

文章编号:1006-2467(2022)05-0648-08

DOI: 10.16183/j.cnki.jsjtu.2020.341

用于辅助柔性神经电极深度植入的 槽形截面硅针的设计

贺雨欣, 张文光, 许李悦, 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: 针对柔性神经电极的深度植入屈曲问题, 设计一种槽形截面硅针作为辅助植入工具, 为电极植入提供暂时刚度. 为量化评价辅助工具的综合性能, 结合临界屈曲力和截面积, 综合考虑力学性能及生物性能, 提出辅助工具的性能评价指数. 基于该评价指数研究槽形截面硅针的最佳槽深比及槽宽比, 其中最佳槽深比为工艺要求内的极大值, 最佳槽宽比随着硅针厚度的增大而增大; 利用性能评价指数定量证明相对于传统的圆形截面和矩形截面硅针, 槽形截面硅针具有明显的性能优势. 槽形截面硅针的仿真设计有利于筛选出截面最佳参数组合, 减少加工数量, 降低实验成本.

关键词: 柔性神经电极; 植入策略; 槽形截面; 硅针

中图分类号: R 318.01; Q 66

文献标志码: A

Design of a Grooved Cross-Section Silicon Needle for Assisting Deep Implantation of Flexible Neural Probe

HE Yuxin, ZHANG Wenguang, XU Liyue, ZHOU Xuhui

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

Abstract: Aimed at the buckling problem of deep implantation of flexible neural probe, a grooved cross-section silicon needle is designed as an auxiliary implant tool to provide temporary stiffness for probe implantation. In order to quantitatively evaluate the comprehensive performance of auxiliary tools, combining critical buckling force and cross-section area, and considering mechanical and biological properties, the performance evaluation index of auxiliary tools is proposed. Based on this evaluation index, the optimal groove depth ratio and groove width ratio of the grooved cross-section silicon needle are studied. The best groove depth ratio is the maximum value within the process requirements while the best groove width ratio increases with the thickness of the silicon needle. Moreover, the performance evaluation index is used to quantitatively prove that the grooved cross-section silicon needle has obvious performance advantages over the traditional circular and rectangular cross-section silicon needles. The simulation design of the grooved cross-section silicon needle is conducive to screening the best parameter combination of the cross-section, reducing the number of processing and the cost of experiments.

Key words: flexible neural probe; implantation strategy; grooved cross-section; silicon needle

收稿日期: 2020-10-20

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51675330)

作者简介: 贺雨欣(1997-), 女, 重庆市人, 硕士生, 主要从事柔性神经电极植入策略的研究.

通信作者: 张文光, 男, 副教授, 博士生导师, 电话(Tel.): 021-34204851; E-mail: zhgw@sjtu.edu.cn.

侵入式神经电极连接大脑与外部世界,可实现对脑电波信号的记录以及脑组织的电流刺激,在脑电交互、神经系统疾病治疗等方面具有较大的应用前景^[1-2].传统的刚性硅基神经电极由于无法适应脑部微动现象,引发的脑组织免疫反应导致电极-脑组织界面阻抗增加,功效寿命缩短^[3].刚性神经电极的局限性促进了柔性神经电极的发展,以聚合物为基底材料的柔性神经电极因其与脑组织间的机械匹配性及生物相容性,使用寿命得到延长的同时对脑组织产生的长期损伤也有所减弱.然而由于柔性神经电极不具备机械刚度,在植入过程中面临着屈曲及破裂的风险^[4],所以植入问题的解决及植入过程的优化显得尤为重要.

柔性神经电极植入策略的核心思想是为电极在植入过程中提供暂时刚度,同时在电极植入目标位置后撤回刚度使其恢复至柔性状态.针对 Michigan 型柄状电极有 3 种常见的植入策略:一是在电极外表面涂覆可生物降解的涂层,该涂层为电极的植入提供暂时刚度并在接触生理环境后逐渐发生降解^[5].由于涂层材料的弹性模量仍与基底材料同一量级,只有远大于电极厚度的涂层才能提供足够的植入刚度,涂层厚度的增加意味着体内降解的时间有所增加,不利于提高电极的生物相容性,所以生物涂层的策略仅适用于对植入刚度要求较小的短电极植入.二是采用刚度可变的电极基底材料,通过环境因素的变化驱动电极刚度发生变化,使电极在植入前的干燥环境里具有植入刚度,在植入后的生理环境中恢复柔性状态^[6].该策略利用材料的机械适应性避免额外涂层的添加,但是材料的刚度变化范围有限,难以满足深度植入的要求.另外,材料可能发生溶胀现象,长期可靠性存在风险^[7].三是将高弹性模量如硅、钢、钨等材料制造而成的微针状辅助工具通过生物胶水与电极粘结,辅助工具和电极共同植入脑组织目标位置后,生物胶水在生理环境中发生降解进而使电极与辅助工具分离,此时将辅助工具撤回脑组织外使电极恢复柔性状态^[8].相比于生物涂层,高弹性模量特征使辅助工具相比于生物涂层能够以更微小的尺寸达到植入刚度的要求,而最小化植入创伤面积有利于提高电极的长期可靠性,因此辅助工具植入策略最适合于长电极的深度植入^[9].现有研究中的辅助工具以临界屈曲力为单一指标评价辅助工具性能^[10],尚未考虑辅助工具截面积对于电极长期可靠性的影响.辅助工具的截面积越大,血脑屏障破裂的风险越大^[11],从而造成一系列的炎症反应导致电极的功效寿命缩短.另外,辅助

工具截面积越大,侵入脑组织所产生的植入阻力越大,从而对辅助工具的力学性能要求更大^[12],因此辅助工具的截面积成为评价其综合性能的不可忽略因素.为全面评价辅助工具的综合性能,需要结合辅助工具的临界屈曲力和截面积,综合考虑力学性能和生物性能,提出一种辅助工具性能的评价指数.

