

# 涂层修饰的柔性神经电动力学综合性能评估

谢 颖, 张文光, 李 伟, 周旭晖

(上海交通大学 机械系统与振动国家重点实验室, 上海 200240)

**摘要:**目的 对带有涂层修饰的柔性神经电极进行力学综合性能的评估,为电极及涂层参数的优化设计提供依据。**方法** 对接触、植入以及微动阶段建立简化力学模型,以聚酰亚胺为电极材料,PEG为涂层材料,PDMS模具注塑法为涂层涂覆方法,设置40、80、120、160、200  $\mu\text{m}$  涂层厚度梯度,对3个因素(临界载荷、最大形变、脑组织最大应变)进行综合对比评估。**结果** 厚度增加会引起临界载荷增大、最大形变减小以及脑组织最大应变减小,同时也会导致脑组织应变区域增大。均衡3个因素考虑,选择200  $\mu\text{m}$  作为涂层最佳厚度,在该厚度下,临界载荷为17.9 mN,最大形变为10.1  $\mu\text{m}$ ,脑组织最大应变为0.011 4。**结论** 涂层厚度对神经电动力学的性能有较大影响,在具体情况下可通过设置多个力学性能因素的影响因子选择最优参数。涂层的最优参数选择可提高电极的性能,对神经电极的临床应用具有重要意义。

**关键词:**柔性神经电极;涂层;接触阶段;植入阶段;微动阶段;力学模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.05.001

## Evaluation on Mechanical Comprehensive Performance of Flexible Neural Electrodes Modified by Coatings

XIE Jie, ZHANG Wenguang, LI Wei, ZHOU Xuhui

(State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract: Objective** To evaluate mechanical comprehensive performance of the flexible neural electrode with coating modification, so as to provide references for optimal design of the electrode and coating parameters. **Methods** Simplified mechanical models were established for the contact phase, implantation phase and micromotion phase. The electrode material was polyimide, the coating material was PEG, and PDMS mold injection method was selected as the coating method. The coating thickness gradients were set as 40, 80, 120, 160 and 200  $\mu\text{m}$ , respectively, and the three factors (the critical load, the maximum total deformation and the maximum strain of brain tissues) were comprehensively evaluated. **Results** As the thickness increased, the critical load increased, the maximum total deformation and the maximum strain of brain tissues decreased, but meanwhile, the strain area of brain tissues increased. For consideration of equilibrium for three factors, 200  $\mu\text{m}$  was chosen as optimal thickness of the coating. At this thickness, the critical load was 17.9 mN, the maximum total deformation was 10.1  $\mu\text{m}$ , and the maximum strain of brain tissues was 0.011 4. **Conclusions** The coating thickness had a great influence on mechanical properties of the neural electrode. The optimal parameters could be selected by setting influencing factors from the mechanical performance factors under specific case. The optimal parameter selection of coating can improve the electrode performance, which is of great significance for clinical application of the neural electrode.

**Key words:** flexible neural electrode; coating; contact phase; implantation phase; micromotion phase; mechanical model

脑部神经电极在神经生理学研究以及临床治疗上都具有重要意义,它可以实现神经电信号的记录、电刺激等基本功能,且与其他脑机接口相比具有更高的时空分辨率<sup>[1-2]</sup>。早期的植入式神经电极以导电金属丝为主,但电极上记录位点的数量受到了极大的限制,随后微机电系统(microelectromechanical systems, MEMS)技术的出现使得在硅片上批量制造微电极阵列成为可能<sup>[3]</sup>。

尽管金属丝电极与硅电极在短时间内能够成功记录神经电信号,但随着时间的推移,记录到的神经信号质量会逐渐变差,最终导致电极失效<sup>[4-5]</sup>。刚性电极与脑组织之间在弹性模量上存在的巨大差异被研究者们认为是导致电极由于脑组织微动等原因产生免疫反应而最终失效的主要原因之一<sup>[6]</sup>。为了缓解这一问题,许多聚合物被用于神经电极的加工制造中,例如聚对二甲苯、聚酰亚胺、SU-8等,这些材料具有较低的弹性模量以及良好的生物相容性<sup>[7]</sup>。

