

文章编号 1004-924X(2009)09-2176-08

# 丘形柔性神经微刺激电极阵列

孙晓娜<sup>1,2</sup>, 李刚<sup>1</sup>, 朱壮晖<sup>1,2</sup>, 周洪波<sup>1,2</sup>, 赵建龙<sup>1</sup>, 任秋实<sup>3</sup>

(1. 中国科学院 上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050;

2. 中国科学院 研究生院, 北京 100039; 3. 上海交通大学 激光与生物医学研究所, 上海 200030)

**摘要:**为了实现电极位点与靶细胞的良好接触,改善刺激效果,同时保证刺激电极的自身安全,提出了一种具有圆滑外形的丘形柔性神经刺激微电极阵列。以光敏性聚酰亚胺(Durimide 7510)为基质材料,利用光刻和金属层图形化结合电镀工艺,制作了 $6 \times 6$ 丘形柔性神经刺激微电极阵列,每个电极位点底面直径为 $150 \mu\text{m}$ ,高度约为 $50 \mu\text{m}$ 。通过数值模拟、形貌观测和电学性能测试对制备的微电极进行了评价。实验结果表明:相对于传统的平面微电极阵列(具有相同底面积),三维丘形电极位点的阻抗(@1kHz)降低了约4倍,可实现更有效的刺激;而相对于塔形电极,丘形电极则具有更均匀的表面电流密度分布,保证了电极长期工作的安全性。

**关键词:**刺激电极;丘形柔性电极;微电极阵列;电流密度

**中图分类号:**TP212.3;R338 **文献标识码:**A

## Dome-shaped flexible microelectrode arrays for neural stimulation

SUN Xiao-na<sup>1,2</sup>, LI Gang<sup>1</sup>, ZHU Zhuang-hui<sup>1,2</sup>,

ZHOU Hong-bo<sup>1,2</sup>, ZHAO Jian-long<sup>1</sup>, REN Qiu-shi<sup>3</sup>

(1. *Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China;*

2. *Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China;*

3. *Institute for Laser Medicine & Bio-Photonics, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China)*

**Abstract:** In order to enhance the contact between electrode sites and target neurons, improve the stimulation efficiency and reduce the electrochemical erosion of electrodes, dome-shaped flexible neural microelectrode arrays (MEAs) for neural stimulation were proposed. By using photosensitive polyimide (Durimide 7510) as its substrate, a flexible microelectrode with a  $6 \times 6$  array of dome-shaped electrode sites was fabricated by combining the photolithography and the metal-patterning with electroplating process, in which each electrode site has a diameter of  $150 \mu\text{m}$  and a height of  $50 \mu\text{m}$ . An evaluation of the dome-shaped electrode was also performed by simulation, SEM and electrical characters. Experimental results show that the electrode impedance of the 3D dome-shaped microelectrodes has decreased by 80% as compared with those of conventional planar microelectrodes with the same base area. Moreover, the dome-shaped electrodes can produce more uniform current distribution than that of the 3D pyramid-shaped microelectrodes, which is helpful for its stimulation

**收稿日期:**2008-09-24;**修订日期:**2008-10-24.

**基金项目:**国家 973 重点基础研究发展规划资助项目(No. 2005CB724305);上海市自然科学基金资助项目(No. 07ZR14134);上海市优秀学科带头人资助项目(No. 06XD14037);上海市科委纳米专项基金资助项目(No. 0652nm016);中科院上海微系统与信息技术研究所青年创新基金资助项目(No. 2008QNCX02)

effect and long-term safety.

