

文章编号 1004-924X(2007)07-1056-08

# 简易低成本柔性神经微电极制作方法

周洪波<sup>1,2</sup>, 李刚<sup>1,2</sup>, 张华<sup>1</sup>, 孙晓娜<sup>1,2</sup>, 姚源<sup>1,2</sup>, 金庆辉<sup>1</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:**提出了一种简单、低成本的植入式柔性薄膜神经微电极的制作工艺和方法。该方法采用光敏型聚酰亚胺(Durimide 7510)代替传统方法中的非光敏型聚酰亚胺或聚对二甲苯作为微电极基质材料,同时设计了一种基于应力集中的凹槽结构以保证所得微电极形状的规整性,且采用了一种基于硅导电性通过电化学腐蚀牺牲层的方法来实现微电极从支撑基片表面的完整自动释放。整个制作工艺简单,仅需两次光刻和两次金属沉积。测试和评价了所制作微电极的表面形貌、电学性能以及生物相容性,结果表明,这种方法大大降低了制作成本并缩短了周期。

**关键词:**柔性微电极;神经假体;聚酰亚胺;凹槽结构;牺牲层

**中图分类号:**TP212.3;R338 **文献标识码:**A

## A simple and low-cost method to fabricate flexible microelectrodes for neural applications

ZHOU Hong-bo<sup>1,2</sup>, LI Gang<sup>1,2</sup>, ZHANG Hua<sup>1</sup>, SUN Xiao-na<sup>1,2</sup>, YAO Yuan<sup>1,2</sup>,  
JIN Qing-hui<sup>1</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 School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China*; 3. *Institute for Laser Medicine & Bio-Photonics, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China*)

**Abstract:** A simple and low-cost method to fabricate implantable flexible thin-film microelectrodes is described for neural applications. A photosensitive polyimide (Durimide 7510) is used as substrate materials instead of non-photosensitive polyimide or parylene in conventional process. A new self-shaped technique for thin-film electrode is also employed in the scheme. In addition, an easy and mild release procedure based electrochemical etch is proposed to detach microelectrodes from the fabrication substrate. The whole process using only two masks and two depositions is simple and fast, and can greatly reduce the time and cost of fabrication of neural microelectrodes. The geometrical, electrical properties and biocompatibility of the microelectrodes are also discussed.

**Key words:** flexible microelectrode; neural prostheses; polyimide; groove; sacrificial layer

收稿日期:2006-12-27;修订日期:2007-03-21.

基金项目:国家973计划资助项目(No. 2005CB724305);上海市科委资助项目(No. 06XD14037;No. 0652nm016);上海-应用材料研究与发展基金资助项目(No. 06SA01)

## 1 引言

几个世纪以来人类一直努力探索神经系统的奥秘,寻求治疗神经疾患的有效手段。随着人们对神经科学研究的深入,衍生出神经工程这样一门学科。神经工程是现代科学最深奥、最具有挑战性的研究领域之一。与人类基因组计划一样,神经科学以及相关的工程研究已经成为生命科学的热点领域<sup>[1]</sup>。电极作为神经工程系统中最关键的部件:神经-电子的接口,扮演着越来越重要的角色。它的功能主要表现为两种形式:一种是记录神经活动的电信号;另一种是利用电信号激励或抑止神经活动以实现功能性电刺激<sup>[2-3]</sup>。由于神经细胞体尺寸非常小,其直径通常在 $10\sim 50\ \mu\text{m}$ ,利用常规的宏观电极对神经活动进行探测非常困难,因此需要加工尺度在微米级的微型电极。近年来,由于MEMS技术的进步,以及神经科学和临床神经疾患治疗需求的推动,神经工程系统中的微电极技术在设计、材料、加工工艺和相关支撑技术方面得到了迅速发展。目前,基于MEMS技术的植入式微电极已经有了一些应用实例,比如用刺入式微电极深脑刺激抑制帕金森病患者震颤,用栅格微电极监测神经外科手术病人,植入式假体用于截瘫患者运动控制,人工耳蜗和视网膜刺激植入体用于患者听觉和视觉的部分康复等<sup>[4-7]</sup>。