相对于硅电极,柔性神经电极在植入脑组织后所引起的炎症反应有了明显改善。但在植入过程中,它缺少足够的刚度使其成功到达目标位置。骨架层<sup>[8]</sup>、插入梭<sup>[9-10]</sup>和可降解涂层<sup>[11]</sup>则被用于增强柔性电极在植入过程中的结构刚度,帮助其顺利植入。在这3种方式中,骨架层抵消了柔性电极原本应有的柔性优势;插入梭面临着高破裂风险,且在植入过程中会产生较大的组织损伤;利用可降解生物材料例如丝素蛋白、聚乙二醇、麦芽糖等作为电极涂层成为较为流行的方式,因为其具有易于实现且不改变电极原有性能等优势。目前应用普遍的涂层涂覆方法有蘸涂法以及聚二甲基硅氧烷(polydimethylsiloxane, PDMS)模具注塑法。蘸涂法方法简单,可通过改变涂层溶液浓度以及蘸涂速度来控制涂层厚度,但控制不精确,涂层表面形貌粗糙不规则<sup>[12]</sup>;而利用PDMS模具注塑法则可以较为精确地控制涂层的形状参数,且涂层表面形貌规整<sup>[11]</sup>。

在涂层修饰下柔性神经电极植入到脑组织目标位置的过程中,会经历接触、植入、微动3个阶段。当电极与脑组织接触时,一端由插入装置固

定,另一端一旦与脑组织接触就被固定,在这一阶段中,电极无法横向移动,极易发生电极失稳(屈曲)<sup>[13]</sup>;随后,电极顺利进入脑组织,在到达目标位置之前,电极一端由插入装置固定,在这一阶段中极易由于电极受脑组织压迫而产生电极弯曲,偏离目标位置;最后,电极到达目标位置且涂层还未降解,脑组织由于生理、机械和行为因素而产生的微动环境与电极相互作用,产生脑组织微动损伤。涂层修饰的作用正是改善电极在接触与植入阶段可能出现的失稳、形变过大等问题。

本文对具有涂层修饰的柔性神经电极的力学性能进行综合评估,选取聚酰亚胺作为电极材料,聚乙二醇(polyethylene glycol, PEG)作为涂层材料,以PDMS模具注塑法进行涂层涂覆,同时设置相同电极尺寸、不同涂层厚度的参数对照。通过数值仿真、力学计算等方法,量化电极在植入脑组织目标位置这一完整过程中的力学性能,包括接触阶段的临界载荷、植入阶段的电极最大形变、微动阶段的脑组织最大应变。通过这3个参数对具有涂层修饰的柔性电极的力学性能进行综合评估,为涂层的参数设置提供依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 柔性神经电极参数

聚酰亚胺、聚对二甲苯、SU-8等聚合物由于其良好的生物相容性以及较为理想的弹性模量已被广泛用于神经电极的制造中。本文从制造难易角度出发,选择聚酰亚胺作为所研究电极的材料,其弹性模量 $E=2.5\text{ GPa}$ ,密度 $\rho=1.11\text{ g/cm}^3$ <sup>[14-15]</sup>。为了使研究结果更具有代表性,选择现在市场上较为普遍的商用电极形状进行研究,其中: $B_e=2\text{ mm}$ ,  $A_e=3.5\text{ mm}$ ,  $b_e=0.3\text{ mm}$ ,  $a_e=5.5\text{ mm}$ ,  $\alpha_e=45^\circ$ [见图1(a)]。由于加工制造条件限制,单层聚酰亚胺结构平均厚度在 $1\sim 15\text{ }\mu\text{m}$ 范围内<sup>[15]</sup>,本文设定电极厚度 $d_e=15\text{ }\mu\text{m}$ 。