**Key words:** stimulation electrode; dome-shaped flexible electrode; microelectrode array; current density

## 1 引言

目前基于 MEMS 技术的神经微电极已在神经假体(如人工耳蜗、人工视网膜、运动神经假体等)<sup>[1-3]</sup>、神经功能失调临床治疗(如帕金森症、癫痫、顽固性疼痛)<sup>[4]</sup>以及神经科学基础研究<sup>[5]</sup>等方面得到广泛应用,这些应用都是通过植入式电极阵列作用于神经细胞,激励或抑止神经活动来实现的。神经电刺激的效果与刺激电极位点的电场分布、电极性方向以及刺激位点与靶细胞之间的间距密切相关<sup>[6]</sup>。现有的基于 MEMS 工艺的神经微电极大多为平板三明治结构(电极金属层夹在两个绝缘层之间),电极刺激位点通过上层绝缘层窗口暴露,为凹进特征,难以保证电极刺激位点与神经细胞紧密接触。为了实现有效电刺激,往往需要增加通过电极位点的电荷密度,而这与电极的电化学安全性要求是相冲突的,因为当电荷密度超过一定阈值时,电极表面将会发生不可逆的电化学反应,这不仅会腐蚀微电极而且会损伤周围生物组织<sup>[7]</sup>。为了克服平面电极的不足,不少研究小组设计了具有三维凸起结构的神经微电极<sup>[8-11]</sup>,以实现电极刺激位点与神经细胞间的紧密接触。但是,这些三维电极的凸起结构大多为金字塔形和柱形,具有尖锐的棱角。当刺激电极工作时,这些尖锐棱角处局部聚集较高的电流密度,容易导致该处的电极发生电化学腐蚀和组织损伤。另外,现有的三维电极多采用硅基或玻璃作为衬底<sup>[8-9, 11]</sup>,具有明显的缺陷,表现为机械刚性,较脆,被植入体运动时容易导致严重的组织损伤或电极移位而失去其功能。

为了克服上述问题,本文提出了一种基于聚合物衬底的丘形柔性神经微电极阵列。采用光敏性聚酰亚胺(Durimide 7510)作为电极衬底结构材料,以保证电极的柔韧性,实现植入电极与周围神经组织的良好贴合,并减小植入损伤。同时利用各向同性电镀工艺制作出具有圆滑凸起特征的丘形电极位点,保证电极位点表面电流密度的均匀分布,避免电极表面局部腐蚀和损伤。另外,本文还通过 SEM、电化学测试和数值模拟对所制作

的丘形微电极的表面形貌、电学性能等特性进行了初步的测试和评价。

## 2 材料和方法

### 2.1 材料、仪器和试剂

微电极基质材料采用光敏型聚酰亚胺 Durimide 7510 (Arch chemicals, Norwalk, CT, USA),加工中的支撑材料采用单面抛光硅基片(购于中国电子科技集团公司第 46 研究所,天津),电阻率为  $7.83\sim 10.58\ \Omega\cdot\text{m}$ ,加工过程中所用化学试剂均为分析纯。

微电极的电学性能测试采用金属铂电极(213 型)作为对位电极并采用 Ag/AgCl 电极(232 型)作为参比电极,上述电极均购自上海索神电子仪器有限公司。测试仪器采用精密阻抗分析仪 Agilent 4294(Agilent Technologies Company, Palo Alto, CA, USA)。

电镀液购于常州化工研究所,主盐为亚硫酸金钠( $\text{Na}_3\text{Au}(\text{SO}_3)_2$ ),金含量为  $49.5\sim 50.5\ \text{g/L}$ ,pH 值为  $8.5\sim 9.0$ 。

### 2.2 加工过程

丘形微电极阵列制作的主要流程如下。

(1)清洗:浸泡硅片于硫酸和双氧水混合液(5:1)中并煮沸,去离子水冲洗干净,吹干,200℃烘箱内热烘,去除硅片表面水分。

(2)牺牲层:通过热蒸发在硅基表面形成约  $1\ \mu\text{m}$ 厚的 Al 金属层,该 Al 金属层将作为牺牲层,用于最后从硅片上释放微电极(见图 1(a))。

(3)底绝缘层:旋涂聚酰亚胺光刻胶(Durimide 7510,PI),前烘,曝光,显影,350℃固化,制作厚度约  $5\ \mu\text{m}$ 的底绝缘层(见图 1(b))。

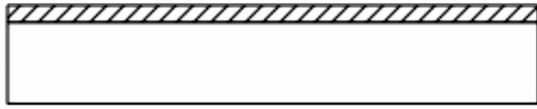
(4)lift-off 工艺:旋涂光刻胶 AZ4620,前烘,光刻,显影,制作出种子层、电极导线和焊点的金属图形,溅射金属 Ti/Au,厚度分别为 10 nm 和 200 nm,剥离形成金属层(见图 1(c))。

