

Design of Electrode Array Device for sEMG Based on Flexible Printed Technology*

HOU Wensheng*, YANG Dandan, HU Ning, WU Xiaoying, ZHENG Xiaolin

(Bioengineering college of Chongqing University, Chongqing 400030, China)

Abstract: An electrode array device which noninvasively records sEMG was designed based on flexible printed technique. The electrode array consisted of twelve electrodes arranged as two columns, whose electrodes were made of circular gold-coated contacts of 1.2 mm diameter, with an inter-electrode distance of 3 mm. The material (Polyimide, 50 μm thick) used as electrode carrier allows this new sensor to own higher mechanical flexibility; electrodes with gold-coated (2 μm thick) surface have a lower resistance; And adhesive electrode array is attached to the skin using specially prepared double sided adhesive tape whose was made of acrylic polymer. In the experiment of multichannel sEMG recorded from Flexor Digitorum Superficialis (FDS) during single-digit force production tasks had acquired stable baseline and best sEMG signals. These preliminary results imply that the inexpensive and small in size high-density electrode array device could be applied in the recording of spatial information of sEMG over the surface muscles.

Key words: electrode array; flexible printed technology; multichannel surface electromyography; root mean square; neuromuscular compartment

EEACC: 7510D; 7230

基于柔性印刷工艺的表面肌电电极阵列装置的设计*

侯文生*, 杨丹丹, 胡宁, 吴小鹰, 郑小林

(重庆大学生物工程学院, 重庆 400030)

摘要:设计了一种基于柔性印刷工艺的表面肌电电极阵列装置。该电极阵列由 12 个直径 1.2 mm 的镀金圆电极分成两列组成, 内部电极间距为 3 mm。电极载体材料(聚酰亚胺, 厚 50 μm)具有较高的机械柔性, 表面镀金(厚度 2 μm)的电极具有较低的阻抗, 特制的聚酯双面胶带用于可重复使用的电极阵列装置的固定。在单指力量输出任务时记录指浅屈肌的多通道表面肌电(surface Electromyogram, sEMG)信号的实验中得到了稳定的基线和较好的 sEMG 信号。初步的实验结果表明, 设计的这种低成本、体积小的高密度电极阵列装置能用于表面肌肉空间 sEMG 信号的检测。

关键词: 电极阵列; 柔性印刷工艺; 多通道表面肌电信号; 均方根; 神经肌肉单元

中图分类号: R318.6

文献标识码: A

文章编号: 1004-1699(2010)05-0621-05

肌电活动的空间信息可用于研究已激活的运动单位产生的动作电位的空间分布, 为更好的理解肌肉的空间功能特性提供了可能^[1]。最近基于针电极的研究发现人类的三条多腱手外肌的四个神经肌肉单元能够被选择性的激活^[2-4]。提取这些神经肌肉单元的空间信息将对电子假肢和康复医疗的发展具有举足轻重的作用。但针电极检测具有耗时、疼痛、对肌肉的收缩水平有限制等缺点, 因此本文提出

采用电极阵列非侵入的检测表面肌电(surface Electromyogram, sEMG)信号。

动作电位是沿着肌纤维的方向传播的, 多点不同空间位置的 sEMG 信号因能提供独立于时间信息的空间信息从而增加了从 sEMG 信号提取的信息的质量和和数量^[5]。Masuda 等首次采用线性阵列电极(多达 16 个电极)研究肌肉解剖特性及估计肌纤维传导速度^[6]。Hogrel 提出一种基于 Laplacian 的

项目来源: 国家自然科学基金资助项目资助(30770546, 30970758); 重庆市自然科学基金资助(2006BB2043, 2007BB5148); 重庆大学“211 工程”三期创新人才培养计划建设项目资助(S-09104)

收稿日期: 2009-11-16 **修改日期:** 2010-01-01

两维阵列电极的检测技术研究等长线性收缩过程中运动单位的募集^[7]。Staudenmann 等报道了一种高密度 sEMG 栅格电极可以改善利用 sEMG 估计肌肉力量的质量^[8]。Gonzalo 等报道了一种用于研究 sEMG 信号的分解算法的两维 16 通道不锈钢电极阵列^[9]。

但目前常用的电极阵列的结构限制了其应用的广泛性。它们一般由集成在具有一定孔径的硬质料上的金属针或金属条组成,具有较大的外形尺寸,较小的机械柔性和较大的皮肤电极接触阻抗。而且,在目前可获得的电极阵列系统中,大部分的电极皮肤接触是通过外部固定来实现的。如果多通道电极阵列的电极点是凸出的而记录区域是不平的,这很可能会导致记录区域压力的不均匀分布从而给受试者造成疼痛。柔性电路板(Flexible printed circuit, FPC)具有配线密度高、重量轻、厚度薄,易弯曲,成本低等优点,因此本文基于柔性印刷工艺设计了一种高密度表面肌电电极阵列装置。

