

## 基于COMSOL和NEURON的坐骨神经电刺激模型

钟小媚<sup>1</sup>, 牟宗鑫<sup>2</sup>, 牟宗霞<sup>3</sup>

1. 暨南大学附属第一医院输血科, 广东 广州 510630; 2. 山东省莒县人民医院影像科, 山东 日照 276800; 3. 暨南大学生命科学技术学院生物医学工程系, 广东 广州 510632

**【摘要】**为研究周围神经在接受电刺激时的兴奋规律,建立了坐骨神经电刺激的仿真模型。利用有限元仿真软件COMSOL对神经和卡肤电极建模并计算神经周围在外加刺激下的电场分布情况,将此电场分布信息导入到神经建模软件NEURON建立的神经模型中作为细胞外激励源,以分析电刺激下神经的电生理行为。在此模型上分析了刺激电极尺寸和间距、电刺激波形、环境温度和局部温度等参数对坐骨神经纤维兴奋性的影响,为神经功能电刺激的进一步研究及临床应用提供了理论基础。

**【关键词】**有限元; NEURON; 坐骨神经; 神经建模; 神经功能电刺激

**【中图分类号】**R318.0; R338.8

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)06-0625-07

### Sciatic nerve electrical stimulation model based on COMSOL and NEURON

ZHONG Xiaomei<sup>1</sup>, MOU Zongxin<sup>2</sup>, MOU Zongxia<sup>3</sup>

1. Department of Blood Transfusion, The First Affiliated Hospital of Jinan University, Guangzhou 510630, China; 2. Department of Radiology, Juxian People's Hospital, Rizhao 276800, China; 3. Department of Biomedical Engineering, College of Life Science and Technology, Jinan University, Guangzhou 510630, China

**Abstract:** We established a sciatic nerve electrical simulation model for studying the excitability of peripheral nerve treated with electrical stimulation. The electric field distribution of peripheral nerve and cuff electrode model established with finite element simulation software COMSOL was calculated in external stimuli, and taken as the extracellular excitation source in neural model established based on neural modeling software NEURON to analyze the electrophysiological behavior of nerve. Based on the established model, we analyze the effect of the size and gap of the stimulation electrodes, the electrical stimulation waveform, the global temperature and the local temperature of some nodes on the excitability of the sciatic nerve fiber, providing a theoretical basis and technical guidance for the further research and clinical trials of electrical nerve stimulation.

**Keywords:** finite element; NEURON; sciatic nerve; neuron modeling; nerve functional electrical stimulation

### 前言

神经功能电刺激是治疗神经功能性疾病的重要手段,其原理是通过施加电刺激以激活或抑制神经的兴奋性。然而电刺激器在实际应用中也有很多缺陷,如长期刺激会引起局部疼痛,因为神经在接受电刺激时,粗的神经纤维兴奋阈值低会先兴奋,这样与生理性兴奋恰好相反<sup>[1]</sup>。为了实现神经由细到粗

的顺序兴奋,可以通过设计电极的形状和尺寸、电刺激波形等对粗的纤维进行阻断,同时实现对细神经纤维的激活。如各种各样的卡肤电极<sup>[2-4]</sup>、比针电极、钩丝电极等更加容易实现对神经的选择性刺激,且对神经的副作用小。Baratta等<sup>[5]</sup>利用高频电流实现了对粗神经纤维的选择性抑制。Fang等<sup>[6]</sup>在利用准梯形波对猫的腓肠肌神经束进行刺激时,发现准梯形波可以对不同粗细的神经纤维进行选择性的激活。我国学者沈强等<sup>[1]</sup>也提出了利用双向脉冲刺激来对神经纤维进行选择性的刺激的方法。因此,合理设计电极的形状和电刺激波形是神经功能电刺激需要解决的首要问题。此外,对粗神经纤维的抑制电刺激波形的幅值设定过小会没有效果,设定过大会造成