传统的辅助工具表现为圆形截面或矩形截面^[8-10],其中矩形截面仅考虑长、宽两个参数设计且制造工艺较为简单,但在压杆力学的承载形式上却不具有优势;圆形截面仅考虑直径参数设计且单位截面积的惯性矩较大,但圆形截面的加工难度大,同时圆形截面与神经电极的连接关系不稳定,易造成额外的植入损伤现象.

本文基于电极的植入机制提出一种辅助工具的性能评价指数 P ,并设计一种具有较高 P 值的槽形截面硅针作为柔性神经电极的新型辅助工具.结合理论计算与有限元仿真方法研究截面参数对于硅针的性能影响,获取最佳槽深比及槽宽比,硅针截面参数的提前设计有利于降低制造成本及植入实验成本.最后,定量分析槽形截面硅针相对于圆形截面及矩形截面硅针的综合性能优势.本文设计的新型槽型截面硅针有利于解决柔性神经电极的植入屈曲及植入损伤问题,进一步提高电极的可靠性.

1 辅助工具的性能评价

1.1 神经电极的植入机制

神经电极的长期可靠性与前期植入密切相关,基于神经电极的植入机制制定植入策略能够有效避免植入屈曲、减轻植入损伤.神经电极的植入机制包括力学机制与生物机制.植入力学机制表现为神经电极的植入力学模型以及植入力的变化过程,如图 1 所示.其中: m 为植入起点; n 为植入终点.由图 1(a)可知,神经电极可简化为细长压杆,电极与脑组织接触的植入端表现为铰支,电极操作端固定并施加植入力,该植入力抵抗脑组织对电极产生的压缩阻力及摩擦阻力,随着电极侵入脑组织,不断增大至 n 点(见图 1(b)).为避免神经电极发生屈曲现象,电极的临界屈曲力大于 n 点植入力为成功植入的必要条件,则有

$$F = \frac{\pi^2 EI}{(\eta L)^2} \tag{1}$$

式中: F 为神经电极的临界屈曲力; E 为神经电极的材料弹性模量; I 为神经电极的截面惯性矩; L 为神经电极的长度; η 为长度系数,在神经电极一端铰支,另一端固定时 $\eta = 0.699$.如式(1)所示,电极的

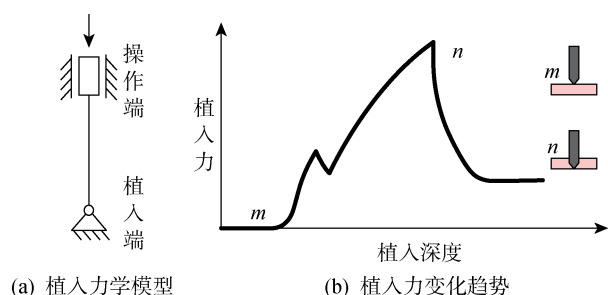


图1 神经电极的植入力学机制

Fig. 1 Mechanical mechanism of neural probe implantation

临界屈曲力可以用欧拉公式定量描述,通过增大电极材料的弹性模量和电极的外形尺寸虽然可以提高电极的力学性能,但却降低了电极与脑组织间的机械匹配性,因此在神经电极植入过程中,通过辅助工具代替柔性电极来提供暂时刚度,在植入目标位置后撤回辅助工具可以解决上述矛盾。

神经电极的生物机制主要考虑电极植入产生的脑组织损伤现象,其中涉及到的主要参数是神经电极的植入路径面积^[13]。植入路径面积表现为电极截面积的植入积累,一方面,电极截面积越小所产生的植入力越小,由于植入力与组织应变成正比关系^[14],最终产生的急性组织损伤越小;另一方面,电极截面积越小造成的血脑屏障破裂的风险越小,最终可以提高电极的长期功效可靠性^[11]。当柔性神经电极采用辅助工具植入策略时,生物机制所考虑的主要因素则是辅助工具的截面积,因此在保证力学要求的基础上以最小化辅助工具的截面积作为辅助工具的优化目标,其中一条思路是尽量采用高弹性模量材料来制造辅助工具,另一条思路是对辅助工具的截面外形进行优化。