### 1.2 涂层参数

丝素蛋白、PEG、麦芽糖等由于其生物可降解性以及生物相容性被广泛应用于电极的涂层材料中。

本文选择 PEG 作为涂层材料,为了更精确地控制形状参数,采用 PDMS 模具注塑法进行涂层涂覆。首先采用 MEMS 技术制造模具,其中: $B_c = 3 \text{ mm}$ , $A_c = 5 \text{ mm}$ , $b_c = 0.4 \text{ mm}$ , $a_c = 6 \text{ mm}$ , $\alpha_c = 30^\circ$ [见图 1(b)]。再分两次采用针管注射的方法将 PEG 溶液注射进模具中,将电极包裹在涂层中部[见图 1(c)]。涂层厚度  $d_c$ 、楔形角  $\alpha_c$ 、宽度  $b_c$  都是影响涂层质量的形状参数,本文设置涂层厚度梯度分别为 40、80、120、160、200  $\mu\text{m}$ ,单一研究涂层厚度对力学性能的影响。

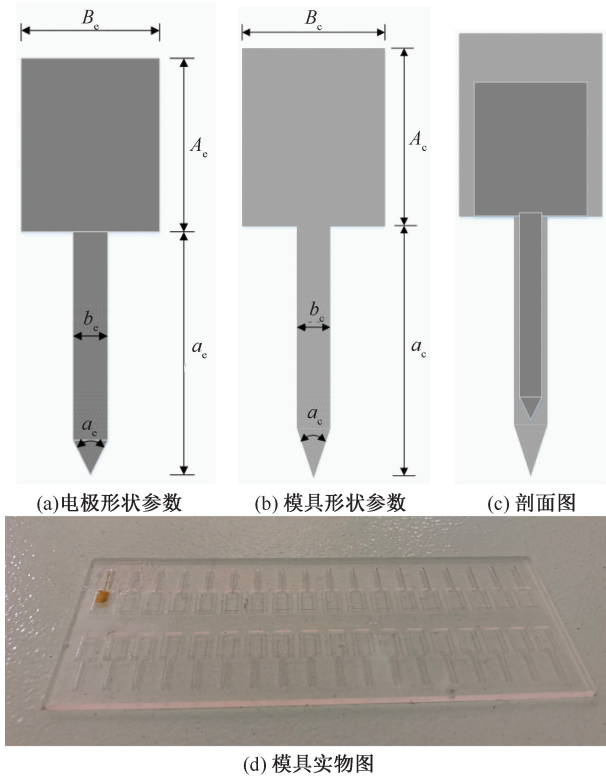


图 1 电极、涂层参数和模具实物图

Fig.1 Parameters of electrode and coating and picture of the mold (a) Electrode shape parameters, (b) Mold shape parameters, (c) Sectional view, (d) Picture of the mold

### 1.3 接触过程力学模型

针对接触过程的研究,多位学者均提出了统一的力学模型<sup>[11,13,16]</sup>。当神经电极一端由插入装置固定,另一端刚与脑组织接触时,可视为两端轴向移动固定、转动自由的杆件结构[见图 2(a)]。在这一过程中,电极无法实现轴向移动,当在插入装置端施加轴向载荷  $F$  强迫电极刺入脑组织时,若该载荷达到临界载荷(欧拉载荷),电极的直线平衡变

为不稳定;此时,如果再用微小的侧向干扰力使其发生轻微弯曲,干扰力解除后,它将保持曲线形状,不能恢复原有的直线形状,这一过程便是失稳(屈曲)。若电极在这一过程中发生失稳,则极有可能导致植入过程无法顺利继续,甚至损害电极导电电路或者位点结构,导致电极失效。因此,对电极的临界载荷进行理论计算及分析,研究其失稳条件是评估涂层修饰下电极力学性能的重要指标之一。