目前,基于MEMS技术的植入式微电极从基质材料上可以大致分为柔性和刚性两类。刚性微电极主要是基于硅基材料的,比如基于硅基的平面阵列电极、2-D杆状和3-D针状电极等<sup>[8-10]</sup>,这类电极具有良好的生物相容性,且具有与CMOS的微电子加工工艺兼容的优势。但是材料的脆性和刚性容易导致被植入体运动时产生严重的组织损伤或者由于电极的移位而失去功能。因此,为了减小电极对生物组织的损伤并确保微电极在活体中的稳定工作,越来越多的研究者开始采用聚合物作为基底材料来制作柔性植入式微电极<sup>[11-13]</sup>。制作柔性植入式微电极的基底材料应用得较多的主要有聚酰亚胺(Polyimide, PI)和聚对二甲苯(Parylene)两类聚合物材料。这些聚合物材料不仅具有很好的生物相容性和微加工工艺兼容性,而且具有良好的机械性能和介电性质。

基于聚酰亚胺或聚对二甲苯的微电极常规制作工艺是非常繁琐且昂贵的<sup>[13-16]</sup>,包括了多次金属沉积、光刻、反应离子刻蚀等工艺步骤,加工周期相对较长。为了降低神经微电极的制作成本,促进神经微电极的广泛应用,本文提出了一种简单、低成本的植入式柔性薄膜神经微电极制作工艺和方法。这里采用光敏型聚酰亚胺作为加工微电极的基质材料,在电极制作中设计了一种基于应力集中的凹槽结构,用于电极的成形过程,保证微电极形成预定义的规整形状。这种设计可以减少一次光刻,使得整个微电极制作工艺只需两次光刻即可实现。另外,在微电极的释放过程中还采用了一种基于硅导电性通过电化学腐蚀牺牲层的方法来实现微电极从硅基表面的温和完整释放。整个释放过程在氯化钠溶液中进行,这种方法避免了氢氟酸、盐酸等高危险性试剂的使用,同时也避免了金属电极表面被酸碱溶液腐蚀和污染的可能性。最后,本文进一步对所制作的微电极的表面形貌、电学性能、生物相容性等特性进行了测试和评价。

## 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),电阻率是 $7.83\sim 10.58\ \Omega\cdot\text{cm}$ 。

微电极电学性能测试采用金属铂电极(213型)作为对位电极和Ag/AgCl电极(218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)。

微电极体外生物相容性实验所用细胞为3T3小鼠成纤维细胞,来自上海市组织工程研究重点实验室。

### 2.2 加工过程

微电极制作过程的主要流程如下(如图1所示):

(1)浸泡硅片于5%氢氟酸溶液中5 min,除

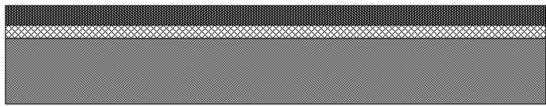
去硅片表面的自然氧化层,然后使用 RCA 标准清洗方法清洗硅基片<sup>[17]</sup>;

(2)200 ℃烘烤硅片,除去硅片内部的水份。热蒸发 1 μm 厚的金属铝。这层铝薄膜被用作后面释放过程的牺牲层,如图 1(a);