1.2 辅助工具的评价指数

辅助工具在截面积和刚度上远大于柔性神经电极,因此在柔性电极的植入过程中主要考虑辅助工具对于脑组织产生的影响。为量化描述辅助工具的性能表现,基于神经电极的植入机制提出一种辅助工具性能的评价指数。在力学性能上,希望辅助工具在植入过程中不发生屈曲破裂,足以克服脑组织产生的阻力,因此辅助工具的临界屈曲力应大于所需植入力。神经电极的植入力在几毫牛至几十毫牛^[15-16],影响因素包括电极截面积及尖端角度、植入深度及速度、脑组织力学性质等。由于其影响因素过多,所以植入力通常由实验测得。辅助工具的临界屈曲力正面反应其性能,在大于并接近植入力范围的基础上,希望临界屈曲力越大越好。在生物性能上,希望辅助工具尽量造成较少的组织损伤及血脑屏障

破裂数量,在保证辅助工具力学性能的基础上最小化其截面积,可以改善辅助工具的生物性能。综合力学性能与生物性能,主要考虑辅助工具临界屈曲力和截面积的影响,提出一种辅助工具性能的评价指数 P ,可以表示为

$$P = \frac{FA^{-1}}{10^6} \quad (2)$$

式中: A 为辅助工具的截面积。由式(2)可知,单位截面积临界屈曲力越大,则评价指数 P 越大。在临界屈曲力大于并接近植入力的基础上, P 值越大代表辅助工具的性能越佳。下文设计的槽形硅针采用评价指数 P 量化描述其性能。

2 槽形截面硅针的设计

由于硅弹性模量较大,具有生物相容性且硅光刻技术成熟,所以本文选择硅作为槽型截面辅助工具的主体材料。槽形截面是矩形和圆形截面的力学优化形式,表现为单位截面积所能承载的屈曲力增大,将该种力学优化的截面形式应用于辅助工具,有利于提高辅助工具的临界屈曲力,同时保证其截面积最小化。槽形截面硅针的设计首先考虑与电极、工艺等相关的设计条件,其次针对槽深比及槽宽比进行参数的详细设计,最后进行综合设计获得每种厚度的最优化槽形截面。

2.1 设计条件

槽形截面硅针由前端的植入针柄和后端的操作板构成,植入针柄通过生物胶水与电极粘结,为电极提供植入刚度。操作板有利于镊子夹持以进行植入针柄与对准电极。在植入实验中,操作板贴于微驱动器的推杆前端,不侵入脑组织内部。为保证神经电极的完整植入,植入针柄的长度由电极的植入深度决定。同时,植入针柄宽度略窄于电极宽度有利于硅针与电极粘结对准。针对应用于深部脑刺激的柔性神经电极,植入深度为 8 mm,截面宽度为 120 μm ,硅针植入针柄长度应与植入深度保持一致,限定为 8 mm;硅针宽度应略窄于电极宽度,有利于生物胶水的涂敷,保证两者的连接关系^[17],因此限定硅针宽度 w 为 100 μm 。槽形截面的设计涉及 4 个参数,分别是硅针厚度 h_1 ,槽底高 h_2 ,槽缘宽 a ,槽宽 b 。首先考虑硅光刻工艺精度的限制,要求 $b \geq 10 \mu\text{m}$, $h_2 \geq 10 \mu\text{m}$, $(h_1 - h_2)/b \leq 20$ 。为保证最大的植入创伤面积在可接受范围内,限定硅针的截面积 $A \leq 5000 \mu\text{m}^2$ 。槽形截面硅针结构(B-B)示意图如图 2 所示。考虑硅基电极在大鼠脑组织的深度植入力约为 4.5 mN^[18],取安全系数为 2^[19-20],许用临界屈曲

力 $[F]$ 为 9 mN,以保证最低的植入力学要求,同时避免制造过程中热应力导致的硅针断裂。在针柄宽度已定的情况下,改变硅针厚度 h_1 ,分为 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\text{ }\mu\text{m}$ 这 5 个厚度来研究槽深比以及槽宽比对硅针性能的影响。槽形截面硅针的设计过程总结如图 3 所示。

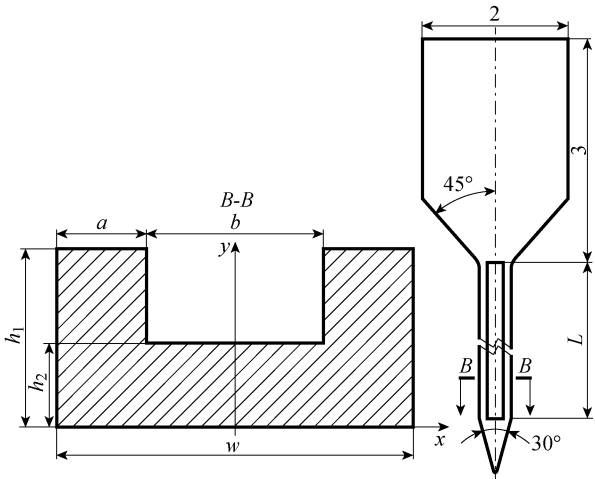


图 2 槽形截面硅针结构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of silicon needle with grooved cross-section