临界载荷可通过欧拉公式计算:

$$F_b = \frac{\pi^2 EI}{(EL)^2} \quad (1)$$

式中: $I$  为面积惯性矩; $L$  为无支撑长度; $K$  为有效长度系数。在该受力情况下, $K=0.6999$ 。

### 1.4 植入过程力学模型

Ning 等<sup>[17]</sup>建立简化仿真模型,研究硅电极在植入过程中的弯曲现象。相较于硅电极,柔性电极由于其弹性模量较小,在植入过程中更易发生形变。在神经电极顺利穿入脑组织后,电极与脑组织相互作用,在这一过程中,来自脑组织的不均匀压迫力极有可能导致电极发生弯曲,而电极的弯曲又会加剧在植入过程中所受到的不均匀力。由于在植入之前难以预估电极的植入路径,若电极形变过大,则会导致电极记录位点偏离目标位置,影响神经信号的准确记录。因此,对电极在植入过程中形变量的评估有助于保证位点所记录到的神经信号的高准确率。

假设电极已植入脑部 2 mm 且已发生轻微弯曲,由于电极被脑组织包围,在压力相互抵消后,可简化为作用在  $f$  面上的压强  $p$ ,且电极一端由插入装置固定,另一端为自由端,力学简化模型如图 2(b) 所示。将力学模型导入 ANSYS Workbench 15.0 中,进行静力学仿真。

### 1.5 微动过程力学模型

神经电极顺利到达目标位置后,与脑组织的微动环境相互作用,导致脑组织损伤。与同等尺寸的硅电极相比,柔性电极所带来的微动损伤更小。但在柔性电极部分还未暴露出来之前,由于涂层的作用,需要对这一阶段带有涂层修饰的柔性电极可能带来的微动损伤情况进行评估,研究涂层在这一过程中的影响。

脑组织在微动状态下产生大变形,采用超黏弹



性本构作为大脑组织材料模型能够更为合理地描述组织力学性质,可以同时考虑组织变形时材料的非线性与时变性,避免采用线弹性材料使得应变计算结果偏低的缺点,得到的仿真结果更加准确。本文采用马亚坤等<sup>[18]</sup>提出的非线性黏弹性脑组织模型进行微动损伤仿真,以脑组织最大应变作为微动损伤

的评价指标。首先,采用1/4建模法建立脑组织-电极模型[见图2(c)]。由于脑组织产生微动损伤的区域通常在电极周围数百微米范围内<sup>[19]</sup>,为了对敏感区域进行限制,将脑组织模型的边界与电极中心线距离定义为750  $\mu\text{m}$ ,以将微动产生的所有应变场都包含在内,消除边界效应的影响。

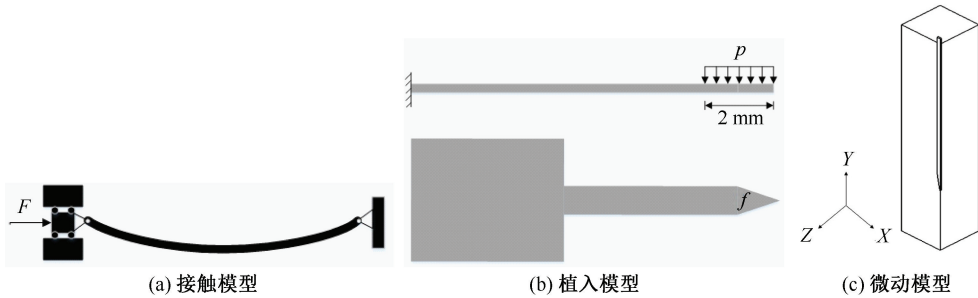


图2 力学模型

Fig.2 Mechanical models (a) Contact model, (b) Implantation model, (c) Micromotion model