**【收稿日期】**2017-04-14

**【基金项目】**国家自然科学基金青年科学基金(31500796)

**【作者简介】**钟小媚, 检验技师, E-mail: 154255006@qq.com; 牟宗鑫, 放射技师, E-mail: 109365910@qq.com

**【通信作者】**牟宗霞, 讲师, 硕士生导师, E-mail: mouzongxia@163.com

对神经以及周围组织的损伤,而且治疗所需的电刺激参数往往不是一成不变的,会随着环境温度、病人的个体差异、刺激部位的不同表现出不同,因此掌握电刺激参数的设定规律是非常必要的。在临床应用中,病人需要的是快速准确的治疗,而不是一遍一遍的调试,所以本文建立了完整的坐骨神经纤维电刺激模型来研究各种影响神经兴奋性的因素与神经兴奋性的关系。首先利用COMSOL有限元软件仿真计算出卡肤电极电刺激下坐骨神经周围的电位分布,将该电位分布信息导入到NEURON建立的神经模型中作为细胞外激励源,以得到神经的电生理变化。在此模型上,可以改变电极的材料、大小、数目、间距;可以任意设计电刺激波形;可以任意改变环境温度和局部温度;改变神经纤维的直径以及与刺激电极的距离等。最后总结出这些因素与神经兴奋性的关系,作为实际临床应用的理论参考。

## 1 仿真模型与方法

模型通过3个软件实现,首先用Matlab中的Simulink工具对电极-电解液界面进行仿真,得出原始刺激电流加到电极上并通过电极-电解液界面后的电压信息。电刺激神经后神经周围的电场分布情况用有限元软件COMSOL实现,Simulink求得的电压信息作为COMSOL中的激励源。然后在NEURON中建立有髓神经轴突模型,将COMSOL中求得的电压引到NEURON中作为细胞外刺激源,并得到神经轴突的电生理反应。COMSOL模型的建立与执行以及COMSOL与NEURON两软件的坐标的转化由Matlab程序编写实现。

图1a是坐骨神经卡肤电极实物图,卡肤电极三电极平面电极缠绕成圆柱环状电极套在神经外周。图1b是图1a的模型示意图。图1c是电刺激坐骨神经的示意图,电刺激信号通过卡肤电极三电极作用到坐骨神经。这里认为坐骨神经束内的神经纤维都平行分布,且模型中的神经纤维各含31个结间体和31个郎飞结(N0-N30)。如图1c所示,将N15(中间的郎飞结)置于动作电位的起始点(即卡肤电极的中间电极)。

### 1.1 COMSOL 模型:建模,材料属性

COMSOL® Multiphysics3.5a(Burlington, MA)中选择传导介质AC模块,采用2D轴对称模式,所建立的模型如图2所示,Z轴是神经束的中心轴同时也是轴对称模型的中心轴,围绕Z轴旋转360°可得3D神经模型,如图1所示。神经纤维用N表示,尺寸为16.0mm×0.6mm,生理盐水用Saline表示,尺寸为16mm×6mm。A1、C、A2是卡肤电极的3个电极,阴极为中间电极C,其余两个

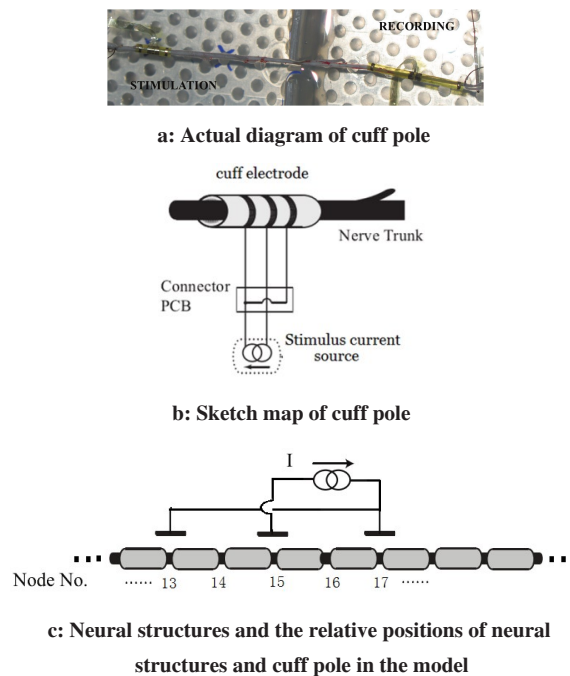


图1 坐骨神经和卡肤电极

Fig.1 Sciatic nerve and the cuff pole

作为阳极。电极触点为金,电极衬底为聚酰亚胺。神经与卡肤电极间隔0.15 mm。模型仿真出的神经周围电势情况见图2。表1是模型中所用的材料的参数。生理盐水的电学参数是我们实际测量的值,其他数据来源于文献[7]。