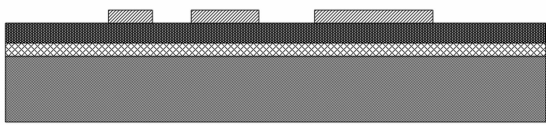
(a) 沉积铝牺牲层

(a) Al sacrificial layer deposition



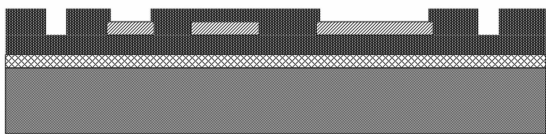
(b) 旋涂聚酰亚胺及固化

(b) Spin-coating/curing of polyimide



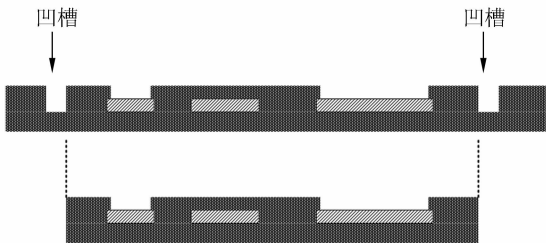
(c) 溅射钛/铂并剥离图形化

(c) Sputtering and patterning of Ti/Pt using lift-off



(d) 旋涂顶层聚酰亚胺并图形化、固化

(d) Spinning, patterning and curing top polyimide



(e) 微电极的释放与成形

(e) Releasing and shaping micro-electrodes



图 1 柔性微电极的工艺流程简图

Fig. 1 Simplified fabrication flow of flexible micro-electrodes

(3)甩涂聚酰亚胺光刻胶(durimide 7510)、前烘、完全曝光,最后在 350 ℃的氮气环境中完全亚胺化。得到的厚约 5 μm 的聚酰亚胺薄膜被用作微电极的机械和绝缘材料,如图 1(b);

(4)使用溅射和剥离工艺(Lift-off)形成图形化的钛铂金属薄层(钛 100 Å,铂 1500 Å)。此钛、铂金属薄层用作形成微电极的电极点、连接线以及引线焊点,如图 1(c);

(5)在金属层上,再次通过甩胶、前烘、光刻、以及 350 ℃的氮气环境下的后烘制作 5 μm 厚的第二层聚酰亚胺。这层聚酰亚胺用来封装电极,并暴露出导电窗口(如:电极位点、引线焊点),同时也形成微电极外形的凹槽结构,如图 1(d);

(6)采用电化学方法刻蚀牺牲层铝,从硅基片上释放并利用凹槽结构成形微电极,如图 1(e)。细节见 3.2 节。

### 2.3 电学性能测试

首先,利用导电胶和 50 μm 的金丝将电极焊点与 PCB 板链接起来。然后,采用常用的三电极测试形式<sup>[18]</sup>来测试电极的阻抗频谱(如图 2 所示):[待测试电极]/[Ag/AgCl 参考电极]/[铂-对位电极]。室温下,将上述三个电极按顺序浸入 500 ml 的生理盐水(0.9% NaCl 溶液)中,电极之间间隔 2 cm。使用阻抗分析仪 Agilent 4294 输出峰-峰值为 50 mV,频率变化范围为 40 Hz~1 MHz 的正弦信号。

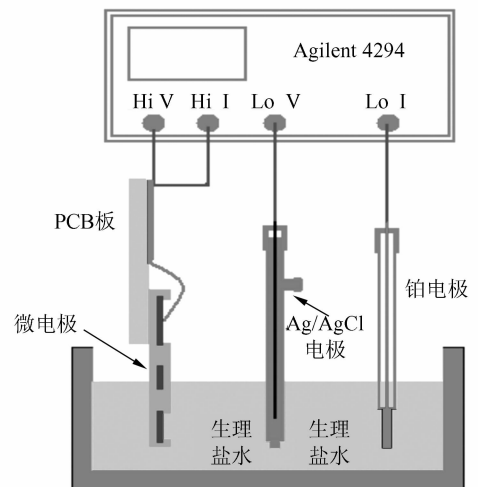


图 2 三电极测试装置

Fig. 2 Setup for three-point impedance measurement

## 2.4 体外生物相容性实验

作为植入式器件,神经微电极首先必须满足严格的生物相容性标准。这里通过体外细胞培养实验对制作的微电极进行了生物相容性的初步评价。首先对微电极进行清洁和消毒处理,选用3T3成纤维细胞<sup>[19]</sup>。通过与单纯培养基对照及阴性参照比对,观察细胞在微电极表面的生长情况,由此来判断电极的生物相容性。然后采用四甲基偶氮唑蓝比色法(Measurement of Tritiated Thymidine Incorporation, MTT),对阴性参照材料与微电极材料浸提液对细胞增殖的毒性反应进行定量评价。

## 3 结果和讨论

### 3.1 微电极的设计和材料选择

针对视神经刺激的应用,设计了一种具有16个电极刺激位点(4×4)的平面柔性电极,刺激区域大约2 mm×1.5 mm,电极刺激位点大小为100 μm×100 μm(如图3所示)。