(5)上绝缘层:旋涂 PI,前烘,曝光,显影,350℃固化,开出焊点窗口,制作出厚度约为  $5\ \mu\text{m}$ 的上绝缘层(见图 1(d))。

(6)电镀:在金电镀液中,恒流电镀,电流为

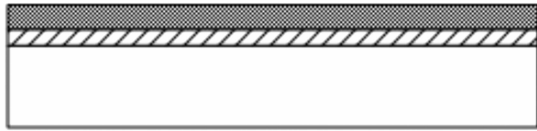
0.02 A, 电压为 0.52 V, 电镀时间约 7 h, 形成丘形电极刺激位点(见图 1(e))。

(7) 释放: 通过电化学腐蚀的方法, 腐蚀牺牲层 Al, 将电极从硅片上释放下来(见图 1(f))。



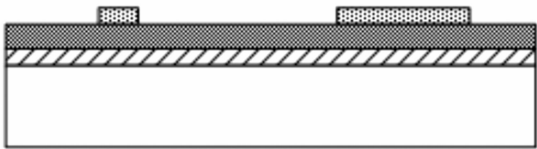
(a) 热沉积铝牺牲层

(a) Depositing Al sacrificial layer



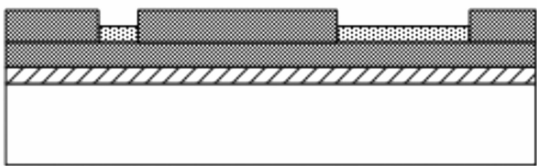
(b) 旋涂底绝缘层聚酰亚胺, 固化

(b) Spinning, patterning and curing bottom polyimide



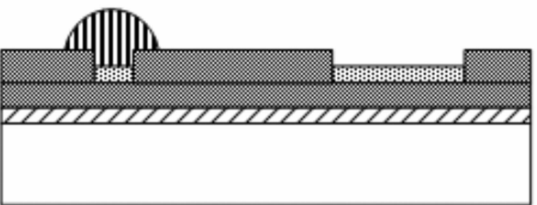
(c) 溅射钛/金并剥离, 形成种子层和导线、焊点

(c) Sputtering and patterning of Ti/Au with lift-off



(d) 旋涂上绝缘层聚酰亚胺, 固化

(d) Spinning, patterning and curing top polyimide



(e) 电镀金, 形成丘形电极位点

(e) Electroplating Au and forming dome-shaped electrode sites



(f) 电化学方法释放电极

(f) Releasing electrode with electrochemical method



图 1 丘形柔性微电极阵列加工流程示意图

Fig. 1 Fabrication flow of dome-shaped flexible microelectrode arrays

## 2.3 数值模拟

为了从理论上评估丘形电极的电化学安全性, 本文利用有限元软件 Comsol Multiphysics (COMSOL Inc. Burlington, MA) 建立了电极的三维模型, 对丘形电极和目前应用较多的三维凸起电极——金字塔形电极进行了对比。模拟中采用软件内置的三维 DC conductive Media Model 模块建立相关数理模型进行计算分析。通过数值模拟分析比较两者电场线分布情况, 来验证丘形电极电流密度分布相对均匀与否。

## 2.4 电学性能测试

为了评估丘形电极的电学性能, 本文利用阻抗分析仪对所制成的电极进行了阻抗谱测试。首先利用导电胶和直径为  $20\ \mu\text{m}$  的金丝将电极焊点与 PCB 板连接起来。然后, 采用常用的三电极测试法来测试电极的阻抗频谱(如图 2 所示): 左侧为待测试电极, 中间为 Ag/AgCl 参考电极, 右侧为铂对位电极, 其中铂对位电极面积比微电极

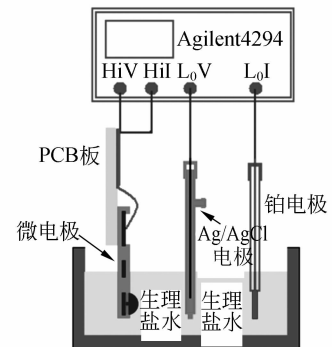


图 2 三电极测试装置

Fig. 2 Setup for three-point impedance measurement

位点面积大得多(两者面积比为 1 875 : 1)。室温下,将上述 3 个电极按顺序浸入 500 ml 的生理盐水(0.9% NaCl 溶液, pH = 7)中,电极之间间隔 2 cm。使用 Agilent 4294 输出峰-峰值为 50 mV,频率变化为 40 Hz~1 MHz 的正弦信号。