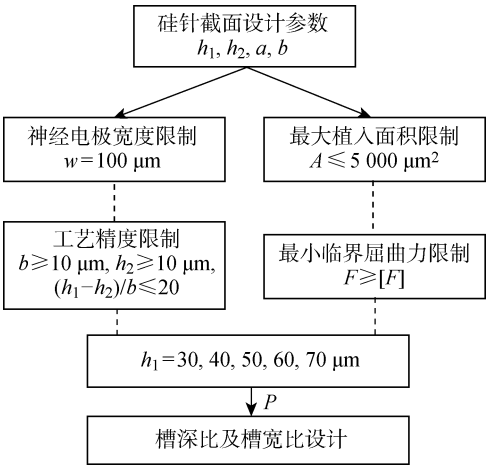


图 3 槽形截面硅针的设计过程

Fig. 3 Design process of silicon needle with grooved cross-section

2.2 评价指数的计算

由式(2)可知,计算 P 主要需要计算硅针的临界屈曲力。临界屈曲计算方法包括基于欧拉公式的理论计算和基于 ANSYS Workbench 软件的有限元仿真,本文取两种方法的平均值作为评价指数 P 。

2.2.1 理论计算 计算欧拉公式中的关键变量槽形截面的惯性矩,表达式如下:

$$S_x = ah_1^2 + bh_2^2/2 \tag{3}$$

$$A = 2ah_1 + bh_2 \tag{4}$$

$$y_c = S_x/A \tag{5}$$

$$I_x = 2ah_1^3/3 + bh_2^3/3 \tag{6}$$

$$I_{xc} = I_x - y_c^2 A \tag{7}$$

式中: S_x 为槽形截面关于 x 轴的静矩; y_c 为槽形截面形心纵坐标; I_x 为槽形截面关于 x 轴的惯性矩; I_{xc} 为槽形截面关于水平形心轴 x_c 的惯性矩。

将矩形截面沿凹槽边界分割为 3 个矩形,计算槽形截面关于 x 轴的静矩 S_x (见式(3)~(5));利用 S_x 计算槽形截面形心坐标,获得 x_c 偏离 x 轴的距离;计算槽形截面关于 x 轴的惯性矩 I_x ,并根据平行移轴定理计算关于 x_c 的惯性矩 I_{xc} (见式(6)~(7));将 I_{xc} 代入欧拉公式并计算评价指数 P 实现对硅针性能的量化描述。

2.2.2 有限元仿真 在 ANSYS Workbench 软件中联合静力学模块和线性屈曲模块获取槽形截面硅针的临界屈曲力,如图 4 所示。其中: Δl 为一阶屈曲变形; ϵ 为截面应变。首先,在静力学模块中定义硅材料的弹性模量为 170 GPa,泊松比为 0.04,建立硅针模型(仅考虑植入针柄部分)并设置截面设计参数,采用六面体单元进行网格划分,控制网格大小在 30~50 μm ;在植入端和操作端部分分别做铰支和固定约束(见图 1(a)),采用 Remote Displacement 约束在植入端仅释放 x 轴旋转自由度,在操作端仅释放 z 轴平移自由度,同时在操作端施加 z 轴方向的压力载荷 F' ;在线性屈曲模块中求解硅针总变形并获取一阶屈曲载荷因子 K , K 与 F' 的乘积则为硅针的临界屈曲力。对于每种参数组合进行 20 次仿

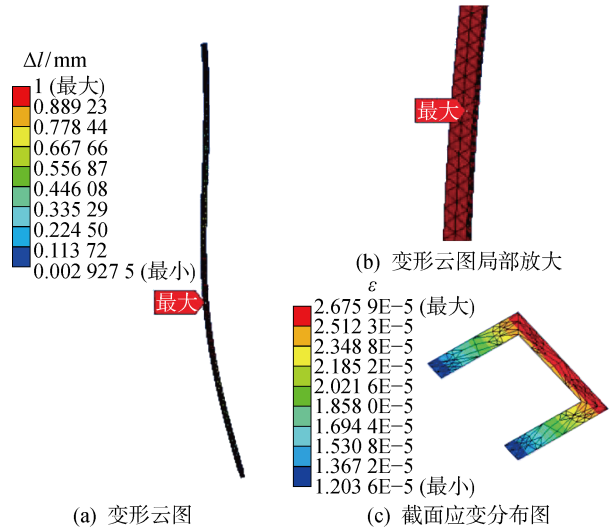


图 4 槽形截面硅针的仿真结果

Fig. 4 Simulation results of silicon needle with grooved cross-section

真计算,获取平均值.有限元仿真考虑了硅针植入尖端的影响,因此有限元仿真结果较理论计算稍小.当 $h_1=70\ \mu\text{m}$, $h_2=10\ \mu\text{m}$, $a=15\ \mu\text{m}$, $b=70\ \mu\text{m}$ 时,硅针截面参数的一阶屈曲变形云图见图 4(a)和 4(b),截面应变分布图见图 4(c).其中: $F'=10\ \text{mN}$, $K=7.0083$,可得临界屈曲力为 $70.083\ \text{mN}$.