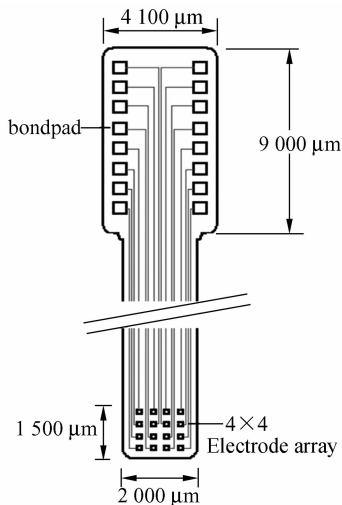


图3 微电极结构设计图

Fig. 3 Layout design of the microelectrodes

神经微电极植入体内后,需要保持长期稳定性及良好的柔韧性。这里选择光敏型聚酰亚胺Durimide 7510(材料性质见表1)作为微电极基质材料,选择金属铂作为电极材料<sup>[20]</sup>。Durimide 7510可以直接通过光刻方式实现图形化,可以用光刻工艺代替传统柔性薄膜电极制作过程中的铝掩模沉积以及反应离子刻蚀(RIE)等工艺步骤,大大降低了制作成本,缩短了制作时间。此外,

Durimide 7510与金属有良好的黏附性。因而文献[21]中报道的金属与聚酰亚胺薄膜的黏附性差,容易脱落的现象,并没有在实验中遇到。

表1 Durimide 7510 物理性质

Tab. 1 Physical properties of Durimide 7510

热膨胀系数	玻璃化温度	杨氏模量	特征尺寸	特征厚度
$55 \times 10^{-6}$	285 °C	8 GPa	10 μm	3.5~50 μm

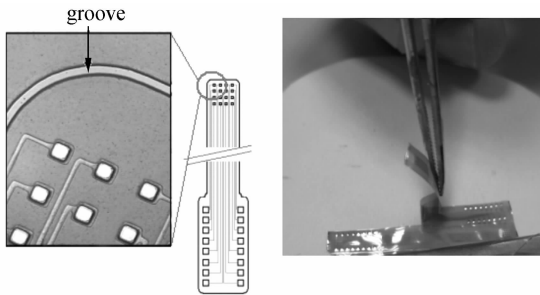
### 3.2 微电极的释放和成形

微加工工艺中,常用机械方法和牺牲层方法将器件从基底上释放下来。本实验中,由于Durimide 7510与硅基底有很好的黏附性,常规的机械方法,如超声、沸水煮、刀片剥离<sup>[22]</sup>等均难以奏效。硅基底上牺牲层通常采用二氧化硅、多晶硅、磷硅玻璃、钛、铜等材料作为牺牲层材料,在释放过程中往往采用氢氟酸、盐酸、磷酸等高危的化学试剂作为腐蚀液。这些腐蚀液在电极表面和角落的残余会对植入对象的组织和细胞带来严重的损伤。为此,实验中采用了一种“温和”的释放方法:将待释放微电极的硅基片和一个对电极(比如铂丝)同时浸入NaCl(NaCl:H<sub>2</sub>O=1:5)溶液中。用金属夹子夹持硅片的边缘,连接到电源的正极,对电极连接到电源的负极,通过稳压直流电源输出0.8~0.9 V的电压<sup>[23]</sup>,利用硅片的导电性,通过电化学腐蚀铝牺牲层,实现柔性微电极从硅基底的“温和”释放。所使用的NaCl溶液接近于生物体内的生理体液环境,即使有残留也不会对植入个体的生物组织造成危害。

电化学释放过程对硅片的电阻率没有特别的要求。MEMS标准工艺中的硅片(电阻率是1~10 Ω·cm)<sup>[24]</sup>即能保证释放的顺利进行。同时,由于“温和”的释放过程,这种方法完全可以推广到生物分子等“脆弱”材料的图形化领域。

