

文章编号 1004-924X(2009)10-2465-08

# 多通道柔性神经微电极加工工艺

邢玉梅<sup>1,4</sup>, 惠春<sup>1</sup>, 徐爱兰<sup>2</sup>, 李刚<sup>3</sup>, 赵建龙<sup>3</sup>, 任秋实<sup>1</sup>

(1. 上海交通大学 生命科学技术学院, 上海 200240;

2. 上海交通大学 微纳科学技术研究院, 上海 200240;

3. 中国科学院 上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050;

4. 上海大学理学院 纳微能源研究所, 上海 200444)

**摘要:**针对多通道柔性神经微电极的设计及制作,研究了微电极的加工工艺。采用一种新型的柔性聚合物材料——聚对二甲苯(parylene C)作为微电极的基底和绝缘材料,借助微细加工技术,制作了 36 通道(按  $6 \times 6$  矩阵排列)的柔性神经微电极,微电极的尺寸分别为  $\Phi 150 \mu\text{m}$ (圆形)和  $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$ (方形),电极引线线宽为  $30 \mu\text{m}$ 。无论微电极为圆形或方形,表面均平整光滑、轮廓清晰。电学性能测试结果表明,1 kHz 时微电极的阻抗仅为  $7 \text{k}\Omega$  左右,且随着频率的增加,阻抗逐渐降低,呈明显高通特性。微电极加工质量较好,电学性能优良,实现了微电极和柔性基底的集成,有利于高效率批量制作,为视觉假体中柔性神经接口的研制奠定了基础。

**关键词:**神经微电极; 柔性基底; 聚对二甲苯; 微细加工

**中图分类号:** TP212.3; R338 **文献标识码:** A

## Microfabrication of multichannel flexible neural microelectrodes

XING Yu-mei<sup>1,4</sup>, HUI Chun<sup>1</sup>, XU Ai-lan<sup>2</sup>, LI Gang<sup>3</sup>, ZHAO Jian-long<sup>3</sup>, REN Qiu-shi<sup>1</sup>

(1. College of Life Science & Biotechnology, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China;

2. Research Institute of Micro/Nano Science and Technology,  
Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China;

3. Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology,  
Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China;

4. Institute of Nano/Micro Energy, Shanghai University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** Multichannel flexible neural microelectrodes were designed and fabricated, and their fabrication processes were also studied. A microfabrication technology was introduced to manufacture flexible microelectrodes based on a new flexible substrate material, parylene C, due to its excellent electrical insulating, mechanical and biocompatible properties, and a 36-channel flexible neural microelectrode was fabricated with the arrangement in a  $6 \times 6$  square grid pattern. The size of microelectrode was  $\Phi 150 \mu\text{m}$  (circular) and  $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$  (square), respectively, and the line width of metal trace

**收稿日期:** 2008-10-29; **修订日期:** 2008-12-05.

**基金项目:** 国家 973 重点基础研究发展规划资助项目 (No. 2005CB724305; 2005CB724302); 中国博士后科学基金资助项目 (No. 200704110724); 上海市科委国际合作专项资助项目 (No. 8160706000); 上海市科委纳米专项资助项目 (No. 0852nm017000)

was 30  $\mu\text{m}$ . It was found that the microelectrode shows a smooth surface and a distinct outline. An electrical test indicates that the impedance of microelectrode is only 7 k $\Omega$  or so, and it reduced as frequency increasing, which is an excellent high-pass behavior. Moreover, the microelectrode and a flexible substrate can be integrated by the microfabrication technology. The microelectrode is suitable for the application in retinal prostheses, for it has a good quality and excellent electrical properties.

**Key words:** neural microelectrode; flexible substrate; parylene; microfabrication

## 1 引言

人工视觉是指在不同部位植入不同的视觉假体,由视觉假体产生电信号,刺激并激活视觉系统,从而产生神经冲动,使得失明或濒于失明的患者重新获得部分有用视力。根据视觉假体的植入及刺激部位的不同,视觉假体主要分为视皮层假体、视神经假体、视网膜假体三大类。对于外层光感受器受损而引发的视网膜病变,如与年龄有关的黄斑变性(AMD)和视网膜色素变性(RP)等,目前在医学上还没有非常有效的治疗方案<sup>[1]</sup>。研究表明:对于 AMD 和 RP 患者,即使光感受器被完全破坏,经过长时间的失明,黄斑部内层视网膜组织多数都保持完好,大部分神经元依然存在,并能成功地传导和处理适当的电刺激信号<sup>[2]</sup>。直接电刺激视网膜即采用视网膜假体,产生理想视觉的潜力较大,因此一直是国内外学者研究的热点。