由于脑组织与电极的相对微动可以看作随时间变化的位移载荷,故采用瞬态动力学分析对电极-脑组织的微动过程进行仿真。本文采用 ANSYS Workbench 15.0 瞬态动力学模块 (Transient Structural) 进行有限元分析。采用 Ogden 超弹性本构模型和 Prony 级数定义的黏弹性本构模型来描述脑组织特性。脑组织材料密度为  $1.0425 \text{ g/cm}^3$ , 超弹性模型下  $\mu = 5160 \text{ Pa}$ ,  $\alpha = 6.95$ , 黏弹性模型下  $G_1 = 0.5837$ ,  $\tau_1 = 25.71 \text{ ms}$ ,  $G_2 = 0.2387$ ,  $\tau_2 = 25.7 \text{ ms}$ <sup>[20]</sup>。由于采用1/4对称法建立电极-脑组织模型,需要对整体模型设置XY平面和YZ平面的对称约束。在仿真初始状态,电极与脑组织紧密接触,在创建界面接触时,将电极设置为目标面,脑组织设置为接触面。由于电极与脑组织间具有黏附作用,接触类型选择摩擦接触,接触算法采用增广拉格朗日乘法,并将摩擦系数定义为0.2<sup>[21]</sup>。由

于大脑皮层往下延伸通过脑干连接至脊髓,大脑运动受到限制,故定义边界条件时,应固定脑组织下表面,约束其所有自由度,而将上表面设为自由面。

在脑组织微动中,纵向微动产生的危害最大,本文主要研究纵向位移引发的微动损伤。参考 Gilletti等<sup>[22]</sup>测定的实验数据,将微动设置为幅值10  $\mu\text{m}$ ,频率4 Hz的位移载荷,并施加于电极上表面进行动态分析。

## 2 仿真计算结果

### 2.1 接触过程分析

根据式(1)计算不同涂层厚度下的临界载荷。在其他参数不变的情况下,临界载荷随着厚度的增加而增大,且这种变化趋势为非线性,厚度增加越多,变化趋势更陡[见图3(a)]。临界载荷越大,表明在接触过程中,可以在插入装置端施加更大的

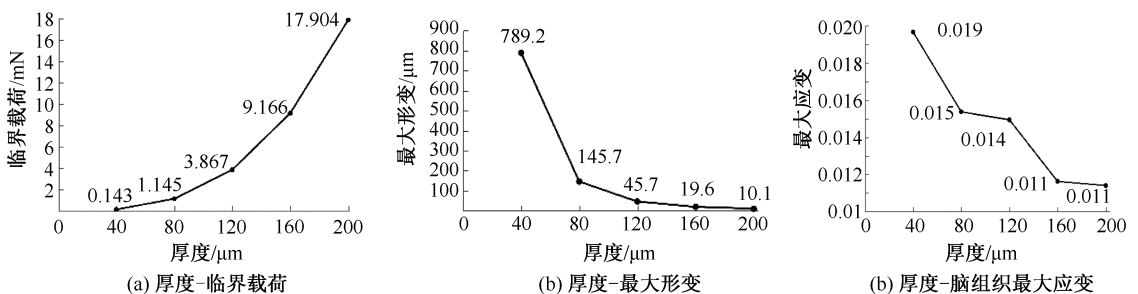


图3 厚度对涂层修饰下柔性电极力学性能的影响

Fig.3 Effects of thickness on mechanical properties of flexible electrode modified by coating (a) Thickness-critical load, (b) Thickness-maximum total deformation, (c) Thickness-maximum strain of brain tissues

力,帮助电极植入而不出现失稳情况。当厚度为  $200\ \mu\text{m}$ ,在施加的力超过  $17.9\ \text{mN}$  时,电极才会出现失稳情况。

## 2.2 植入过程分析

在 SolidWorks 中建立模型,导入 ANSYS Workbench 15.0 中进行静力学分析。以涂层厚度为  $40\ \mu\text{m}$  的情况为例,形变主要发生在靠近尖端区域附近,也正是记录位点主要分布区域(见图 4)。这一区域的形变极有可能导致记录不精确,加速电极的失效。形变越大,则记录越不准确。其他厚度情况下的形变云图基本与图 4 相似,但最大形变随着厚度的增加而减少。涂层厚度由  $40\ \mu\text{m}$  增加至  $80\ \mu\text{m}$  时,形变减少到了原有形变的  $18.46\%$ ,随后形变减幅逐步减少。当涂层厚度增加到  $200\ \mu\text{m}$  时,最大形变减少至  $10.1\ \mu\text{m}$ ,约为带涂层修饰电极厚度的  $1/20$ [见图 3(b)]。