通常微电极的外形可以通过激光切割<sup>[25]</sup>、反应离子刻蚀<sup>[13]</sup>或两层聚酰亚胺的两次光刻来定义。前两者是一种较昂贵的工艺,需要昂贵的仪器设备;后者则需要通过两次对准光刻才能实现,工艺相对比较复杂。受到“易拉罐”拉环开口处的凹槽结构的启示:在凹槽处的应力集中使得开口走向沿着凹槽方向延伸,在顶层聚酰亚胺光刻的同时,制作出微电极轮廓的凹槽结构,凹槽的宽度为30 μm(如图4(a)所示)。当薄膜微电极从硅基

底上释放下来后,沿微电极凹槽方向用镊子施加一定作用力,使底层聚酰亚胺沿凹槽方向撕开(如图 4(b)所示),从而可以按照预定义的形状将每个微电极与周围结构分开,得到一个独立的微电极。成形的整个操作过程无需特别的技巧。通过对比实验,发现凹槽的有效宽度为  $10\sim 30\ \mu\text{m}$ 。更宽的凹槽将会导致凹槽结构一部分残留于电极的边缘,而更窄的凹槽将会导致凹槽难以被发现以及释放过程“越轨”的现象。采用这种方法可以省去一步底层聚酰亚胺光刻的步骤。这种方法的另一特点是在最后一步完成器件成形、分离步骤。特别是当器件在加工过程中必须作为一个整体来转移、反转的情况下,这种方法是必须和有效的。



(a) 轮廓的凹槽结构 (a) Groove structure  
(b) 微电极成形过程 (b) Shaping process of  
around the microelectrodes the microelectrodes

图 4 微电极的凹槽结构及成形

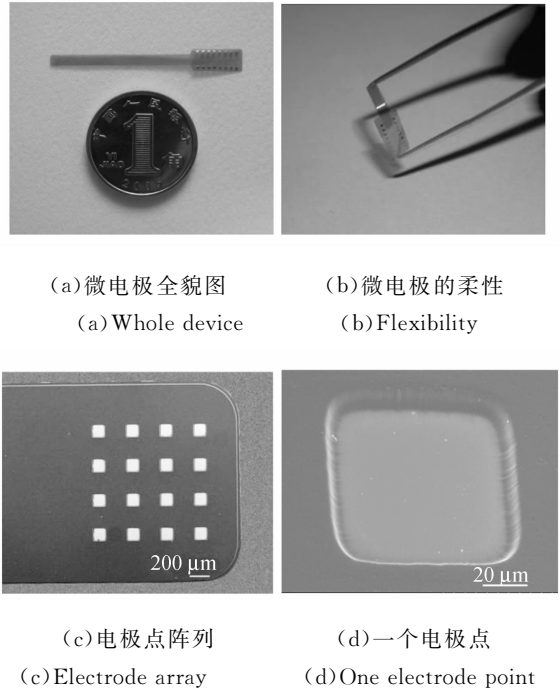
Fig. 4 Using groove structure to shape the microelectrodes

### 3.3 微电极的表面形貌

在微电极的植入过程中以及植入组织后,粗糙的表面<sup>[26]</sup>和尖锐的棱角将会严重地损伤组织。因此微电极的表面形貌决定了微电极的运用价值。实验中使用数码相机以及扫描电镜(SEM)对制作的微电极的表面形貌进行了观测和评估。

图 5(a)是微电极的全貌图。微电极全长  $30\ \text{mm}$ 。图 5(b)显示了电极具有很好的柔性。在图 5(c)中,电极刺激位点区域大小为  $2\ \text{mm}\times 1.5\ \text{mm}$ ,电极焊点区域  $9\ \text{mm}\times 4.1\ \text{mm}$ 。电极刺激位点区域包含  $4\times 4$  的电极点阵列,即共 16 个通道。同时,图中电极的拐角和边缘规整,证明了凹槽成形方法的有效性。图 5(d)是电极点阵列中一个电极点的局部放大图,从图中可以看出电极刺激位点大小为  $100\ \mu\text{m}\times 100\ \mu\text{m}$ ,电极点表面光滑,焊点大小为  $400\ \mu\text{m}\times 400\ \mu\text{m}$ ,电极的厚度为