神经微电极是植入式神经假体的关键部件,起着对神经进行电刺激并记录神经信号的作用。对于视网膜假体而言,神经微电极是植入视网膜区域,为视网膜神经细胞层提供特定形式电刺激的神经接口器件,其表面具有多个阵列式的金属材料微电极单元。采用柔性材料作为神经微电极的基底,能够减轻对周围神经组织所造成的植入损伤,同时柔韧度高,能够使接触面积最大化,达到有效刺激神经的目的。视网膜假体作为视网膜的修复物,用来治疗 AMD 和 RP 患者,有着极大的医学价值和应用前景<sup>[3-5]</sup>。

由于具有优异的电学、化学和机械性能,以及良好的生物相容性和生物稳定性<sup>[6-8]</sup>,聚对二甲苯(parylene)已被美国药典(USP)列为可用于各种植入假体的第 VI 类医用塑料,基于 parylene 的植入式微系统也引起了研究者广泛的重视。本研究小组已对基于 parylene 的柔性神经微电极进

行了一定程度的研究<sup>[9]</sup>,本文则侧重对微电极的具体加工工艺进行研究,以增加单位面积电极密度,简化工艺流程,并提高加工质量。

## 2 实验

### 2.1 微电极的设计及材料选择

根据植入式视觉假体的特点,为了提高视觉的分辨率,微电极阵列需要达到一定的电极密度。针对视网膜电刺激的要求,设计了具有 36 个通道的平面微电极阵列(如图 1 所示)。对于圆形和方形结构而言,微电极加工的难易程度不同。另外,根据文献报道,微电极的尺寸和形状均会影响电刺激的阈值和效果。为此,本文采用圆形和方形两种设计方案,比较了两种微电极的加工质量好,并为后面微电极植入的电刺激研究打下基础。微电极按 6 $\times$ 6 方阵排布,电极形状为圆形和方形两种,尺寸分别为  $\phi 150 \mu\text{m}$  和  $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$ ,电极间距为  $150 \mu\text{m}$ ,金属互连引线线宽为  $30 \mu\text{m}$ ,长度约为 1.5 cm。微电极前端刺激区域约为  $2.5 \text{ mm} \times 3.5 \text{ mm}$ ,后端焊点区域约为  $10.0 \text{ mm} \times 6.0 \text{ mm}$ ,焊点尺寸为  $500 \mu\text{m} \times 500 \mu\text{m}$ 。

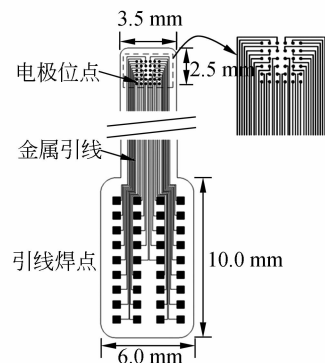


图 1 微电极结构设计图

Fig. 1 Design diagram of 6 $\times$ 6 microelectrode arrays

神经微电极植入生物体后,最关键的问题是微电极能否保持电刺激功能的长期稳定性,并尽可能减少对周围神经组织所造成的损伤,这就要求微电极首先要具有较好的生物相容性。从电极材料的角度讲,考虑到刺激电极必须能承受生物体内各种腐蚀液的长期侵蚀,这里选择惰性金属铂或金作为电极材料。从基底材料的角度讲,要求其不仅应具有较好的生物相容性,同时必须具有一定的机械强度,以抵抗生物组织自身移动所带来的机械应力。微电极的柔性基底材料主要有聚酰亚胺(polyimide)和 parylene 两种。由于具有优越的性能和独特的沉积工艺,parylene 引起了众多学者越来越多的重视。目前最常用的 parylene 有三种:parylene-N、parylene-C 和 parylene-D,其主要性能列于表 1 中。本文选用电绝缘性能和机械性能都较好的 parylene-C 作为微电极的基底,加工中的支撑材料选用任意取向的单晶硅片。