1 材料和方法

1.1 电极阵列的设计

目前报道的二维电极阵列最常用的电极形状为圆形,电极直径在 0.5 ~ 3 mm 的范围内变化。目前的工艺水平表明在相同的记录面积的条件电极形状对记录的 sEMG 信号没有太大的影响^[10]。关于电极尺寸,Hermens 等报道了在垂直于肌纤维方向上电极尺寸的增加可以降低阻抗,在沿肌纤维方向电极尺寸的增加对 sEMG 信号有积分效应,降低其高频成份^[10]。另外,电极材料必需具有良好的电极皮肤接触,较低的电极皮肤阻抗,低噪声和稳定的特性。镀金的电极接触点具有电阻率小、接触电阻小、性质稳定、耐腐蚀等特性,因此是目前制作电极阵列的常用材料。考虑到电极阵列要应用于前臂多腱手外肌,为尽量避免交叉效应的影响,本文采用直径 1.2 mm 的镀金圆形电极。

为了获得合适的空间分辨率,也就是确保在皮肤表面能够记录到电压分布的快速变化,在平行与垂直肌纤维两个方向上电极的密度都必需足够高以满足奈奎斯特采样定理。Blok 等利用容积传导模型的模拟研究发现小块表层肌肉需要较高的电极密度(电极间距一般为 2.5 mm ~ 3 mm),对于较大的深层肌肉 5 mm 的电极间距就能充分满足奈奎斯特采样定理^[11]。Blok 等利用设计的高密度多通道 sEMG 系统研究单个运动单位特性时进一步证实了这一观点^[12]。本文设计的高密度电极阵列由 12 个

电极分成两列组成,在行和列两个方向上内部电极间距(中心到中心)为 3 mm(如图 1)。

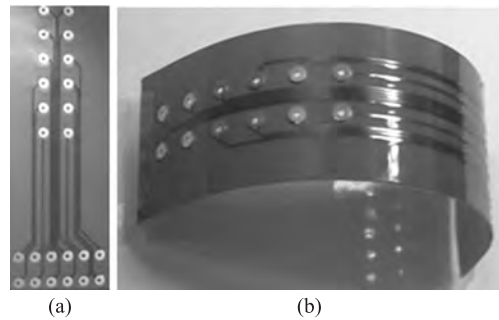


图 1 表面肌电电极阵列的实物图

本文基于双面柔性印刷工艺设计了一种以聚酰亚胺为电极载体的较薄(厚度为 140 μm)、易弯曲、可重复使用的表面肌电电极阵列(如图 1)。电极为直径 1.2 mm 表面镀金的圆柱形铜电极,电极的电气连接导线宽 0.1 mm,以最小线距 0.2 mm 平行的排列,终端到达一个大小为 12.5 mm \times 5.25 mm(长 \times 宽)的焊盘区(图 1)。聚酰亚胺保护层将电气连接导线与外界绝缘,电极与焊盘间的电气连接导线由于聚酰亚胺材料的半透明性可以在图 1 中看到的。

1.2 柔性印刷加工工艺

基于柔性印刷工艺的电极阵列的加工流程如图 2 所示,具体流程如下:①将柔性膜裁切成适当的尺寸;②等离子清洗保证了柔性膜具有良好的平整度和光洁度;③在柔性膜过孔位置钻孔、通孔电镀,得到需要的过孔;④打磨柔性膜表面;⑤将柔性膜与铜箔层压(厚度为 70 μm);⑥将感光干膜与铜箔基板压合后曝光,就会在干膜上形成微电极阵列、引线等图形;⑦用显影液处理曝光后的感光干膜,除去未感光的光感干膜,使图形基本成型;⑧在 40 ~ 55 $^{\circ}\text{C}$ 的