$10\ \mu\text{m}$ 。而且,微电极的表面平整光滑,拐角处圆滑。



(a) 微电极全貌图 (a) Whole device  
(b) 微电极的柔性 (b) Flexibility  
(c) 电极点阵列 (c) Electrode array  
(d) 一个电极点 (d) One electrode point

图 5 微电极的表面形貌

Fig. 5 Surface of microelectrodes

### 3.4 微电极的电学特性

一般说来,微电极(包括刺激和记录微电极)在目标组织中工作时,在电极位点处均形成一个金属-电解液界面<sup>[27]</sup>。

实验中,采用生理盐水( $0.9\%\ \text{NaCl}$  溶液,  $\text{pH}=7$ )对微电极与生物组织间的界面电特性进行模拟,并用阻抗分析仪进行测试。测试中采用一个面积比微电极位点面积大得多的铂电极作为对电极(两者面积比为  $1\ 875:1$ )。

图 6 和图 7 分别是电极相应的频率-阻抗和频率-相位图。从频率-阻抗图可以看出,随着频率的增加,微电极的阻抗逐步变小,微电极显现高通特性。从图 7 观察相位角随频率的变化,当频率为  $10^3\sim 10^4\ \text{Hz}$  时,相位延迟在  $-45^\circ\sim -28^\circ$ ,此时的阻抗大小约为  $35\ \text{k}\Omega$ 。

一般说来,细胞外的神经信号的幅值为  $50\sim 500\ \mu\text{V}$ ,频率范围在  $10^3\ \text{Hz}$  左右<sup>[28]</sup>。上图所示本文制作的柔性神经微电极在  $10^3\ \text{Hz}$  左右的阻抗较低,且相位延迟较小,利于神经微电极可以有效地工作。