表 1 几种 parylene 涂层的主要性能比较

Tab. 1 Performance comparison of several parylene coatings

性能	parylene-N	parylene-C	parylene-D
吸水性 (%)	<0.1	<0.1	<0.1
介电常数 (kHz)	2.65	3.10	2.82
介电损耗 (kHz)	0.000 2	0.019	0.003
杨式模量 (GPa)	2.4	3.2	2.8
断裂延伸 (%)	30	200	10

parylene-C 通过独特的化学汽相沉积(CVD)聚合工艺制备而成,制备过程主要分三步:首先将 parylene 二聚体原料在蒸发腔内升温至 175 °C 使其升华;第二步是升华后的二聚体气体进入裂解腔,在 680 °C 左右的温度下,二聚体的分子键断开,产生活性的 parylene 单体,具体裂解过程如图 2 所示;最后 parylene 单体被送到室温的真空沉积室里,在工件表面进行聚合沉积。这种室温下沉积得到的 parylene 薄膜具有厚度均匀、致密无针孔、透明无应力等优点,能够起到较好的电绝

缘和隔离防护作用,同时避免了高温处理工艺,与常规 MEMS 工艺兼容性较好。



图 2 parylene-C 的化学汽相沉积聚合工艺示意图

Fig. 2 Schematic diagram of chemical vapor deposition polymerization of parylene-C

## 2.2 微电极的加工工艺流程

微电极制作过程的主要工艺流程如下(如图 3 所示)。

(1) 采用高温热氧化工艺,在硅片上沉积 2  $\mu\text{m}$  厚的  $\text{SiO}_2$ 。这层  $\text{SiO}_2$  作为后面微电极释放过程的牺牲层,如图 3(a);

(2) 采用 CVD 聚合工艺沉积第一层 parylene,厚度约 8  $\mu\text{m}$ ,作为柔性微电极的基底和绝缘材料,如图 3(b);

(3) 旋涂正性光刻胶 AZ4620,完成前烘、曝光、显影后,得到厚约 10  $\mu\text{m}$  的光刻胶掩模图案,如图 3(c);

(4) 采用磁控溅射法,首先沉积一层厚度约 100 nm 的金属铬(Cr),用以提高与基底的结合力,再沉积 200~300 nm 的金,如图 3(d);

(5) 沉积完成后,采用剥离工艺(Lift-off)得到图形化的 Au/Cr 金属薄层,此 Au/Cr 金属薄层用作微电极的刺激位点、电极引线 and 引线焊点,如图 3(e);

(6) 在 Au/Cr 金属层上,沉积第二层 parylene,厚度约 5  $\mu\text{m}$ ,用来封装电极,如图 3(f);

(7) 再次旋涂正性光刻胶 AZ4620,完成前烘、曝光、显影后,得到厚约 30  $\mu\text{m}$  的光刻胶掩模图案,如图 3(g)。显影后在 100 °C 下进行后烘处理,以提高抗蚀能力。这层光刻胶用作反应离子刻蚀工艺(RIE)中刻蚀 parylene 时的掩模层;

(8) 在氧气环境中,采用反应离子刻蚀技术(RIE)将电极位点和引线焊点上方的 parylene 刻蚀掉,从而暴露出导电窗口,如图 3(h);