### 3 结果和讨论

#### 3.1 三维柔性电极的设计

神经电刺激过程中,电荷首先流经电极/电解质界面,在细胞及其周围介质中形成电场,当该电场诱导膜电位变化超过阈电位时,引发动作电位和神经兴奋。因此刺激过程中电极/电解质界面特性和神经细胞附近的电场分布是影响神经电刺激效果的两个重要因素。

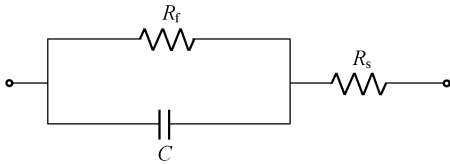


图 3 电解质环境中的神经电极等效电路

Fig. 3 Equivalent circuit for neural electrode in electrolyte

首先,考虑电极/电解质界面特性。通常,工作状态下的神经电极可以等效为一个电容  $C$  和一个电阻  $R_f$  并联,然后再与一个电阻  $R_s$  串联<sup>[7]</sup>(如图 3 所示)。其中, $C$  表示电极/电解质界面双电层电容, $R_f$  表示因电极/电解质界面发生法拉第反应而形成的电荷传递电阻, $R_s$  表示溶液电阻。因此,根据等效电路模型,电极阻抗可表示为:

$$Z = R_s + \frac{R_f \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C}}{R_f + \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C}} \quad (1)$$

因为界面电容  $C$  与电极位点表面积成正比( $C = \epsilon \cdot A/d$ ),而溶液电阻  $R_s$  与电极位点表面积成反比( $R_s = \rho \cdot l/A$ ),显然可以推出神经电极阻抗与其电极位点表面积成反比。对于丘形电极来说,每个电极位点表面积约为  $\pi(R^2 + A)$ (这里将丘形近似视为半椭球形, $A$  为与其高度相关的值)。而采用同样阵列和位点排布的平面电极,其单个电极位点的表面积为  $\pi R^2$ ,因此,相对于同样大小的平面电极,丘形电极在阻抗方面具有一定

优势。

另外,由于刺激电极在受刺激神经细胞的细胞膜两侧形成的诱导跨膜电位与细胞附近电场直接相关( $\Delta V = - \int_a^b E \cdot ds$ ),因此,在神经细胞周围介质中,电场分布对其刺激效果具有重要影响。在电导率各向同性介质中,由点电流源  $I$  在点  $(x, y, z)$  产生的电场强度为<sup>[12]</sup>

$$E(x, y, z) = - \frac{I}{4\pi\sigma(x^2 + y^2 + z^2)} \quad (2)$$

其中, $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$  表示电流源与目标点之间的距离。显然,电场强度随距离的增加而衰减。因此,对神经细胞来说,距离刺激电极越远,所需刺激电流越大,但大的电流易导致电极表面电化学腐蚀和生物组织热损伤,故不利于电极的长期植入。三维电极的凸起结构使得刺激电极位点更接近靶细胞,有利于保证安全工作电流下的有效刺激。

柔性特征对于植入式电极来说也是一个有利因素,因为电极的柔韧性可保证被植入体运动时电极仍能保持与神经组织的良好贴合而不会发生折断和错位。因此,本文采用聚合物材料作为神经电极衬底,考虑到生物相容性和整个电极制作过程与 MEMS 微加工工艺的兼容性以及加工流程的难易程度,选择具有良好生物兼容性的光敏型聚酰亚胺 Durimide 7510(材料性质见表(1))作为微电极基质材料<sup>[13-14]</sup>。

