 2017, 29(3):277-291.
- [12] 尤波, 刘意, 赵汗青, 等. 人体肌电信号的生理层模型[J]. *计算机仿真*, 2015, 32(1):367-371.
- [13] MUCELI S, JIANG N, FARINA D. Multichannel surface EMG based estimation of bilateral hand kinematics during movements at multiple degrees of freedom[C]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010:6066-6069.
- [14] 费森杰, 赵翠莲, 徐浩宇. 基于膈肌重建的表面肌电信号采样点实验与分析[J]. *北京生物医学工程*, 2018, 37(6):65-71.
- [15] 谢丽娟, 路锋, 王旭, 等. 一种用于信号去噪的小波阈值去噪算法[J]. *国外电子测量技术*, 2020, 39(4):32-36.

### 作者简介

于祥,在读硕士,主要研究方向为生物传感器与肌电信号处理。

E-mail:1006956483@qq.com

赵翠莲(通信作者),教授,主要研究领域为生机电一体化、医工结合、康复工程。

E-mail:clzhao@shu.edu.cn