(9) 在稀释的 HF 溶液中将微电极从硅片上释放出来,完成整个微电极制作过程,如图 3(i)。

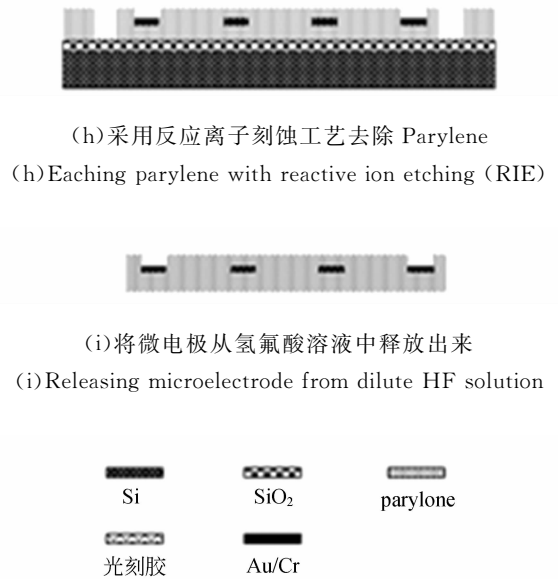
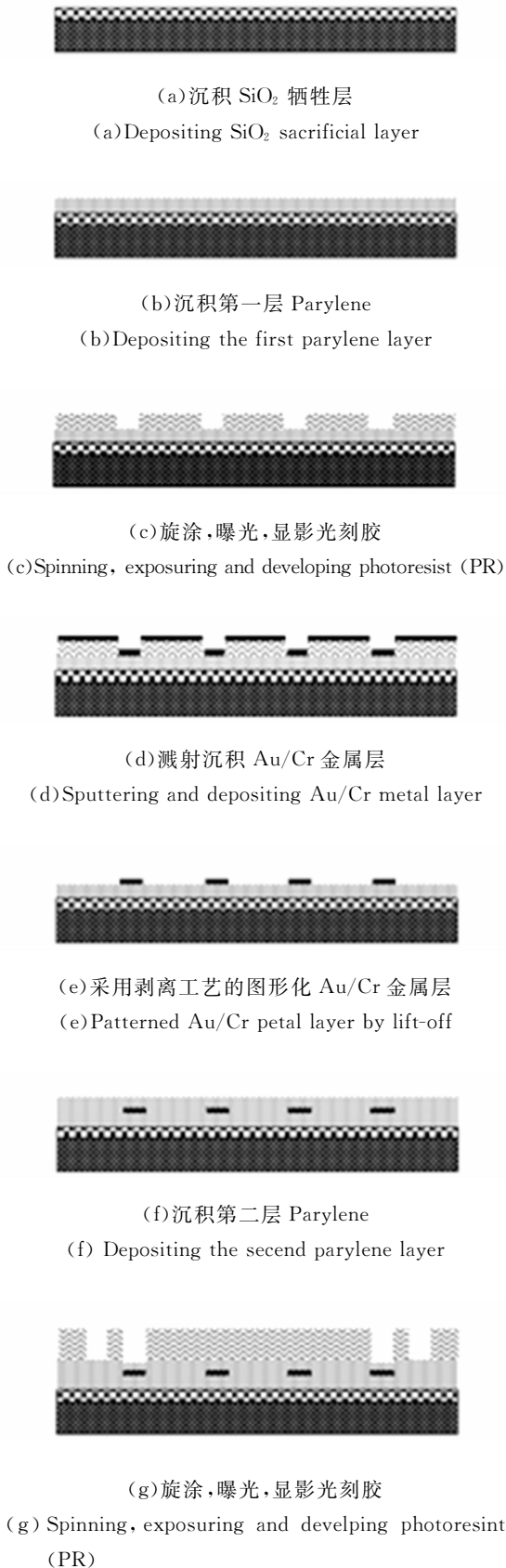


图 3 微电极制作工艺流程图

Fig. 3 Process flow of microelectrode fabrication

### 2.3 微电极的电学性能测试

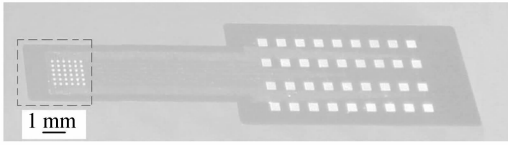
微电极电学性能需借助三电极测试装置<sup>[10]</sup>, 通过电化学方法在电解质溶液中对微电极进行阻抗测试来初步评价。三电极系统包括参比电极、辅助电极和工作电极。本文采用 Ag/AgCl 电极 (232 型) 作为参比电极, 金属铂电极 (218 型) 作为辅助电极, 上述两种电极购自上海精密科学仪器有限公司 (上海雷磁)。待测试的柔性微电极作为工作电极, 测试前利用导电胶和 50  $\mu\text{m}$  粗的铜丝将引线焊点和 PCB 板焊接起来, 并引出外接导线。测试在生理盐水 (0.9% 的氯化钠溶液) 中进行, 以模仿生物体液环境。实验中, 将参比电极、辅助电极以及待测试柔性微电极均置于生理盐水中, 两电极间距保持在 2 cm 以上。测试仪器采用 Agilent 4294A 精密阻抗分析仪, 输出峰-峰值为 50 mV, 频率为 40 Hz~1 MHz 的正弦信号。

## 3 结果与讨论

### 3.1 微电极的表面形貌

采用上述工艺制作出的柔性微电极样品实物如图 4 (a) 所示, 微电极的表面形貌如图 4 (b) 和 4 (c) 所示。从图中观察得出: 无论电极为圆形或方形, 微电极阵列中各电极单元均结构完整、轮廓