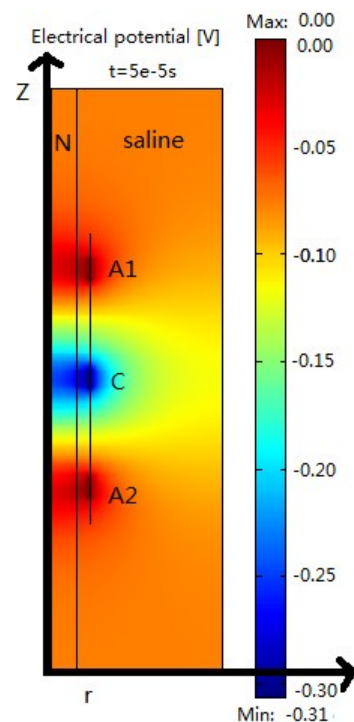


图2 COMSOL 模型刺激后电势分布情况

Fig.2 Electric potential surface obtained in COMSOL model treated with electrical stimulation

表1 所用材料的相对介电常数和电导率

Tab.1 Relative permittivity and conductivity of the materials used in COMSOL

Parameter	Saline	Polyimide	Gold	Nerve
Relative permittivity	80	4	1	$10^5$
Conductivity/ $S \cdot m^{-1}$	0.8	$6.7 \times 10^{-14}$	$8.9 \times 10^6$	0.6

### 1.2 电极-电解液界面

电极-电解液界面采用Randles等效电路模型<sup>[8]</sup>,如图3所示,通过Mathworks Simulink来模拟该接口等效电路,各元件参数见表2。

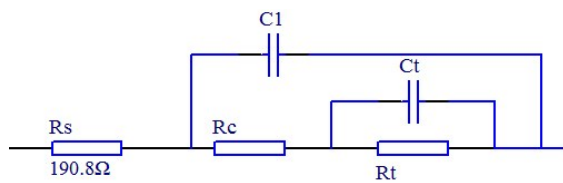


图3 电极-电解液接口等效电路图

Fig.3 Equivalent wiring diagram of electrode-electrolyte interface

表2 图3中各元件的具体值

Tab.2 Specific values of each element in the equivalent wiring diagram in Fig.3

Electrode	$R_s/\Omega$	$C_1/nF$	$R_c/k\Omega$	$C_t/\mu F$
Cathode	135.3	$1.0 \times 10^3$	0.27	3.98
Anode	245.1	0.51	18.99	2.70

### 1.3 NEURON 模型

本文的神经模型选用Rattay提出的细胞外电刺激的完整数学理论模型,仿真软件是NEURON 7.1<sup>[9]</sup>,其中郎飞结采用FH模型<sup>[10]</sup>,结间体定义为pas模型。用COMSOL和Matlab对电刺激神经周围的电场分布进行仿真,通过Matlab编程实现COMSOL和NEURON两软件的仿真软件信息的输入输出,且可以随意定义神经轴突的空间位置以及刺激电流的参数。

NEURON建立的坐骨神经模型如图1c所示。卡夫电极阴极加在N15(中间的郎飞结)上,刺激电流流向N15使其产生动作电位,随后动作电位沿着郎飞结向两边传导。表3是神经模型的参数<sup>[7,11]</sup>,模型中将结间体化作10小结,郎飞结化为1小结,并将电刺激加在每小结的中心点。在FH模型中定义全局温度(Celsius)和局部温度(Localtemp),来实现对环境温度和激光照射部分的局部温度升高的模拟。