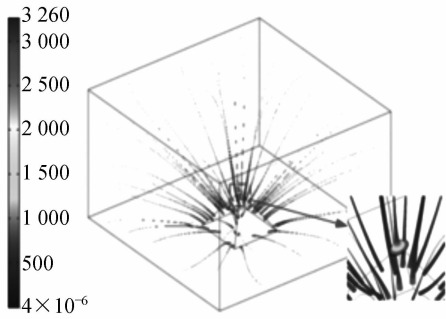
表 1 Durimide 7510 物理性质表

Tab. 1 Physical properties of Durimide 7510

拉伸强度	伸长率	杨氏模量	绝缘强度	介电常数 (@1MHz; 50% RH)
215 MPa	85%	2.5 GPa	345 V/ $\mu$ m	3.2~3.3

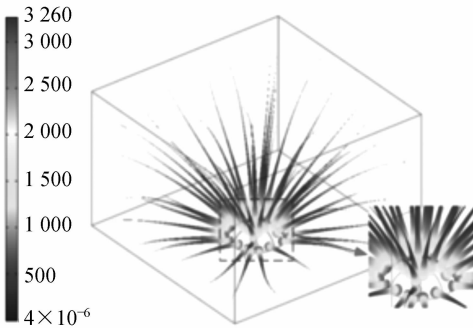
#### 3.2 三维电极电场分布模拟分析

由于神经电极的电场分布是决定其刺激效果的重要因素,因此有必要从理论上分析三维电极的电场分布情况,从而指导电极的设计和优化。从现有三维电极的研究和应用来看,金字塔形电极是最普遍的一种三维电极结构形式,因此这里首先对金字塔形三维电极的电场分布进行了数值模拟分析,结果如图 4(a)所示。虽然相对于平面电极而言,金字塔形电极的刺激位点为凸起结构,可使刺激位点更接近靶神经细胞,从而有利于实



(a) 金字塔形电极位点表面电流密度分布

(a) Simulation of current density distribution in pyramid-shaped electrode site



(b) 丘形电极位点表面电流密度分布

(b) Simulation of current density distribution in dome-shaped electrode site

图 4 丘形电极和金字塔形电极电流密度分布模拟对比  
Fig. 4 Comparison of current density distribution between the dome-shaped configuration and pyramid-shaped configuration

现有效刺激,但是其棱角尖锐的几何形状不利于电极长期工作的安全性,这是因为当金字塔形刺激电极工作时,通过电极位点的电流会过度集中于其尖锐棱角处(如图 4(a)所示),容易导致该处电流密度超过金属电极材料的电化学安全阈值而发生电化学腐蚀。为避免这一问题,将电极设计成具有圆滑几何外形的三维凸起结构是有意义的。因此,本文提出了丘形电极的设计方案,并利用有限元模拟软件 Comsol Multiphysics 对丘形电极的电场分布进行了模拟分析(如图 4(b)所示)。对比图 4(a)和图 4(b)可以看出,在输出电流相同的情况下,金字塔形电极的电流大部分集中在尖锐的棱角处,模拟分析显示金字塔尖端部分电流密度是其侧面电流密度平均值的 12 倍多,

而丘形电极电流密度分布相对均匀,最大电流密度值仅为最小电流密度值的 1.2 倍左右。从电极安全性考虑,在相同工作状态下,两种形状的电极会有不同的结果。对金字塔形电极来说,其侧面电流密度较低,对神经电刺激作用贡献较小,而其尖锐棱角处电流密度过高,容易导致该处电流密度超过电极金属材料的电化学安全阈值,而发生不可逆的电化学反应,从而造成电极棱角处的金属腐蚀。另外,电极尖端处过高的电流密度也容易导致与其接触的细胞发生电穿孔现象,从而产生生物组织的损伤。相对于金字塔形电极,丘形电极刺激位点的表面电流密度分布非常均匀,整个电极位点的表面对神经电刺激的贡献近乎一致,所以,不会出现电极表面因局部电流密度过高而被腐蚀的情况,安全性较好。