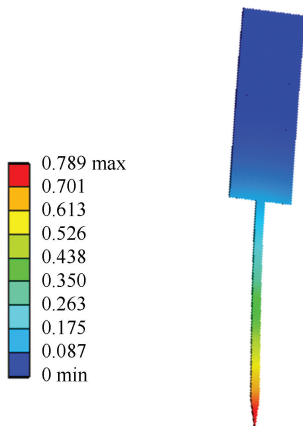


图 4 厚度为  $40\ \mu\text{m}$  涂层修饰下柔性电极形变分布

Fig.4 Deformation distributions of flexible electrode with coating thickness of  $40\ \mu\text{m}$

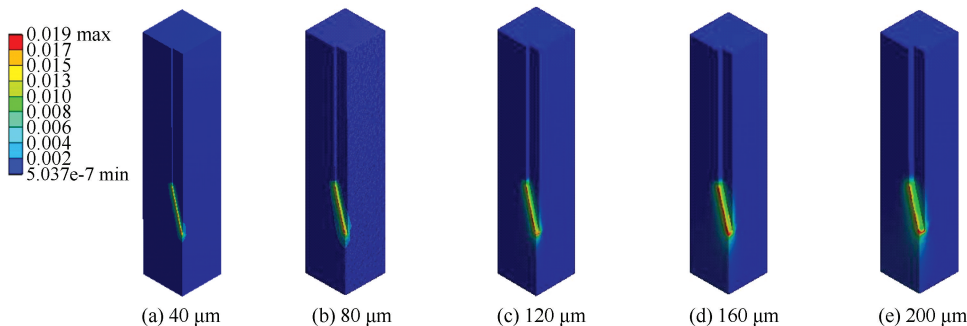


图 5 不同涂层厚度下脑组织应变分布

Fig.5 Strain distributions of brain tissues with different coating thickness (a)  $40\ \mu\text{m}$ , (b)  $80\ \mu\text{m}$ , (c)  $120\ \mu\text{m}$ , (d)  $160\ \mu\text{m}$ , (e)  $200\ \mu\text{m}$

## 2.3 微动过程分析

在微动过程中,对脑组织进行非线性黏弹性分析,以脑组织的最大应变表征电极对脑组织带来的损伤大小,且发生应变的区域越大,则脑组织受损伤区域越大。由  $40$ 、 $80$ 、 $120$ 、 $160$ 、 $200\ \mu\text{m}$  不同涂层厚度情况下的脑组织应变云图可知,应变最大区域集中在尖角处,且随着厚度增加,应变区域越大,脑组织受损伤区域越大(见图 5)。

脑组织最大应变随涂层厚度变化情况如图 3(c)所示。当厚度增加时,虽然脑组织受损伤区域有所增大,但损伤却呈现下降趋势,且呈非线性下降。当厚度为  $200\ \mu\text{m}$  时,应变最小,为  $0.0114$ 。

## 2.4 综合结果分析

通过对 3 个过程的仿真计算分析可知,涂层厚度与临界载荷、最大形变、微动损伤均有直接关系。对于在合理厚度范围内带有涂层修饰的柔性电极而言,临界载荷越大、最大形变越小、微动损伤区域越小、微动损伤越小,则电极性能更优良。但临界载荷越大、最大形变越小、微动损伤越小,则意味着涂层厚度需要越大,但涂层厚度增加又会导致损伤区域变大。单从均衡考虑各方面因素的角度来说,当涂层厚度为  $200\ \mu\text{m}$  时,能够满足柔性电极绝大部分优良力学性能。但在具体情况下,例如需要重点考虑损伤区域时,所选最佳厚度则有可能发生变化。在实际运用中,可考虑实际情况为各力学性能因素设置影响因子,从而得出最佳结果。