表3 神经模型参数表

Tab.3 Parameters in neural model

Parameter	Value
Fiber diameter (D)/ $\mu m$	3-25
Axon diameter (d)/ $\mu m$	0.7*D
Myelin length (L)/ $\mu m$	100*D
Node length (l)/ $\mu m$	2.5
Resting potential ( $V_{rest}$ )/mV	-70
Membrane capacitance-node ( $C_m$ )/ $\mu F \cdot cm^{-2}$	2
Membrane capacitance-myelin ( $C_{myelin}$ )/ $\mu F \cdot cm^{-2}$	$0.157(\pi D)$
Intracellular sodium concentration ( $Na_i$ )/ $mmol \cdot L^{-1}$	13.74
Extracellular sodium concentration ( $Na_o$ )/ $mmol \cdot L^{-1}$	114.5
Intracellular potassium concentration ( $K_i$ )/ $mmol \cdot L^{-1}$	120
Extracellular potassium concentration ( $K_o$ )/ $mmol \cdot L^{-1}$	2.5
Sodium permeability constant ( $\bar{P}_{Na}$ )/ $cm \cdot s^{-1}$	$8 \times 10^{-3}$
Potassium permeability constant ( $\bar{P}_K$ )/ $cm \cdot s^{-1}$	$1.2 \times 10^{-3}$
Non-specific permeability constant ( $\bar{P}_l$ )/ $cm \cdot s^{-1}$	$0.54 \times 10^{-3}$
Leak conductance/ unit area ( $g_l$ )/ $mho \cdot cm^{-2}$	$30.3 \times 10^{-3}$
Temperature coefficients (Q10)	$\alpha$ $\beta$
$m$	1.8      1.7
$h$	2.8      2.9
$n$	3.2      2.8
$p$	3      3
Q10 for $R_a$ (axial resistivity)	1/1.3
Q10 for maximum ionic conductance	1.4
$R_a$ for temperature = 23°C/ $\Omega \cdot cm$	65

### 1.4 实验设计

生物模型:游离的青蛙坐骨神经。电刺激实验平台如图1所示。

电刺激和记录:卡肤电极为刺激电极,连接到AC程控电流发生器上(Keithley 6221),该电流器由上位机PC控制。记录电极同样为卡肤电极,经过放大电路后接到40 kHz采样率的数据采集模块(NI DAQPad® 6015)。

实验方案:负脉冲刺激,单个脉冲时间300  $\mu s$ ,重复频率1 Hz,每组刺激5 s。负脉冲幅度可调,实验中从120  $\mu A$ 开始以10  $\mu A$ 步长增加到230  $\mu A$ 直到记录到动作电位,然后通过加热方式改变坐骨神经所处环境温度,比较记录的神经电生理信号差异。

## 2 结果与分析

## 2.1 电极对刺激阈值的影响

本次建模以三电极卡肤电极为例,如图1b所示,分析其电极宽度和电极间距对所需刺激阈值的影响,结果<sup>[11]</sup>发现当在电极间距保持3 mm不变,电极宽度从0.4 mm到1 mm变化时,电极宽度越大,激活动作电位所需的刺激电流阈值越低(图4a)。而当电

极宽度保持0.5 mm不变时,电极间距从2 mm到4 mm变化时,电极间距越大,激活神经所需的刺激电流也越大(图4b)。因为当电极越宽时,与其接触的神经纤维郎飞结越多,在此郎飞结周围电场分布越密集,所以就越容易激活神经。同理当电极间距越小时,电场分布越密集,越容易激活神经。