2.3 槽形参数设计

2.3.1 槽深比设计 槽深比(C_S)为槽深(h_1-h_2)与硅针厚度 h_1 的比值,考虑到硅片刻蚀精度及设计密度,以 $10\ \mu\text{m}$ 为间隔增加槽深深度,同时保证 h_1 最小值为 $10\ \mu\text{m}$.首先,假定槽宽比(C_K)为 0.5,分析槽深比对于评价指数的影响,如图 5 所示.随着槽深比的增加,评价指数呈上升趋势.当 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\ \mu\text{m}$ 时,评价指数依次上升为 0.71、1.62、2.66、4.17、3.44,最佳槽深比依次为 0.67、0.75、0.80、0.83、0.86.该结果代表槽深比的增加有利于减小硅针的截面积,同时对硅针力学性能的削弱程度较小,因此,在工艺允许范围内增加槽深比有利于提高硅针性能.分析不同厚度与槽深比的关系,无论槽深比多大,硅针厚度的增加必然会导致评价指数的上升.当 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\ \mu\text{m}$ 时,评价指数平均上升幅值依次为 3.02、3.88、5.07、7.16,上升幅值不断增加表明增加硅针厚度可以加速提高评价指数.随着硅针厚度的增加,当 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\ \mu\text{m}$ 时,评价指数的变化斜率增大,依次为 2.09、3.24、4.43、8.34、11.86,斜率增大表明硅针厚度越大,硅针性能对于槽深比的敏感度越大.因此,硅针的设计应根据力学性能要求,首先着眼于厚度设计,在厚度确定之后通过设计槽深比进一步改善其综合性能.

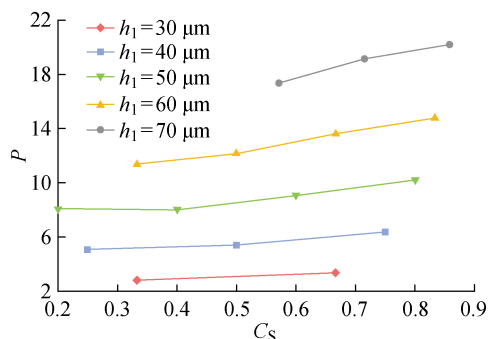


图 5 硅针的槽深比设计

Fig. 5 Design of groove depth ratio of silicon needle

2.3.2 槽宽比设计 槽宽比为 b 与 w 的比值,考虑到光刻工艺精度及设计密度,以 $10\ \mu\text{m}$ 为间隔增加槽宽,同时保证槽宽最小值为 $10\ \mu\text{m}$,最大值为 $80\ \mu\text{m}$.首先假定槽深比达到每个厚度的最大值,分

析槽宽比对于评价指数的影响,如图 6 所示.随着槽宽比的增加,评价指数先增加后减小,存在一点槽宽比使评价指数达到最大值,但是变化幅度较槽深比更小,当 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\ \mu\text{m}$ 时,槽宽比依次为 0.89、0.95、1.11、1.72、1.74.分析不同厚度与槽宽比的关系,发现每个厚度的最佳槽宽比不同,当 $h_1=30, 40, 50, 60, 70\ \mu\text{m}$ 时,最佳槽宽比随着硅针厚度的增加不断右移,依次为 0.4、0.5、0.6、0.7、0.7.

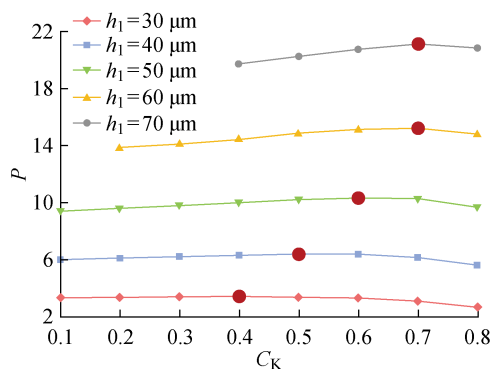


图 6 硅针的槽宽比设计

Fig. 6 Design of groove width ratio of silicon needle

2.3.3 综合设计 槽形截面的综合设计如图 7 所示.综合分析槽深比、槽宽比及厚度对于硅针性能的影响,发现厚度对硅针性能的影响度为 55.7%,槽深比对硅针性能的影响度为 29.3%,槽宽比对硅针性能的影响度为 15.0%.由于不同厚度的硅针可用于不同力学性能的生物脑组织或同一脑组织不同力学区域的植入,所以槽形截面硅针设计首先应根据植入对象的力学要求确定硅针厚度,接下来进行槽形截面的优化,确定该厚度截面下的最佳槽深比,最后确定最佳槽宽比.根据图 7 的设计每个厚度下的硅针性能的最高点如表 1 所示.其中: F_T 为临界屈曲力的理论计算结果; F_A 为临界屈曲力的有限元仿真的平均值.