### 3.5 微电极的生物相容性

3T3 细胞的形态和分布显示(如图 8(a)和图

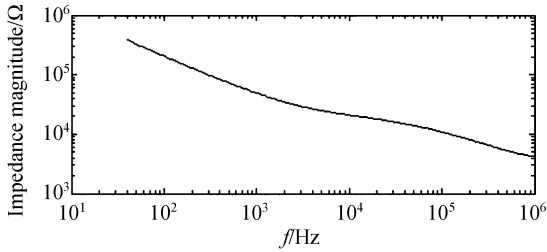


图 6 频率-阻抗谱线图

Fig. 6 Impedance spectrum of microelectrodes

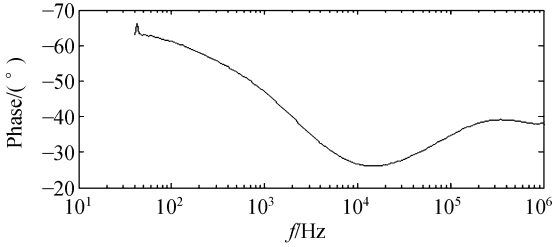


图 7 频率-相位谱线图

Fig. 7 Phase angle spectrum of microelectrodes

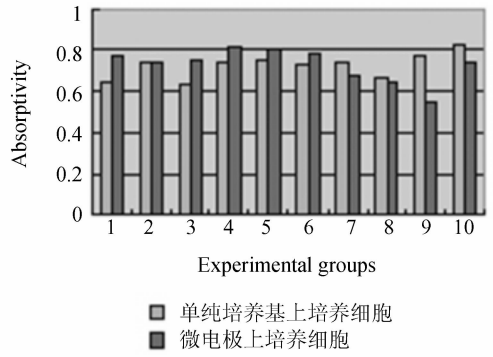


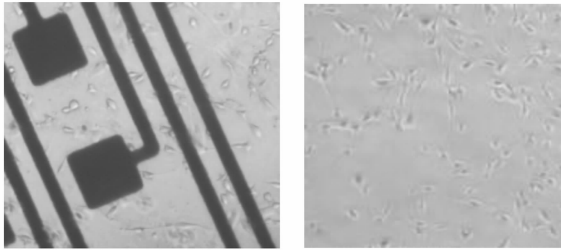
图 9 MTT 比色法测定两种基底上的细胞存活

Fig. 9 Viability of cell cultured on two substrates estimated by MTT method

( $P < 0.01$ )。因此,可以得出结论:基于 Durimide 材料的柔性微电极具有很好的生物相容性。

### 4 结 论

本文提出一种基于光敏型聚酰亚胺 Durimide 为基质材料的柔性薄膜神经微电极制作方法。该方法采用光敏型聚酰亚胺为基底材料,采用一种基于应力集中的凹槽结构设计,可以简化电极成形过程中的工艺步骤。另外,在微电极的释放过程中还采用了一种新颖、温和、具有很好生物相容性的方法来实现微电极的释放,保证了微电极制作和植入过程中的安全性。相比传统的柔性微电极制作工艺,本文提出的方法具有工艺简单、成本低廉和安全性高的优势,有利于神经微电极的推广使用,对于促进神经科学的基础研究和神经疾患治疗及康复具有重要意义。通过对微电极表面形貌、电学性能和生物相容性等方面的测试,表明基于本文方法制作的柔性神经微电极满足植入式微电极的基本性能要求,具有很好的实用性。为了评估所制作柔性神经微电极的实际电刺激效果,下一步的工作是通过动物活体植入实验对柔性微电极的性能和效果进行进一步评价。



(a) 微电极上的细胞 (b) 培养基上的细胞  
(a)Cells on the microelectrode (b)Cells on the substrate

图 8 3T3 细胞的对比试验

Fig. 8 Comparing experiment using 3T3 cells

8(b))细胞在基于 Durimide 材料的柔性微电极上和对照培养基上均能很好地生长和繁殖。

同时,本文对 3T3 细胞在微电极上和培养基中生长和繁殖情况进行了定量评估<sup>[29]</sup>(如图 9 所示),实验数据统计分析显示两者无显著性差异

### 参考文献:

[1] HOAG H. Remote control[J]. *Nature*, 2003, 423(6942): 796-798.  
 [2] MAYNARD E M, NORDHAUSEN C T, NORMANN R A. The utah intracortical electrode array: a recording structure for potential brain-computer interfaces[J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1997, 102(3): 228-239.