清晰,电极表面平滑无裂痕。金属互连引线实测线宽接近  $30\ \mu\text{m}$ ,与设计值基本一致,且未发现断线现象。作为基底的 parylene 薄膜表面平整光洁、结构完好,能够起到较好的机械支撑和绝缘作用。



(a) 全貌图

(a) Full image

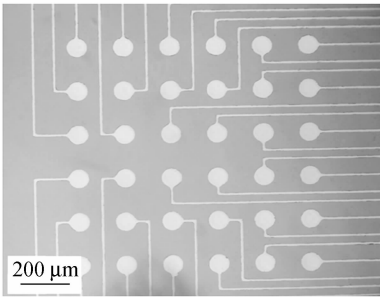
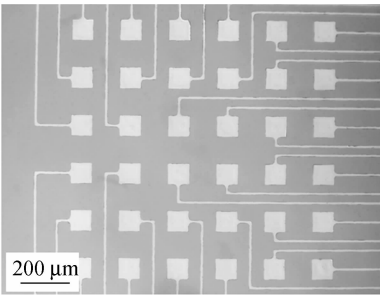
(b) 圆形微电极阵列局部放大图( $\phi 150\ \mu\text{m}$ )(b) Partial enlarged image of circular microelectrode arrays ( $\phi 150\ \mu\text{m}$ )(c) 方形微电极阵列局部放大图( $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ )(c) Partial enlarged image of square microelectrode arrays ( $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ )

图 4 柔性微电极样品

Fig. 4 Sample of microelectrodes

## 3.2 微电极加工中的关键问题

### 3.2.1 Lift-off 工艺

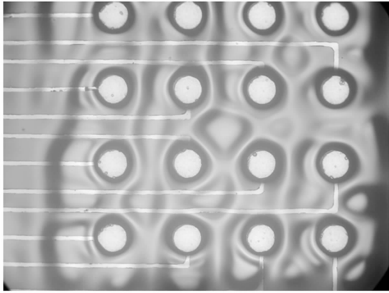
Lift-off 是微电极加工中的关键一步,其工艺技术的优劣直接影响到微电极的加工质量及成品

率。微电极加工中 Lift-off 工艺的具体过程是:通过光刻胶曝光显影后得到微电极图案,然后采用蒸发或溅射的方式沉积金属铂或金;沉积完成后,将片子在丙酮溶液中超声浸洗。由于正性光刻胶易溶于丙酮,沉积在其上方的金属同时被剥离掉,没有光刻胶保护的区域金属层被保留下来,构成微电极的电极位点、电极引线及引线焊点。本文中采用 Au/Cr 金属薄层作为微电极的电极位点、金属引线和引线焊点,同步设计并制作完成。Au/Cr 金属层沉积后,有光刻胶保护的区域呈皱褶状,在丙酮溶液中易溶解掉。但如果旋涂了过薄的光刻胶,沉积的金属层在光刻胶图形边缘处容易粘连,会造成微电极边缘不平整;而光刻胶若过厚,图形分辨率明显下降,从而加大工艺误差。因此,光刻胶厚度与金属层沉积厚度需要达到一个适宜的比值,才能得到较佳的金属层图案。经研究得出:对于  $300\ \text{nm}$  的 Au/Cr 金属层而言, $10\ \mu\text{m}$  的 AZ4620 光刻胶完全能够满足 Lift-off 工艺的要求。

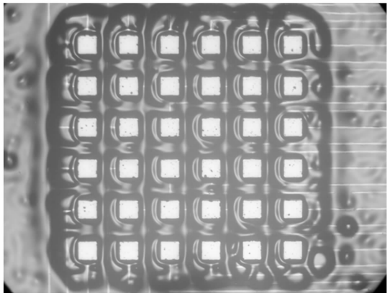
### 3.2.2 氧等离子体反应离子刻蚀(RIE)