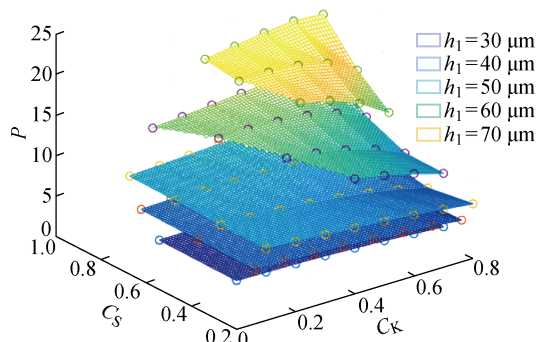


图 7 槽形截面综合设计

Fig. 7 Overall design of grooved cross-section

表 1 不同截面厚度下的最佳性能参数
Tab. 1 Optimum performance parameters for different section thicknesses

$h_1/\mu\text{m}$	$a/\mu\text{m}$	$b/\mu\text{m}$	$h_1/\mu\text{m}$	$h_2/\mu\text{m}$	P	F_T/mN	F_A/mN
30	30	40	30	10	4.14	9.2	9.0
40	25	50	40	10	7.66	19.4	18.9
50	20	60	50	10	12.37	32.5	31.8
60	15	70	60	10	18.42	46.2	45.9
70	15	70	70	10	25.30	71.7	70.0

3 槽形截面与传统截面的性能对比

传统辅助工具截面通常为圆形截面和矩形截面,尚未进行截面优化.本文基于辅助工具的性能评价指数定量分析槽形截面相比于传统截面的性能优势.

3.1 槽形截面与圆形截面

以 $h_1=50\text{ }\mu\text{m}$ 的硅针为例,从槽深比及槽宽比两个角度分析比较槽形截面与圆形截面的硅针性能.存在两种类型的圆形截面硅针,如图 8 所示.类型 1(T_1)为与槽形截面硅针具有相同临界屈曲力的圆形截面硅针;类型 2(T_2)为与槽形截面硅针具有相同截面积的圆形截面硅针.由图 8(a)可知,从槽

深比角度来看,假设槽宽比为 0.5,在槽深比为 0.2~0.7 时,槽形截面硅针相对于两种类型的圆形截面硅针均没有性能优势,但是随着槽深比的增加,槽形截面硅针的性能指数呈上升趋势,而圆形截面硅针的性能指数呈下降趋势,两者差距不断缩小.当槽深比为 0.8 时,槽形截面硅针、类型 1 和类型 2 圆形截面硅针的性能指数分别为 12.37、12.59、12.81,在尚未进行槽宽比优化的情况下,槽形截面硅针的性能指数略低于圆形截面硅针.由图 8(b)可知,从槽宽比角度来看,假设槽深比固定且达到最佳,当槽宽比大于 0.5 时,槽形截面硅针性能指数开始高于圆形截面硅针;在最佳槽宽比为 0.6 时,槽形截面硅针的性能指数相对于类型 1 和类型 2 圆形截面硅针分别超出 0.58、1.36.当硅针截面厚度小于 $50\text{ }\mu\text{m}$ 时,比较槽形截面和圆形截面硅针可以发现,槽形截面硅针即使在最佳槽深比及最佳槽宽比时,其性能指数仍低于两种类型的圆形截面硅针,考虑当截面厚度较小时,槽深比优化受限,槽形截面的力学优势未能体现.另外,硅光刻技术难以加工出光滑轮廓的圆形截面,同时圆形截面硅针与神经电极连接关系不稳定,易发生分离现象.综上,当槽形截面厚度不小于 $50\text{ }\mu\text{m}$ 且进行槽深比和槽宽比优化设计后,槽形截面硅针的综合性能优于圆形截面硅针.

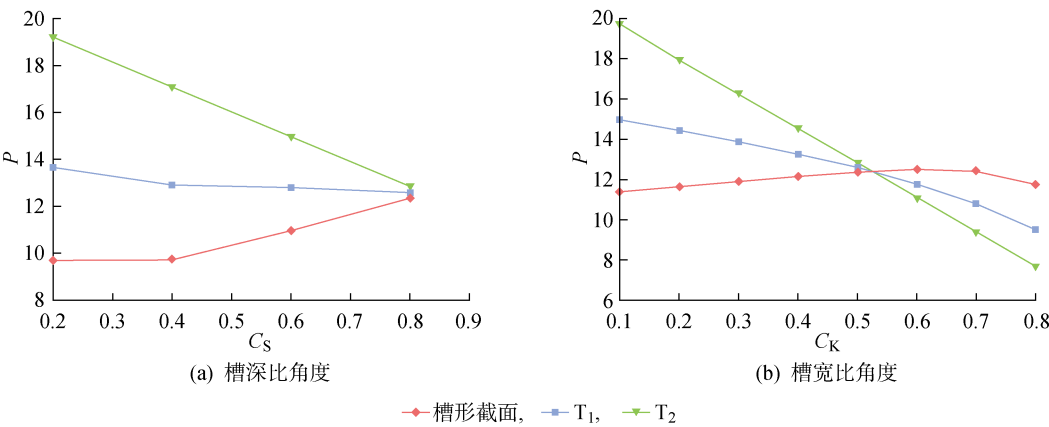


图 8 槽形截面与圆形截面硅针的性能对比

Fig. 8 Performance comparison of silicon needles with grooved cross-section and circular cross-section

3.2 槽形截面与矩形截面

以 $h_1=50\text{ }\mu\text{m}$ 的硅针为例,从槽深比及槽宽比两个角度分析比较槽形截面与矩形截面的硅针性能.保证矩形截面与槽形截面的宽度一致,改变矩形截面高度,存在 3 种类型的矩形截面硅针,如图 9 所示.类型 1(T_3)为与槽形截面硅针具有相同临界屈曲力的矩形截面硅针;类型 2(T_4)为与槽形截面硅针具有相同截面积的矩形截面硅针;类型 3(T_5)为