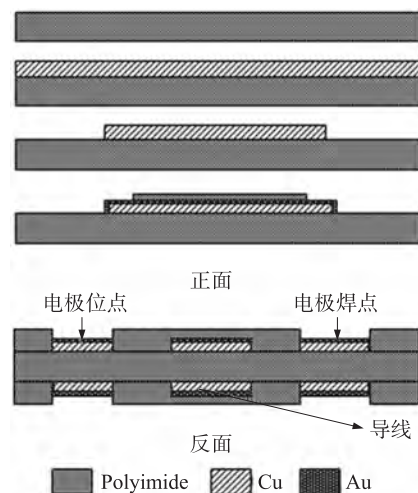


图 2 双面电极阵列的工艺流程图

温度下用蚀刻药液均匀喷淋铜箔表面,腐蚀掉多余的铜箔,在铜箔上形成电极阵列线路,随后剥离干膜,得到电极、引线和焊盘结构;⑨对待贴合覆盖膜或待电镀的部位进行表面处理;⑩在电极阵列、焊盘等图形上镀 $2\ \mu\text{m}$ 厚的金层,以获得较好的抗腐蚀、抗氧化能力;⑪涂覆绝缘层,裸露焊盘和电极区域;⑫进行外形加工;⑬对柔性板进行等离子清洗;⑭品质检查,其流程如图2。

1.3 电极阵列装置的设计

尽管电极和电缆线的连接不直接影响 sEMG 的特性,但电极和电缆线的移动很可能造成运动伪迹。本文设计的高密度电极阵列通过长 $0.8\ \text{m}$ 的屏蔽线(15芯)连通电极阵列与多通道生理记录仪,电极阵列装置的结构如图3所示。检查每个焊点完好的电气连接之后在焊盘区涂上一层绝缘胶,这样既可避免因屏蔽线的扯动导致焊盘脱落,也可以用于焊盘间的绝缘。然后,在导线面粘贴一层厚 $0.5\ \text{mm}$ 的棉纸用于保护柔性的电极阵列和避免导电膏外溢。

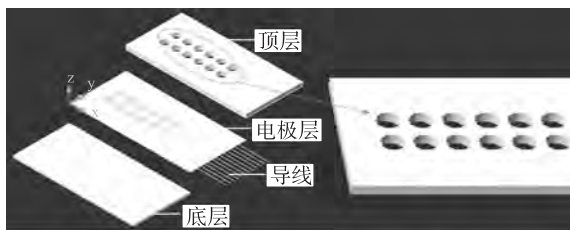


图3 高密度电极阵列装置的结构示意图

干电极阵列使用方便,而且避免了电极间短路的可能性,但其主要的缺点就是具有较高的皮肤接触阻抗。有些研究者发现锯齿状的皮肤电极接触具有最小的阻抗^[12],但这种接触结构在电极阵列外部固定时需要充分的压力容易给受试者带来不适。因此本文设计了一种悬浮结构的可粘贴的电极阵列装置,即每个电极点位点为一直径 $2\ \text{mm}$,高 $1\ \text{mm}$ 的空腔。这些空腔可用于填充导电膏以避免电极间短路和最小化电极皮肤接触阻抗。使用时在空腔内充满导电膏,用中空的一次性聚酯双面胶带用于电极阵列的外部固定。

2 电极阵列电学性能测试

为了降低电极皮肤接触阻抗,需要在皮肤和电极之间涂导电膏,这样就会在电极位点处形成金属-导电膏界面。本研究利用生理盐水(浓度 0.9% 的 NaCl 溶液, $\text{pH}=7$)模拟电极点与导电膏的界面的电特性,采用阻抗分析仪(Fluke, PM6036)测试室温下电极阻抗与输入信号频率之间的关系。图4是双面电极正面所对应的频率-阻抗图。从图中可以看出,基于柔性印刷工艺的电极的阻值呈高通特性,

即电极的阻值随着信号频率的增高而明显降低,频率大于 $1\ 000\ \text{Hz}$ 时阻抗趋于稳定,表现出了良好的高通特性。经过测试多组样品,表现出良好的重复性,证明电极阵列具有良好的稳定性。

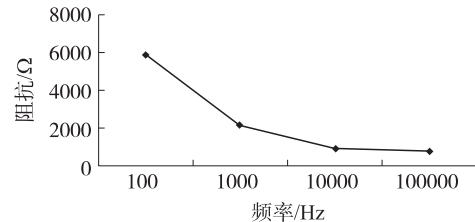


图4 电极阵列电学性能谱线图

3 应用范例

3.1 实验设计与 sEMG 数据采集

用磨砂膏和酒精去除皮肤角质和油脂后,将高密度电极阵列长轴沿肌纤维的方向贴于指浅屈肌(Flexor Digitorum Superficialis, FDS)肌腹位置,参考电极(Ag/AgCl 电极)置于腕部。受试者正座,右前臂水平置于搁板上,掌心向下,拇指内收,2~5指微屈放置在压力传感器上。为保持实验过程中姿势的一致腕和前臂用尼龙带固定。