Parylene-C 的线性膨胀系数为  $3.5 \times 10^{-5}/^\circ\text{C}$ ,金属 Al 的线性膨胀系数为  $2.35 \times 10^{-5}/^\circ\text{C}$ ,两者非常接近,所以通常采用金属 Al 作为对 parylene 进行 RIE 时的掩模材料。但是刻蚀结束后,通常要在酸性腐蚀液中去 Al 掩模层,由此将会对后续的工艺过程带来一定的影响。为此,本文尝试采用与 parylene 化学性质更为接近的光刻胶作为刻蚀掩模层。对于聚合物材料的刻蚀而言,RIE 工作参数的选取非常重要,功率过高,容易造成聚合物的碳化、起泡,严重影响刻蚀效果。经过大量的研究,工作参数最后设定为:射频功率为  $30\ \text{W}$ ,工作压力为  $304\ \text{Pa}$ ,流量为  $40\ \text{mL}/\text{min}$ 。由于在氧气中,光刻胶的刻蚀速率略大于 parylene,对于  $13\ \mu\text{m}$  的 parylene 涂层而言,应采用  $30\ \mu\text{m}$  厚的正性 AZ4620 光刻胶掩模层,来完成了顶层 parylene 的刻蚀。通过光学显微镜观察发现,在去除光刻胶掩模层前,光刻胶虽然呈现出一定的波浪形起伏,但结构仍保持完整(如图 5 所示),抗蚀性能完全能够满足工艺要求。去除掩模层后,发现 parylene 表面平整光洁,未出

现起泡、裂纹等现象,且微电极及引线焊点能完全暴露出来,结构完整、边缘清晰,如图 6 所示。通过接触角测量发现,RIE 刻蚀前后,parlylene 基底的接触角发生了明显的变化,从 4°增加至 90°左右,亲水性能得到了较大程度的改善,进而提高了微电极的生物相容性。



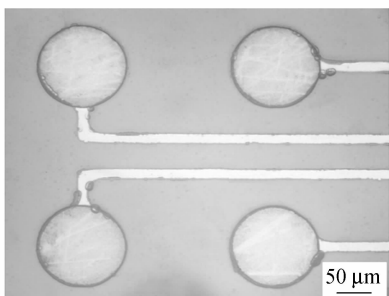
(a) 圆形微电极  
(a) Circular microelectrodes



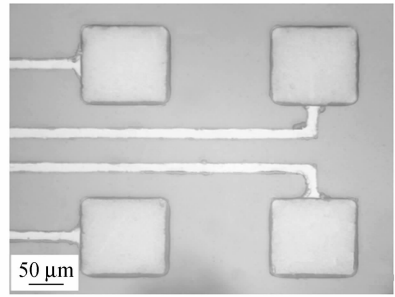
(b) 正方形微电极  
(b) Square microelectrodes

图 5 经 RIE 后微电极照片(去胶前)

Fig. 5 Image of microelectrodes after RIE with photoresist



(a) 圆形微电极  
(a) Circular microelectrodes



(b) 正方形微电极  
(b) Square microelectrodes

图 6 经 RIE 后微电极照片(去胶后)

Fig. 6 Image of microelectrodes after RIE without photoresist

### 3.2.3 微电极的释放

在之前的研究工作中<sup>[9]</sup>,作者曾经利用单晶硅片上一层自然氧化的 SiO<sub>2</sub> 层作为微电极释放过程的牺牲层。释放时采用氢氟酸:盐酸:水=5:15:100 的混合溶液实现微电极从硅片上的剥离<sup>[11]</sup>。后续研究中发现,由于自然氧化的 SiO<sub>2</sub> 层非常薄,仅几个微米,腐蚀液浸蚀速度较慢。本文对此进行了改进,采用湿氧工艺制得的 SiO<sub>2</sub> 作为牺牲层,在 1%~2% 的氢氟酸溶液中浸泡微电极 2~3 min,腐蚀掉 SiO<sub>2</sub>,即完成了柔性微电极的释放过程。由于湿氧工艺获得的 SiO<sub>2</sub> 相对较为疏松,浸入氢氟酸很容易腐蚀掉,这在很大程度上降低了腐蚀液对柔性神经微电极可能造成的不良影响。此外,在实验中发现,底层 parlylene 与 SiO<sub>2</sub> 牺牲层的结合不是非常好,在丙酮中长时间浸泡后,也可实现柔性微电极从硅基板上的剥离。