与槽形截面硅针的总宽、总高相等的矩形截面硅针.由图 9(a)可知,从槽深比角度来看,假设槽宽比为 0.5,对于类型 1 矩形截面硅针,为与槽形截面硅针达到相同临界屈曲力,矩形截面硅针需要更大的截面积.随着槽深比的增加,槽形截面硅针的性能指数由 9.31 提升至 12.37,与之相对应的类型 1 矩形截面硅针性能指数却略微下降 0.98;当槽深比达到 0.8 时,槽形截面硅针相对于矩形截面硅针性能指

数提高了 3.86. 对于类型 2 矩形截面硅针, 虽与槽形截面硅针具有相同的截面积, 但力学性能却远不及槽形截面硅针. 随着槽深比的增加, 类型 2 矩形截面硅针的性能指数大幅度下降至 4.03. 对于类型 3 矩形截面硅针, 在槽深比小于 0.7 时, 其力学性能虽优于槽形截面硅针, 但矩形截面相比槽形截面需要消耗更多的截面积, 随着槽深比增加至 0.8, 槽形截

面硅针的综合性能相对于矩形截面硅针超出 1.19. 由图 9(b) 可知, 从槽宽比角度来看, 假设槽深比固定且已经达到最佳, 此时槽形截面硅针的性能始终优于 3 种类型的矩形截面硅针. 综上, 槽形截面硅针的综合性能优于矩形截面硅针. 对槽深比及槽宽比优化设计后的槽形截面硅针与传统截面硅针的性能评价指数进行量化, 如表 2 所示.

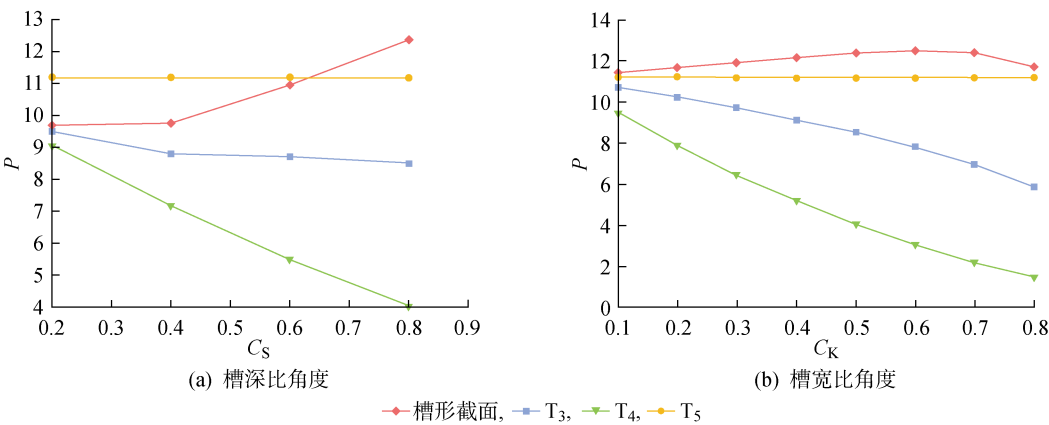


图 9 槽形截面与矩形截面硅针的性能对比

Fig. 9 Performance comparison of silicon needles with grooved cross-section and rectangular cross-section

表 2 槽形截面硅针与传统截面硅针的性能评价指数对比

Tab. 2 Comparison of performance evaluation indexes of grooved cross-section and traditional cross-section

$h_1/\mu\text{m}$	P			T_1 、 T_2 的平均 优化率/%	P			T_3 、 T_4 、 T_5 的平均 优化率/%
	槽形截面	T_1	T_2		T_3	T_4	T_5	
30	4.14	9.39	6.26	-47.09	3.26	2.10	3.91	33.98
40	7.66	9.09	10.67	-22.47	5.35	2.72	6.95	53.00
50	12.37	11.79	11.01	8.50	7.57	2.94	10.84	73.82
60	18.42	14.04	10.67	49.09	9.55	2.72	15.89	96.24
70	25.30	17.49	11.96	71.82	13.02	3.41	21.62	99.47

4 结论

本文针对柔性神经电极的深度植入问题设计一种新型的槽形截面硅针作为辅助工具, 为电极在植入过程中提供暂时刚度, 以降低实验成本的方式解决柔性神经电极的植入屈曲问题及植入损伤问题, 主要结论如下.

- (1) 提出一种辅助工具性能评价指数, 基于神经电极的植入机制综合考虑辅助工具的力学性能和生物性能, 具体表现为临界屈曲力与截面积之比. 该评价指数对辅助工具的综合性能的量化有利于辅助工具的设计及优化.
- (2) 设计一种新型的槽形截面硅针, 基于评价指数得到不同厚度下的最佳槽深比及槽宽比, 实现

硅针的性能最优化, 其中最佳槽深比为工艺要求内的极大值, 从 30~70 μm 厚度的硅针依次为 0.67、0.75、0.80、0.83、0.86; 最佳槽宽比随着硅针厚度的增大而增大, 从 30~70 μm 厚度的硅针依次为 0.4、0.5、0.6、0.7、0.7. 在综合设计方面, 厚度、槽深比、槽宽比对于硅针性能的影响度分别为 55.7%、29.3%、15.0%, 因此槽形截面硅针的设计首先应根据植入对象的力学要求确定硅针厚度, 其次确定该厚度截面下的最佳槽深比和最佳槽宽比.