### 3 讨论与结论

本文以涂层修饰下的柔性电极作为研究对象。其中,柔性电极材料选择聚酰亚胺,厚度为 15  $\mu\text{m}$ ,形状与传统柄状商用电极基本一致。涂层选择 PEG 为材料,为了更精确控制涂层形状,采用 PDMS 模具注塑法涂覆涂层。

为了综合评估带有涂层修饰的柔性电极的力学性能,分接触、植入以及微动 3 个阶段简化出力学模型并进行评估。接触阶段主要对临界载荷进行计算,临界载荷越小则电极越易失稳;植入阶段通过仿真得到最大形变,形变越大,则电极位点偏离目标位置越远,所记录信号越不准确;微动阶段通过脑组织的非线性黏弹性分析得到脑组织最大应变,应变越大,则脑组织损伤越大。

分别评估 3 个过程可知,当涂层厚度设置为 40、80、120、160、200  $\mu\text{m}$  时,随着厚度的增加,临界载荷增大,且上升趋势也逐渐变陡;而最大形变呈现下降趋势,在 40  $\mu\text{m}$  增加至 80  $\mu\text{m}$  的过程中,下降趋势最为明显,形变下降到了原有形变的 18.46%。脑组织最大应变则随着厚度的增加而减小,当厚度增加至 200  $\mu\text{m}$ ,脑组织最大应变最小 ( $\varepsilon=0.0114$ ),应变主要集中在尖角附近,但应变区域随着厚度增加有所增大。

对 3 个阶段评估结果进行综合分析,涂层厚度增加会引起临界载荷增大、最大形变减小以及脑组织损伤减小,这些都是电极力学性能优良的表现。但厚度增加的同时也会导致脑组织损伤区域增大。在所设置的厚度梯度中,若是均衡各方面力学性能进行厚度选择,200  $\mu\text{m}$  为最佳涂层厚度。但在实际应用中,可根据具体情况设置各因素的影响因子,进行最优参数选择。

本文针对涂层修饰下的柔性神经电极提出较为完整的力学综合性能评估方法,并且以涂层厚度为研究参数进行评估。结果表明,涂层厚度的选择对力学性能有极大影响。该方法还可用于对涂层其他参数的选择,例如材料、楔形角等,在不同情况下,可根据实际情况对几种因素设置不同的影响因子,进行全面客观的参数最优选择。本文评估方法可为电极及涂层的参数优化设计提供参考依据。