### 3.3 微电极的电学性能

神经微电极在植入式神经假体中主要起着对神经进行电刺激并记录神经信号的作用,这就要求微电极具有低阻抗、高电荷注入能力以及抵御生物体液环境腐蚀的能力等。为了初步评价所制作的柔性微电极的电学性能,采用 0.9% 的氯化钠溶液来模拟生物体液环境,对微电极在不同频率下的阻抗进行了测量。两种微电极的表面积相差不大,由此造成圆形和方形微电极的阻抗测试值相差较小。如将两种微电极植入生物体内,由于方形电极存在尖锐棱角,其生物相容性能和长期植入效果可能不如圆形电极,当然,这需要经过大量的动物实验才能得到较好的验证。图 7 给出

了圆形柔性微电极的阻抗-频率谱图。从图中可以明显地看出,随着频率的增加,微电极的阻抗迅速下降,微电极呈现高通特性。在频率为 1 kHz 时,微电极的阻抗仅为 7 k $\Omega$  左右。对于相对较为脆弱的视网膜而言,较低的阻抗能够有效地降低能耗,可极大减缓电刺激过程中微电极生热对视网膜神经组织所造成的热损伤,适合长期植入使用。此外,为了进一步降低微电极的阻抗,可以对

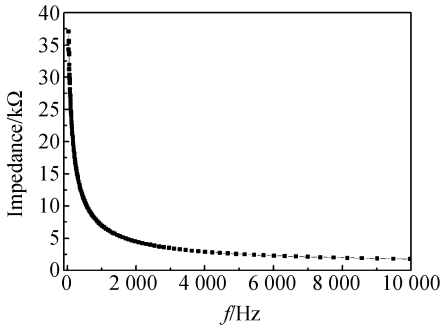


图 7 微电极的频率-阻抗谱图

Fig. 7 Frequency-impedance spectrum of flexible microelectrodes

微电极进行表面修饰,如电镀铂黑<sup>[12]</sup>,以增加微电极的表面积;或制作三维凸点式微电极<sup>[13]</sup>,以保证微电极与神经细胞间的良好接触,从而更加有效地提高电刺激效果。本研究小组将在后续的研究中对聚对二甲苯基柔性凸点微电极的加工工艺及性能进行深入细致的探讨。

## 4 结 论

本文采用 parylene-C 作为微电极的基底和绝缘材料,利用微细加工技术成功制作出了 36 通道(6 $\times$ 6)柔性神经微电极阵列,微电极的尺寸分别为  $\Phi 150 \mu\text{m}$ (圆形)和  $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$ (方形),电极引线线宽为  $30 \mu\text{m}$ 。无论微电极为圆形或方形,表面均平整光滑、轮廓清晰。电学性能测试结果表明:1 kHz 时微电极的阻抗仅为 7 k $\Omega$  左右,且随着频率的增加,阻抗逐渐降低,呈明显的高通特性。微电极采用微细加工技术流程化制作,实现了微电极和柔性基底的集成,便于高效率批量制作。微电极加工质量较好,电学性能优良,为视觉假体中柔性神经接口的研制奠定了基础。

## 参考文献:

[1] HOAG H. Neuroengineering: remote control [J]. *Nature*, 2003,423:796-798.

[2] HUMAYUN M S. Intraocular retinal prosthesis [J]. *Transactions of American Ophthalmological Society*, 2001,99:271-278.

[3] ZRENNER E. Will retinal implants restore vision [J]. *Science*, 2002,295:1022-1025.

[4] STIEGLITZ T, SCHUETTLER M, KOCH K P. Implantable biomedical microsystems for neural prosthesis [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2005,24:58-65.

[5] WIGHTMAN R. Probing cellular chemistry in biological systems with microelectrodes [J]. *Science*, 2006,311:1570-1574.

[6] LOEB G E, BAK M J, SALCMAN M, *et al.*. Parylene as a chronically stable, reproducible micro-electrode insulator [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1977,24:121-128.

[7] SCHMIDT E M, MCINTOSH J S, BAK M J. Long-term implants of parylene-C coated microelectrodes[J]. *Medical & Biological Engineering &*

*Computing*, 1988,26:96-101.

[8] WOLGEMUTH. Assessing the performance and suitability of parylene coating [J]. *Medical Device and Diagnostic Industry*, 2000,22:42-49.

[9] 李博, 惠春, 徐爱兰,等. 基于 Parylene 的柔性神经微电极的研制和表征 [J]. *传感器与微系统*, 2007, 26:101-102, 113.