- (3) 定量分析槽形截面硅针相对于传统截面硅针的性能优势, 发现槽形截面硅针达到最佳槽深比及槽宽比时, 其性能评价指数高于矩形截面硅针; 而最佳槽形截面硅针在厚度不小于 50 μm 时, 其性能评价指数高于圆形截面硅针.

参考文献:

- [1] DONOGHUE J P. Bridging the brain to the world: A perspective on neural interface systems[J]. **Neuron**, 2008, 60(3): 511-521.
- [2] TORRES C V, IZA-VALLEJO B, NAVAS-GARCÍA M, *et al.* Deep brain stimulation in drug-resistant epilepsy[J]. **Revista De Neurologia**, 2020, 70(5): 183-192.
- [3] KOZAI T D Y, JAQUINS-GERSTL A S, VAZQUEZ A L, *et al.* Brain tissue responses to neural implants impact signal sensitivity and intervention strategies[J]. **ACS Chemical Neuroscience**, 2015, 6(1): 48-67.
- [4] LECOMTE A, DESCAMPS E, BERGAUD C. A review on mechanical considerations for chronically-implanted neural probes[J]. **Journal of Neural Engineering**, 2018, 15(3): 031001.
- [5] CEYSSENS F, WELKENHUYSEN M, PUERS R. Anisotropic etching in (3 1 1) Si to fabricate sharp resorbable polymer microneedles carrying neural electrode arrays[J]. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, 2019, 29(2): 027001.
- [6] WARE T, SIMON D, LIU C, *et al.* Thiol-ene/acrylate substrates for softening intracortical electrodes [J]. **Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials**, 2014, 102(1): 1-11.
- [7] WARE T, SIMON D, ARREAGA-SALAS D E, *et al.* Fabrication of responsive, softening neural interfaces[J]. **Advanced Functional Materials**, 2012, 22(16): 3470-3479.
- [8] ZHANG S, WANG C J, GAO H, *et al.* A removable insertion shuttle for ultraflexible neural probe implantation with stable chronic brain electrophysiological recording [J]. **Advanced Materials Interfaces**, 2020, 7(6): 1901775.
- [9] ZHAO Z G, KIM E, LUO H, *et al.* Flexible deep brain neural probes based on a parylene tube structure [J]. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, 2018, 28(1): 015012.
- [10] JOO H R, FAN J L, CHEN S, *et al.* A microfabricated, 3D-sharpened silicon shuttle for insertion of flexible electrode arrays through dura mater into brain [J]. **Journal of Neural Engineering**, 2019, 16(6): 066021.
- [11] NA K, SPERRY Z J, LU J, *et al.* Novel diamond shuttle to deliver flexible neural probe with reduced tissue compression [J]. **Microsystems & Nanoengineering**, 2020, 6: 37.
- [12] LUAN L, WEI X, ZHAO Z, *et al.* Ultraflexible nanoelectronic probes form reliable, glial scar-free neural integration[J]. **Science Advances**, 2017, 3(2): e1601966.
- [13] ZHAO Z, LI X, HE F, *et al.* Parallel, minimally-invasive implantation of ultra-flexible neural electrode arrays[J]. **Journal of Neural Engineering**, 2019, 16(3): 035001.
- [14] ZHANG W G, MA Y K, LI Z W. Experimental evaluation of neural probe's insertion induced injury based on digital image correlation method[J]. **Medical Physics**, 2016, 43(1): 505-512.
- [15] HARRIS J P, HESS A E, ROWAN S J, *et al.* In vivo deployment of mechanically adaptive nanocomposites for intracortical microelectrodes [J]. **Journal of Neural Engineering**, 2011, 8(4): 046010.
- [16] REZAEI S, XU Y, PANG S W. Control of neural probe shank flexibility by fluidic pressure in embedded microchannel using PDMS/PI hybrid substrate [J]. **PLoS One**, 2019, 14(7): e0220258.
- [17] FELIX S H, SHAH K G, TOLOSA V M, *et al.* Insertion of flexible neural probes using rigid stiffeners attached with biodissolvable adhesive [J]. **Journal of Visualized Experiments**, 2013(79): e50609.
- [18] ANDREI A, WELKENHUYSEN M, NUTTIN B, *et al.* A response surface model predicting the in vivo insertion behavior of micromachined neural implants [J]. **Journal of Neural Engineering**, 2012, 9(1): 016005.
- [19] 黎立云, 刘大安. 中心受压杆安全系数的选取[J]. **力学与实践**, 1983, 5(4): 47-49.
LI Liyun, LIU Da'an. Selection of safety factor of central compression bar [J]. **Mechanics and Engineering**, 1983, 5(4): 47-49.
- [20] 凌伟, 文毅, 殷民. 材料力学[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 2014.
LING Wei, WEN Yi, YIN Min. Mechanics of materials [M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 2014.

(本文编辑:石易文)