### 参考文献:

- [ 1 ] DONOGHUE JP. Bridging the brain to the world: A perspective on neural interface systems [ J ]. *Neuron*, 2008, 60(3) : 511-521.
- [ 2 ] CARMENA JM, LEBEDEV MA, CRIST RE, *et al.* Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates [ J ]. *PLoS Biol*, 2003, 1(2) : 193-208.
- [ 3 ] JORFI M, SKOUSEN JL, WEDER C, *et al.* Progress towards biocompatible intracortical microelectrodes for neural interfacing applications [ J ]. *J Neural Eng*, 2015, 12(1) : 011001.
- [ 4 ] TAKEUCHI S, SUZUKI T, MABUCHI K, *et al.* 3D flexible multichannel probe array [ C ] // *Proceedings of IEEE the Sixteenth International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*. Kyoto: IEEE, 2003: 367-370.
- [ 5 ] TAKEUCHI S, ZIEGLER D, YOSHIDA Y, *et al.* Parylene flexible neural probes integrated with microfluidic channels [ J ]. *Lab Chip*, 2005, 5(5) : 519-523.
- [ 6 ] JENSEN W, YOSHIDA K, HOFMANN UG. *In-vivo* implant mechanics of flexible, silicon-based ACREO microelectrode arrays in rat cerebral cortex [ J ]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2006, 53(5) : 934-940.
- [ 7 ] PATIL AC, THAKOR NV. Implantable neurotechnologies: A review of micro- and nanoelectrodes for neural recording [ J ]. *Med Biol Eng Comput*, 2016, 54(1) : 23-44.
- [ 8 ] SEYMOUR JP, LANGHALS NB, ANDERSON DJ, *et al.* Novel multi-sided, microelectrode arrays for implantable neural applications [ J ]. *Biomed Microdevices*, 2011, 13(3) : 441-451.
- [ 9 ] KOZAI TDY, KIPKE DR. Insertion shuttle with carboxyl terminated self-assembled monolayer coatings for implanting flexible polymer neural probes in the brain [ J ]. *J Neurosci Methods*, 2009, 184(2) : 199-205.
- [ 10 ] KIM BJ, KUO JT, HARA SA, *et al.* 3D parylene sheath neural probe for chronic recordings [ J ]. *J Neural Eng*, 2013, 10(4) : 045002.
- [ 11 ] LECOMTE A, CASTAGNOLA V, DESCAMPS E, *et al.* Silk and PEG as means to stiffen a parylene probe for insertion in the brain: Toward a double time-scale tool for local drug delivery [ J ]. *J Micromech Microeng*, 2015, 25(12) : 125003.
- [ 12 ] 唐嘉琪, 张文光, 尹雪乐. 神经电极的水凝胶涂层及楔形角对组织损伤的影响 [ J ]. *医用生物力学*, 2018, 33(4) : 332-336.  
TANG JQ, ZHANG WG, YIN XL. Effects of PVA-H coating thickness and tip angle on tissue injury [ J ]. *J Med Biomech*, 2018, 33(4) : 332-336.

- [13] LO MC, WANG S, SINGH S, *et al.* Coating flexible probes with an ultra fast degrading polymer to aid in tissue insertion [J]. *Biomed Microdevices*, 2015, 17(2): 34.
- [14] AHUVA W, JAMES Y, ELLIS M. Flexible, penetrating brain probes enabled by advances in polymer microfabrication [J]. *Micromachines*, 2016, 7(10): 180-215.
- [15] HASSLER C, BORETIUS T, STIEGLITZ T. Erratum: Polymers for neural implants [J]. *J Polym Sci B Polym Phys*, 2011, 49(3): 255.
- [16] ROUSCHE PJ, PELLINEN DS, PIVIN DP, *et al.* Flexible polyimide-based intracortical electrode arrays with bioactive capability [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2001, 48(3): 361-371.
- [17] NING X, DEHENG W, CHUNXIU L, *et al.* A biodegradable porous silicon and polymeric hybrid probe for electrical neural signal recording [J]. *Sensor Actuat B Chem*, 2018, 272: 314-323.
- [18] 马亚坤, 张文光, 杨鹏. 基于 ANSYS/LS-DYNA 的神经电极植入脑组织过程数值仿真 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 510-514.
- MA YK, ZHANG WG, YANG P. Numerical simulation of neural probe inserting into brain tissues based on ANSYS/LS-DYNA [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 510-514.
- [19] HAMZAVI N, TSANG WM, SHIM VPW. Nonlinear elastic brain tissue model for neural probe-tissue mechanical interaction [C]// *Proceedings of 6<sup>th</sup> International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*. San Diego: IEEE, 2013.
- [20] RASHID B, DESTRADE M, GILCHRIST MD. Hyperelastic and viscoelastic properties of brain tissue in tension [C]// *Proceedings of ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. Houston: ASME, 2012: 921-929.
- [21] 吴栋栋, 张文光, GILLES M, 等. 神经电极-脑组织界面微动环境力学特性仿真 [J]. *浙江大学学报(工学版)*, 2013, 47(2): 256-260.
- [22] GILLETTI A, MUTHUSWAMY J. Brain micromotion around implants in the rodent somatosensory cortex [J]. *J Neural Eng*, 2006, 3(3): 189-195.