LI B, HUI CH, XU A L, *et al.*. Development and characterization of flexible parylene-based neural microelectrodes [J]. *Transducer and Microsystem*, 2007,26:101-102,113. (in Chinese)

[10] 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.

ZHOU H B, LI G, ZHANG H, *et al.*. A simple and low-cost method to fabricate flexible micro-electrodes for neural applications [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007,15(7):1056-1063. (in Chinese)

[11] 吴义伯, 侯安州, 倪鹤南,等. 基于 Parylene 的柔性微电极阵列微加工工艺研究 [J]. *半导体技术*, 2007,32(12):1018-1020,1036.

WU Y B, HOU A ZH, NI H N, *et al.*. Study of microfabrication process of flexible microelectrode

arrays based on parylene [J]. *Semiconductor Technology*, 2007, 32(12):1018-1020, 1036. (in Chinese)

- [12] RAJARAMAN S, CHOI S O, SHAFER R H, *et al.*. Microfabrication technologies for a coupled three-dimensional microelectrode, microfluidic array [J]. *Journal of Micromechanics and Micro-engineering*, 2007, 17:163-171.

[13] 孙晓娜, 周洪波, 李刚, 等. 三维柔性神经微电极阵列的制作 [J]. *光学精密工程*, 2008, 16(8):1396-1402.

SUN X N, ZHOU H B, LI G, *et al.*. Fabrication of a flexible three-dimensional neural microelectrode array [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(8):1396-1402. (in Chinese)

#### 作者简介:



邢玉梅(1976—),女,辽宁朝阳人,博士,2006年于上海微系统与信息技术研究所获得博士学位,2006—2009年为上海交通大学微纳科学技术研究院电子科学与技术科研流动站博士后,现为上海大学微纳能源研究所助理研究员,主要从事 BioMEMS 器件及其加工工艺研究。E-mail: ymxing@sjtu.edu.cn; ymxing@gmail.com

#### 导师简介:



惠春(1955—),男,陕西三原人,博士,教授,博士后导师,2001年于西安交通大学获博士学位,主要从事智能芯片传感器技术与微系统、纳米结构调控与自组装的研究。E-mail: chhui@sjtu.edu.cn

徐爱兰(1954—),女,山西人,高级工程师,硕士生导师,主要从事压电生物传感器技术研究。E-mail: alxu@sjtu.edu.cn

李刚(1970—),男,博士,副研究员,2008年于上海微系统与信息技术研究所获得博士学位,主要从事 BioMEMS、生物物理和微纳流体技术研究。E-mail: gang\_li@mail.sim.ac.cn

赵建龙(1969—),男,江苏张家港人,博士,研究员,1997年于上海微系统与信息技术研究所获得博士学位,主要从事生物芯片技术的研究。E-mail: jlzhao@mail.sim.ac.cn

任秋实(1963—),男,博士,教授,博士生导师,上海交通大学激光与光子生物医学研究所所长,上海市激光医学重点实验室主任,国家重点基础计划 973 首席科学家,1990年于美国俄亥俄州立大学获得博士学位,主要从事智能化人工器官、眼科学与视觉光学、激光与生物组织相互作用、激光微创外科手术方面的研究。E-mail: renqsh@sjtu.edu.cn

#### ●下期预告

## 结构光系统的周期编码光设计

许丽<sup>1,2</sup>,张之江<sup>2</sup>

(1. 华北水利水电学院 信息工程学院,河南 郑州 450011;

2. 上海大学 特种光纤与光接入网重点实验室通信与信息工程学院,上海 200072)

在结构光系统中,编码光是解决对应点匹配问题的关键,而且编码光的性能直接影响到结构光测量结果的精度、分辨率和实时性。本文在深入分析条纹图变形机理的基础上,证明了空间周期性应用到编码光设计的可行性,提出了运用空间周期的约束条件,分析了在编码光设计中引入空间周期性对测量性能的改进。在编码图个数保持不变的情况下,在结构光编码中引入空间周期性,系统测量分辨率将会有很大的提高;同样在保持测量分辨率不变的情况下,应用空间周期性可减少编码模式的个数,更适合实时测量系统。结合时空编码方式,本文提出了一种新的实时编码光设计方案——周期时空条纹编码。该编码方式利用了空间周期性,在保证测量分辨率和精度的情况下,减少编码模式的个数,适应实时测量的应用。对该编码方式进行了实验验证,实验结果表明了空间周期性应用到编码光设计的有效性。