- [3] STIEGLITZ T, MEYER J U. Implantable microsystems: Polyimide-based neuroprostheses for interfacing nerves [J]. *Med. Device Technol.*, 1999, 10(6): 28-30.
- [4] LIMOUSIN P, KRACK P, POLLAK P, *et al.*. Electrical stimulation of the subthalamic nucleus in advanced Parkinson's disease[J]. *N Engl J Med*, 1998, 339(16): 1105-1111.
- [5] SERRUYA M D, HATSOPOULOS N G, PANINSKI L, *et al.*. Instant neural control of a movement signal[J]. *Nature*, 2002, 416(6877): 141-142.
- [6] HOUSE W. Cochlear implants: from the idea to clinical practice[J]. *Language*, 1993: 9-33.
- [7] MARGALIT E, MAIA M, WEILAND J D, *et al.*. Retinal prosthesis for the blind[J]. *Surv Ophthalmol*, 2002, 47(4): 335-356.
- [8] KOVACS G T, STORMENT C W, HALKS-MILLER M, *et al.*. Silicon-substrate microelectrode arrays for parallel recording of neural activity in peripheral and cranial nerves[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1994, 41(6): 567-577.
- [9] HETKE J F, WILLIAMS J C, PELLINEN D S, *et al.*. 3-D silicon probe array with hybrid polymer interconnect for chronic cortical recording[C]. *Neural Engineering*, 2003. *Conference Proceedings. 1<sup>st</sup> International IEEE EMBS Conference on*, 2003: 181-184.
- [10] KIPKE D R. Implantable neural probe systems for cortical neuroprostheses[C]. *26<sup>th</sup> Annual International Conference*, 2004: 5344-5347.
- [11] ANDERSON D J, NAJAFI K, TANGHE S J, *et al.*. Batch-fabricated thin-film electrodes for stimulation of the central auditory system[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1989, 36(7): 693-704.
- [12] WEILAND J D, ANDERSON D J. Chronic neural stimulation with thin-film, iridium oxide electrodes[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000, 47(7): 911-918.
- [13] STIEGLITZ T. Flexible biomedical microdevices with double-sided electrode arrangements for neural applications [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2001, 90(3): 203-211.
- [14] STIEGLITZ T, BEUTEL H, KELLER R, *et al.*. Flexible, Polyimide-Based Neural Interfaces[C]. *Proceedings of the 7<sup>th</sup> International Conference on Microelectronics for Neural, Fuzzy and Bio-Inspired Systems*, 1999: 112.
- [15] HUNG A, ZHOU D, GREENBERG R, *et al.*. Micromachined electrodes for high density neural stimulationsystems. micro electro mechanical systems[C]. *The 15<sup>th</sup> IEEE International Conference*, 2002: 56-59.
- [16] STIEGLITZ T, GROSS M. Flexible BIOMEMS with electrode arrangements on front and back side as key component in neural prostheses and biohybrid systems[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2002, 83(1-3): 8-14.
- [17] MADOU M J. *Fundamentals of Microfabrication*[M]. New York: CRC Press, 1997.
- [18] KINDLUNDH M G, NORLIN P, ACREO A B, *et al.*. A testing procedure at wafer level for micro electrodes using a gel[J]. *TRANSDUCERS, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, 12<sup>th</sup> International Conference on, 2003, 1: 428-431.
- [19] SHANE A R. Effectiveness of cleaning surgical implants: quantitative analysis of contaminant removal[J]. *Journal of Applied Biomaterials*, 1995, 6(1): 1-7.
- [20] GEDDES L A, ROEDER R. Criteria for the selection of materials for implanted electrodes[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2003, 31(7): 879-890.
- [21] 肖素艳, 车录锋, 李昕欣, 等. 基于柔性 MEMS 皮肤技术温度传感器阵列的研究[J]. *光学 精密工程*, 2005, 13(6): 674-680.  
XIAO S Y, CHE L F, LI X X, *et al.*. A temperature sensor array based on flexible MEMS skin technology[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2005, 13(6): 674-680. (in Chinese)
- [22] LEE G, WU J. A new fabrication process for a flexible skin with temperature sensor array[J]. *Journal of the Chinese Institute of Engineer*, 2002, 25(6): 619-625.
- [23] BARD A J. *Electrochemical Methods Fundamentals and Applications*[M]: Wiley, 2003.
- [24] 陈迪, 刘景全, 朱军, 等. 微加工导论[M]. 北京: 电子工业出版社, 2006.  
CHEN D, LIU J Q, ZHU J, *et al.*. *Introduction to Microfabrication*[M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2006. (in Chinese)
- [25] 宋文荣, 何惠阳, 郭凡林. 应用激光技术进行继电器簧片气隙的校正[J]. *光学 精密工程*, 2006, 14(3): 463-467.

- SONG W R, HE H Y, GUO F L. Adjusting gap of relay springs by using laser beam[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(3): 463-467. (in Chinese)
- [26] 高春甫, 邹敏. 粗糙表面精度测量系统的研究[J]. *光学精密工程*, 2005, 13(6): 697-702.  
GAO CH P, WU M. Study of measurement system for rough surface accuracy[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2005, 13(6): 697-702. (in Chinese)
- [27] FRANKS W, SCHENKER I, SCHMUTZ P, *et al.*. Impedance characterization and modeling of electrodes for biomedical applications[J]. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2005, 52(7): 1295-1302.
- [28] DABROWSKI W, GRYBOS P, LITKE A M. A low noise multichannel integrated circuit for recording neuronal signals using microelectrode arrays[J]. *Biosens Bioelectron*, 2004, 19(7): 749-761.
- [29] LEE K, HE J, SINGH A, *et al.*. Polyimide-based intracortical neural implant with improved structural stiffness [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2003, 14: 32-37.

**作者简介:**周洪波(1982—),男,博士研究生,主要研究方向为 BioMEMS 和微流体器件。E-mail: zhbb@mail.sim.ac.cn  
李刚(1970—),男,在职博士研究生,副研究员,主要研究方向为 BioMEMS、生物物理和微纳流体技术。E-mail: gang\_li@mail.sim.ac.cn