### 3.3 丘形电极的测试评价

作为植入式器件,为了尽量减小植入损伤,微电极整体尺度应尽量小,其结构设计如图 5 所示。从几何形状来看,刺激位点为凸起结构,可使刺激位点更接近靶神经细胞,有利于实现有效刺激。同时,丘形电极的凸起结构具有圆滑的几何外形,避免了工作时因电流密度集中于尖锐棱角处导致的电极腐蚀问题。因此,丘形电极的凸起结构及其几何形貌特征是整个电极的关键。为了形成刺激电极位点圆滑的丘形结构,本文采用了开放式恒流电镀,通过各向同性电镀工艺使金属生长形成圆滑的丘形结构<sup>[15]</sup>。图 6 为所制备丘形电极的 SEM 测试照片,图片显示出整个微电极阵列(6×6)中的电极位点大小和形状非常均一(如图

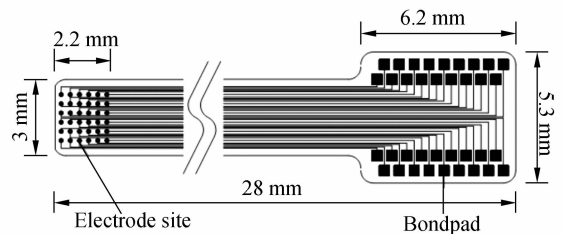


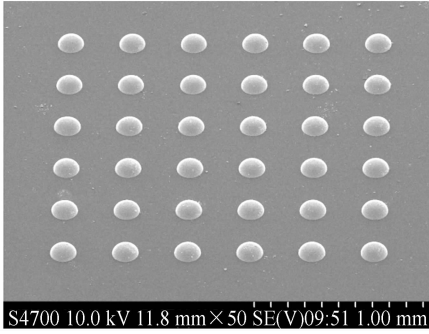
图 5 微电极整体结构设计图

Fig. 5 Layout of microelectrode monolithic construction

6(a)),每个电极位点的外形近乎半球形,非常圆滑(如图 6(b))。每个电极位点直径约为 150  $\mu\text{m}$ ,高度约为 50  $\mu\text{m}$ ,其凸起特征(高宽比)与现有的金字塔形电极相当。而且整个电极具有很好

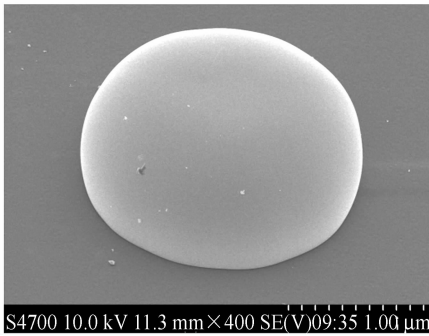
的柔性(如图 6(c)所示),易于与植入部位的组织相贴合,从而保证电极刺激位点与神经组织的良好接触。

不过,由于三维丘形电极是采用各向同性电镀工艺制作的,因此,从加工工艺角度来说电极位点尺寸受电镀种子层大小和电镀过程中电场分布的限制,大小通常在几十微米至几百微米之间。



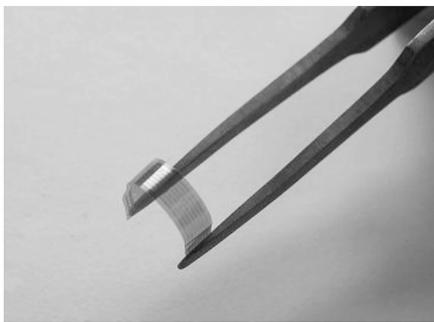
(a) 丘形电极 SEM 照片

(a) SEM picture of dome-shaped microelectrode array



(b) 单个电极刺激位点

(b) SEM picture of single electrode site



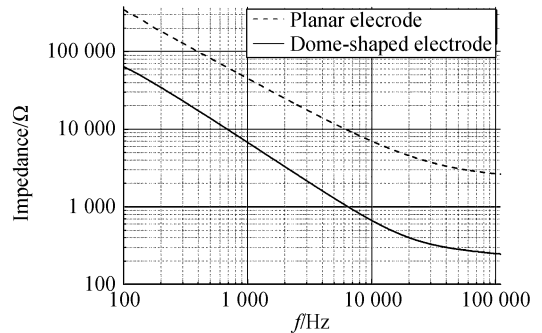
(c) 丘形电极柔性特质

(c) Flexibility of dome-shaped microelectrode

图 6 丘形柔性电极照片

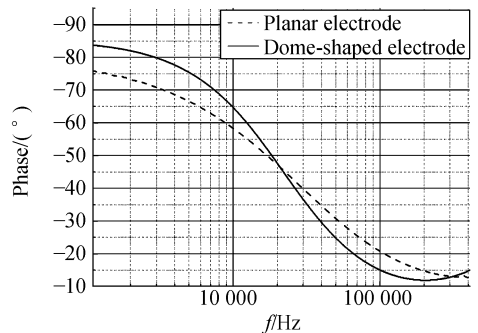
Fig. 6 Pictures of dome-shaped flexible microelectrode