本实验设计 $6\ \text{N}$ 、 $8\ \text{N}$ 、 $10\ \text{N}$ 、 $12\ \text{N}$ 为单指(食指、中指)力量输出的一组目标力量,要求每位志愿者(5名)的任务手指的输出力量尽可能精确地匹配目标力量并保持 $5\ \text{s}$ 。同时,利用16通道生理记录仪沿肌纤维方向单差分记录 sEMG。在实验过程中提供受试者目标力量及其指力的反馈信息,指导受试者达到目标力量并保持稳定的力量输出。每个任务手指重复测量五组,每组力量水平的顺序是随机的。为了避免实验过程肌肉疲劳的发生,每次实验结束后休息一分钟。sEMG 信号的采样频率为 $2\ 000\ \text{Hz}$,带通滤波 $8\ \text{Hz}\sim 500\ \text{Hz}$ 。

3.2 数据处理与结果

图5是志愿者中指输出 $12\ \text{N}$ 时记录的FDS的sEMG信号。从图中可以看到检测到的多通道sEMG信号表现出很好的基线稳定性。本文利用肌肉不活动时记录的基线的均方根(Root Mean Square, RMS)来评价电极阵列的性能,此信号即为电极系统噪声,

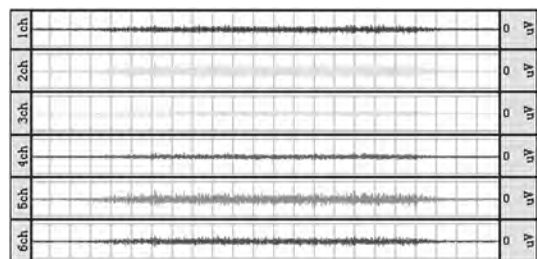


图5 中指输出 $12\ \text{N}$ 力量时FDS的多通道sEMG

它主要包括热噪声、放大器噪声、肌肉不活动时多余的 sEMG 信号。图 6 是五名受试者不同电极位置噪声信号的均方根的均值和标准误差。由图可知,本文设计的电极阵列具有较小的噪声水平。

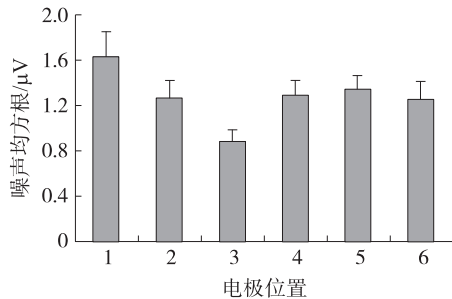


图6 不同电极位置噪声信号的均方根均值及其标准误差

从图7可以看出,单指活动时 FDS 各个通道的 RMS 均随手指输出力量水平的增加而增加,但每个通道增加的程度不同;在相同的力量水平下,食指动作引起的 FDS 的活动水平要明显低于中指动作时 FDS 活动水平。线性回归分析适用于研究每个受试者 sEMG 参数和力量的关系,我们对不同空间位置记录的 sEMG 的 RMS 进行线性回归分析。单指动作时不同空间位置的 RMS 对力量的变化的灵敏度不同,其中通道2和通道5对力量的变化最敏感;中指活动时不同电极位置的 RMS 对力量的变化的灵敏度是食指动作时相应电极位置的两倍($P < 0.001$)。

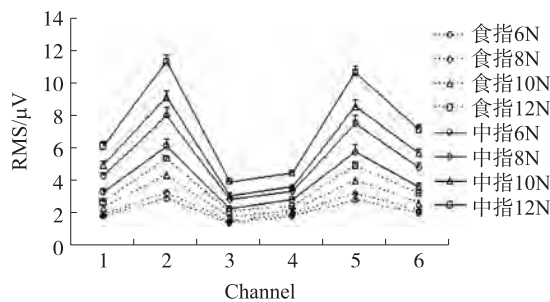


图7 FDS 不同电极位置的 sEMG 幅值分布图,每个数据点为每个力量水平的均值和标准误差

4 讨论与结论

这种新的传感器性能的实际可用性在电极的电阻抗性能测试和 sEMG 的检测中被证实。电极的电阻抗测试表明电极具有较低的阻抗和良好的重复性。本文设计的电极阵列不是直接与皮肤接触,而是通过导电膏间接与皮肤接触,这样形成的电极皮肤的接触界面由电极、导电膏、表皮、真皮和皮下层构成^[13]。表皮是电极皮肤阻抗的主要贡献者^[14],很高的皮肤阻抗将导致电极和皮肤的无效接触,严重影响 sEMG 信号的检测,甚至会导致记录不到任