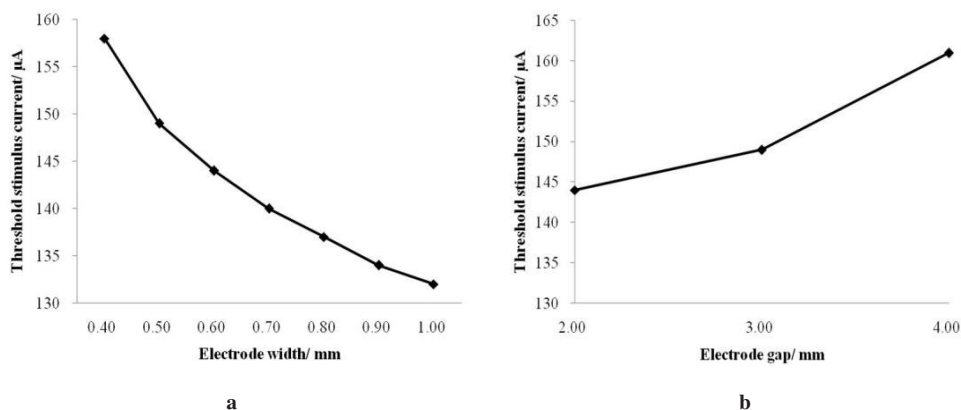


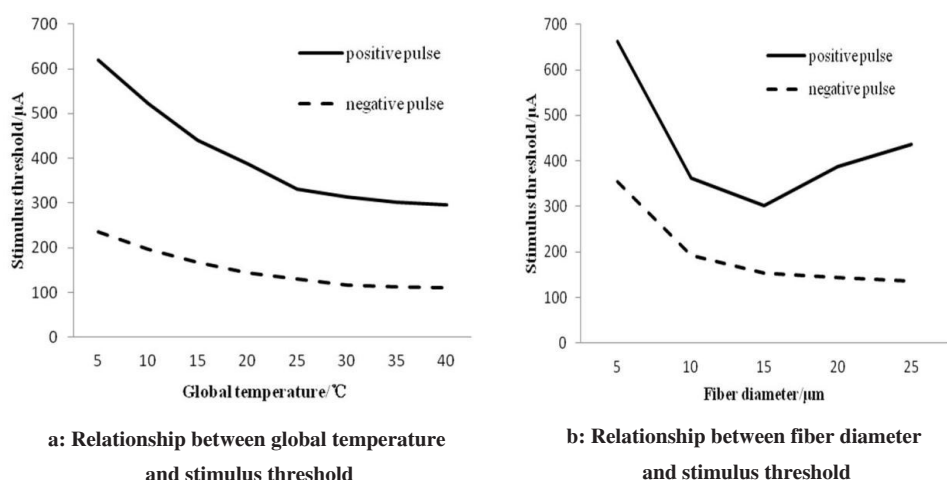
图4 刺激阈值与电极宽度(a)和电极间距(b)的关系

Fig.4 Effect of electrode width (a) and electrode gap (b) on simulation threshold

## 2.2 电流对刺激阈值的影响

除了电极尺寸,电流的形状对刺激效果也有影响,因此在本模型上我们对正脉冲和负脉冲两种电流刺激模式进行了分析比较。如图5a所示,当神经纤维直径为20 μm,在同一环境温度下,正脉冲所需刺激阈值要远远高于负脉冲刺激。且随着环境温度的升高,正负脉冲各自所需的刺激阈值都表现出降

低的趋势。所以优先选择负脉冲电流对神经进行刺激尤其是对神经进行选择性的阻断,因为负脉冲所需的阈值较正脉冲低,可以减少对神经组织的电损伤。当环境温度保持在20℃时,对于负脉冲刺激,神经纤维越粗,所需的刺激阈值越低,而对于正脉冲来说却没有这个趋势(图5b),由此可见负脉冲更适合用于对粗细神经的选择性刺激。



a: Relationship between global temperature and stimulus threshold

b: Relationship between fiber diameter and stimulus threshold

图5 电流形状对刺激阈值的影响

Fig.5 Effect of current shape on stimulation threshold

## 2.3 环境温度对动作电位的影响

Hutchinson 等<sup>[12]</sup>在实验中发现神经纤维直径与

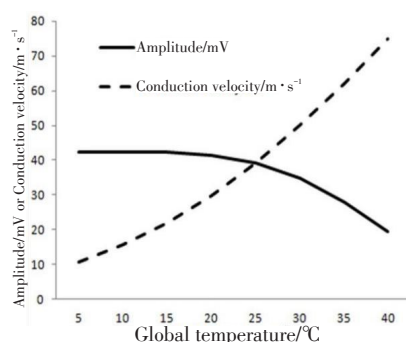
其动作电位的传导速度成正比例,这与我们模型的结果一致<sup>[11]</sup>,模型所得比例系数为1.97,说明我们模