对于神经刺激电极来说,电极的电学性能对其实施细胞外刺激具有至关重要的影响。人们通常期望其具有低阻抗、高电荷注入能力以及长久地抵抗电化学腐蚀的能力等。为了评价所制备丘形电极的电学性能,本文采用阻抗分析仪对其进行了测试,并与同样大小的平面电极进行了对比,结果如图 6 所示。从频率-阻抗图可以看出,丘形电极与平面电极在频率为 1 kHz 时对应的阻抗分别是 8.59 kΩ 和 43.2 kΩ,即相对于同样基底面积的平面电极,丘形电极的界面阻抗降低了约 4 倍(仅为平面电极的 20%)。这主要是由于丘形电极与平面电极相比具有更大的表面积(同样基底面积时丘形电极表面积约为平面电极表面积的 1.5 倍)。电极位点表面积的增加降低了电极/电解质界面的溶液电阻和双电层容抗,从而减小了其界面阻抗,保证了小信号下的有效刺激。此外,电极位点有效表面积的增加还可以提高电极位点的电荷注入能力,即在相同电流密度的条件下,可以提供更高的刺激电流从而保证有效刺激。



(a) 阻抗频率谱

(a) Impedance versus frequency in measurement



(b) 相位频率谱

(b) Phase shift versus frequency in measurement

图 7 三维电极和平面电极阻抗和相位图谱对比

Fig. 7 Impedance and phase shift versus frequencies for planar and 3D electrodes in measurement

for planar and 3D electrodes in measurement

## 4 结 论

本文提出了一种全新的具有圆滑凸起结构的丘形柔性神经微电极阵列。该电极阵列以光敏性聚酰亚胺作为电极衬底结构材料,利用各向同性电镀工艺制作具有圆滑三维凸起结构的丘形电极位点。基于该方法制作了具有  $6 \times 6$  电极位点阵列的丘形柔性神经微电极,每个电极位点直径约为  $150 \mu\text{m}$ ,高度约为  $50 \mu\text{m}$ 。SEM 测试显示所制备的微电极阵列电极位点均匀一致,外形圆滑;模拟分析结果显示丘形电极表面的电流密度

分布具有很好的均匀性,相对于现有的金字塔形三维电极,在长期工作安全性方面具有明显优势。同时,电学性能测试结果表明丘形电极相比于同样大小的平面电极具有更低的界面阻抗,刺激频率为  $1 \text{ kHz}$  时丘形电极位点的阻抗相对于同样基底面积的平面微电极阵列降低了约 4 倍,因此,有效提高了神经微电极的电刺激效果。本文提出的丘形神经微电极阵列还具有工艺简单、成本低廉、与传统微电子工艺兼容等优势,便于神经微电极的批量生产,对神经假体的开发和神经科学的研究具有重大意义。