何信号。电极和皮肤之间的导电膏一方面可以降低皮肤电极阻抗^[15],另一方面当肌肉运动时也可以起到稳定电极皮肤接触的作用,从而降低了肌肉不活动时总的噪声水平从而提高信号的信噪比、稳定性和一致性。从上文的 sEMG 信号的检测实验中,我们观测到较低的电极皮肤接触阻抗保证了 FDS 短收缩过程中基线的稳定和较高质量的 sEMG 信号。

表面电极的噪声水平限制了 sEMG 信号采集系统的分辨力,本文设计的电极阵列装置总的噪声小于 $1.6 \mu\text{V}$ 。Huigen 等发现电极的噪声取决于导电膏和受试者的皮肤特性,因此五名受试者的噪声水平存在差异是由于受试者间的个体差异^[14]。本文初步的实验结果表明高密度电极阵列的机械柔性低噪声性能为小运动单元或位于肌肉深处的运动单位的检测提供了很大的优势,也为我们利用 sEMG 研究多腱手外肌的神经肌肉单元对手指活动的控制策略提供了可能。

参考文献:

- [1] Troiano A, Naddeo F, Sosso E, et al. Assessment of Force and Fatigue in Isometric Contractions of the Upper Trapezius Muscle by Surface EMG Signal and Perceived Exertion Scale[J]. *Gait and Posture*, 2008, 28(2): 179-186.
- [2] Keen D A, Fuglevand A J. Distribution of Motor Unit Force in Human Extensor Digitorum Assessed by Spike-Triggered Averaging and Intraneural Microstimulation[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2004, 91(6): 2515-2523.
- [3] Butler T J, Kilbreath S L, Gorman R B, et al. Selective Recruitment of Single Motor Units in Human Flexor Digitorum Superficialis Muscle During Flexion of Individual Fingers[J]. *Journal of Physiology*, 2005, 567(1): 301-309.
- [4] Karen T R, Marc H S. Incomplete Functional Subdivision of the Human Multitendoned Finger Muscle Flexor Digitorum Profundus: An Electromyographic Study[J]. *Journal of Physiology*, 2003, 90(4): 2560-2570.
- [5] Merletti R, Farina D, Gazzoni M. The Linear Electrode Array: A Useful Tool with Many Applications[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, 13(1): 37-47.
- [6] Masuda T, Miyano H, Sadoyama T. The Distribution of Myoneural Junctions in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography[J]. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 1983, 56(6): 597-603.
- [7] Hogrel J Y. Use of Surface EMG for Studying Motor Unit Recruitment During Isometric Linear Force Ramp[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, 13(5): 417-423.
- [8] Staudenmann D, Kingma I, Daffertshofer A, et al. Improving EMG-Based Muscle Force Estimation by Using a High-Density EMG Grid and Principal Component Analysis[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006, 53(4): 712-719.
- [9] Garcia G A, Okuno R, Akazawa K. A Decomposition Algorithm

- for Surface Electrode-Array Electromyogram[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2005, 24(4): 63 - 72.
- [10] Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of Recommendations for sEMG Sensors and Sensor Placement Procedures[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2000, 10(5): 361 - 374.
- [11] Blok J H, Stegeman D F, van Oosterom A, et al. Simulation of Surface EMG Signals for a Multilayer Volume Conductor with Triangular Model of the Muscle Tissue[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, 53(11): 2177 - 2184.
- [12] Blok J H, van Dijk J P, Drost G, et al. A High-Density Multichannel Surface Electromyography System for the Characterization of Single Motor Units[J]. Scientific Instruments, 2006, 73(4): 1887 - 1897.
- [13] 郑万松,董秀珍,尤富生,等. 单个电极接触不良对腹部电阻抗断层成像的影响[J]. 第四军医大学学报,2006,27(2):176 - 178.
- [14] Huigen E, Peper A, Grimbergen C A. Investigation into the Origin of the Noise of Surface Electrodes[J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 2002, 40(3): 332 - 338.
- [15] 王桂莲. 心电图电极[J]. 数理医药学杂志,2007,20(4):176 - 178.



侯文生(1968 -),男,教授,博士生导师,主要研究方向为医学信号检测与处理、医学图象处理、神经信息检测与神经工程及上肢运动功能的神经调控机制与应用,hws21cn@yahoo.com.cn;



杨丹丹(1985 -),女,重庆大学硕士研究生,主要研究方向为医学信号检测与处理,ryycq@126.com.