## 参考文献:

- [1] WILSON B S, LAWSON D T, MULLER J M, *et al.*. Cochlear implants some likely next steps[J]. *Annual Reviews in Biomedical Engineering*, 2003, 5(1):207-249.
- [2] WEILAND J D, LIU W, HUMAYUN M S. Retinal prosthesis [J]. *Amu. Rev. Biomed Eng.*, 2005, 7:361-401.
- [3] NAVARRO X, KRUEGER T B, LAGO N, *et al.*. A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems[J]. *Journal of the Peripheral Nervous System*, 2005, 10(3):229-258.
- [4] MOTTA PS, JUDY JW. Multielectrode microprobes for deep-brain stimulation fabricated with a customizable 3-D electroplating process[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(5):923-933.
- [5] BRANNER A, NORMANN R A. A multielectrode array for intrafascicular recording and stimulation in sciatic nerve of cats[J]. *Brain Research Bulletin*, 2000, 51(4):293-306.
- [6] MINO H, RUBINSTEIN J T, MILLER C A, AB-BAS P J. Effects of electrode-to-fiber distance on temporal neural response with electrical stimulation [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(1):13-20.
- [7] MERRILL D R, BIKSON M, JEFFERYS J G R. Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2005, 141(2):171-198.
- [8] METZ S, HEUSCHKEL M O, VALENCIA AVILA B, *et al.*. Microelectrodes with three-dimensional structures for improved neural interfacing [C]. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Istanbul, Turkey*, 2001:765-768.
- [9] HEUSCHKEL M O, FEJTL M, RAGGENBASS M, *et al.*. A three-dimensional multi-electrode array for multi-site stimulation and recording in acute brain slices[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2002, 114(2):135-148.
- [10] HUNG A, ZHOU D, GREENBERG R, JUDY J W. Micromachined electrodes for high density neural stimulation systems [C]. *Proceedings of the Fifteenth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, Las Vegas, USA*, 2002:56-59.
- [11] KOO K, CHUNG H, YU Y, *et al.*. Fabrication of pyramid shaped three-dimensional  $8 \times 8$  electrodes for artificial retina[J]. *Sensors & Actuators: A Physical*, 2006, 130:609-615.
- [12] GRILL JR W M. Modeling the effects of electric fields on nerve fibers: influence of tissue electrical properties[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1999, 46(8):918-28.
- [13] 周洪波,李刚,张华,等. 简易低成本柔性神经微电极制作方法[J]. *光学精密工程*, 2007, 15(7):1056-1063.
- [14] ZHOU H B, LI G, ZHANG H, *et al.*. A simple and low-cost method to fabricate flexible microelectrodes for neural applications[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(7):1056-1063. (in Chinese)

电极制作方法的研究[J]. 微细加工技术, 2007, 3: 54-59.

ZHOU H B, LI G, JIN Q H, *et al.*. Study on fabrication method of implantable, flexible double-sided microelectrodes for neural applications[J]. *Microfabrication Technology*, 2007, 3: 54-59. (in

Chinese)

[15] MOTTA P S, JUDY J W. Multielectrode micro-probes for deep-brain stimulation fabricated with a customizable 3-D electroplating process[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(5): 923-933.

#### 作者简介:



**孙晓娜**(1983—), 女, 浙江瑞安人, 2005年于贵州大学获得学士学位, 现为中科院上海微系统所博士研究生, 主要研究方向为 BioMEMS 和植入式器件。E-mail: simitsxn@mail.sim.ac.cn



**朱壮晖**(1983—), 男, 河南新乡人, 2006年于武汉大学获得学士学位, 现为中科院上海微系统所博士研究生, 主要研究方向为 BioMEMS 和植入式器件。E-mail: zhuzhuanghui@mail.sim.ac.cn

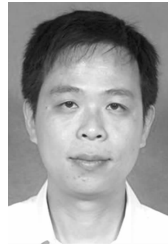


**周洪波**(1982—), 男, 湖北襄樊人, 助理研究员, 2009年于中科院上海微系统所获博士学位, 主要研究方向为 BioMEMS 和植入式器件。E-mail: zhbb@mail.sim.ac.cn

#### 导师简介:



**赵建龙**(1969—), 男, 江苏张家港人, 研究员, 1997年于中科院上海微系统所获得博士学位, 现为中科院上海微系统所纳米科学实验室博士生导师, 主要研究方向为微流体技术和 BioMEMS 器件。E-mail: jlzhao@mail.sim.ac.cn



**李刚**(1970—), 男, 湖北潜江人, 副研究员, 2008年于中科院上海微系统所获得博士学位, 现为中科院上海微系统所纳米科学实验室硕士生导师, 主要研究方向为 BioMEMS 和植入式器件。E-mail: gang\_li@mail.sim.ac.cn



**任秋实**(1964—), 男, 湖南人, 教授, 博士生导师, 1990年于美国俄亥俄州立大学电机工程系获得博士学位, 主要从事生物医学工程方面的研究。E-mail: renqsh@situ.edu.cn