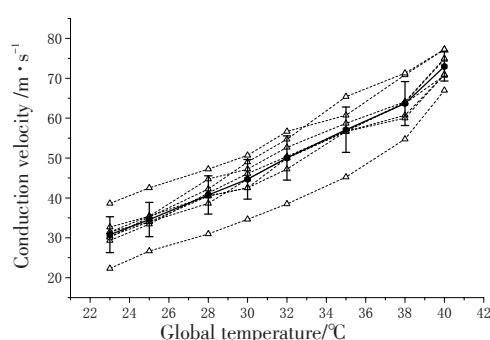
型具有较高的参考价值。

此外,通过图 5a 我们发现,环境温度对电流刺激阈值有影响,在此我们进一步分析了环境温度对动作电位的传导速度和幅值的影响(图 6a),随着环境

温度的升高,动作电位呈现出传导速度变快,而幅值下降的趋势。我们也开展实验对理论模型进行了验证,实验结果如图 6b 所示,趋势跟理论结果一致,进一步验证了我们模型的有效性。



a



b

The dashed lines in Fig.6b represented results for eight different frog sciatic nerve while solid lines in Fig.6b were the mean and standard variance

图 6 模型中环境温度对动作电位的传导速度和幅值的影响(a)与实验中环境温度对动作电位传导速度的影响(虚线代表 8 只不同青蛙坐骨神经的结果,实线是均值和方差)(b)

Fig.6 Effect of the global temperature on the amplitude and conduction velocity of action potential (AP) in the model(a) and effect of the global temperature on the conduction velocity of AP in the experiment(b)

## 2.4 局部温度对动作电位的影响

实际中,由于药物、热敷、冰敷、激光照射等原因会引起局部温度的改变,因此研究局部温度对动作电位的影响也是很有意义的<sup>[13-15]</sup>。图 7 是通过模型得出的结果,此时环境温度 20 °C,刺激电流 306.25  $\mu$ A, N15 代表动作电位的产生点郎飞结, N20 是动作电位的传导郎飞结,当动作电位产生点 N15 局部温度升高, N15 的动作电位幅度会慢慢变低,此时其他郎飞结的动作电位幅度保持不变,当温度升高到 33.5 °C 时, N15 不再产生动作电位,其他郎飞结处也没有动作电位。当动作电位产生点以外的郎飞结如 N20 局部温度升高时, N20 处的动作电位幅度会随着局部温度的升高而下降。

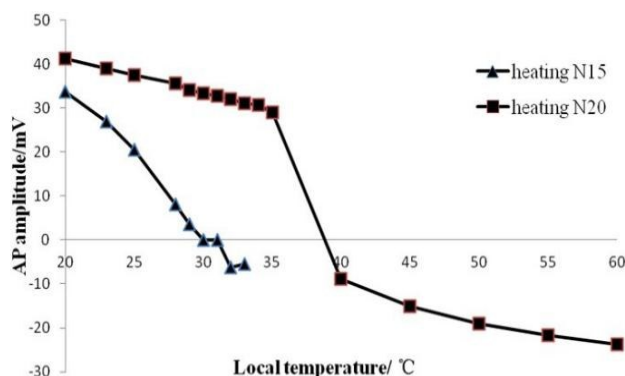


图 7 产生阻断和传导阻断

Fig.7 Generation block and propagation block

此外, N15 处局部温度升高到一定温度会阻断动作电位的产生,这个温度命名为产生阻断温度。图 8a 给出了模型中得出了产生阻断温度与环境温度的关系(神经纤维直径 20  $\mu$ m, 刺激电流 306.25  $\mu$ A), 环境温度越高,所需的产生阻断温度越高。另一方面,产生阻断温度与环境温度的差值随着环境温度的升高而降低。图 8b 是模型中产生阻断温度与刺激电流的关系(神经纤维直径 20  $\mu$ m, 环境温度 20 °C), 刺激电流幅值越高,所需的阻断温度越低。

## 3 结论与讨论

已有很多学者对神经纤维接受电刺激的电生理特性进行了建模与仿真,其中一类建模如沈强<sup>[16]</sup>等,他们在建立的神经纤维模型上分析了不同电极及电流模式在实现选择性刺激的优缺点,与我们所建立模型的区别是,他们并未对电极以及电极与神经界面进行建模,电流没有经过电极和电极与神经界面的传导而直接加在神经纤维上,这样会增大与实际实验所用参数的差距。另一类建模如黄愉<sup>[17]</sup>等,他们对电极及神经组织进行了详细的有限元分析,但没有对神经进行建模,而是主观选取了一个刺激阈值作为划分兴奋区的指标。本文通过 3 种软件既对电极及神经组织进行了电场建模,又对神经进行了电生理建模,可以清楚、直观地描述出神经纤维在接

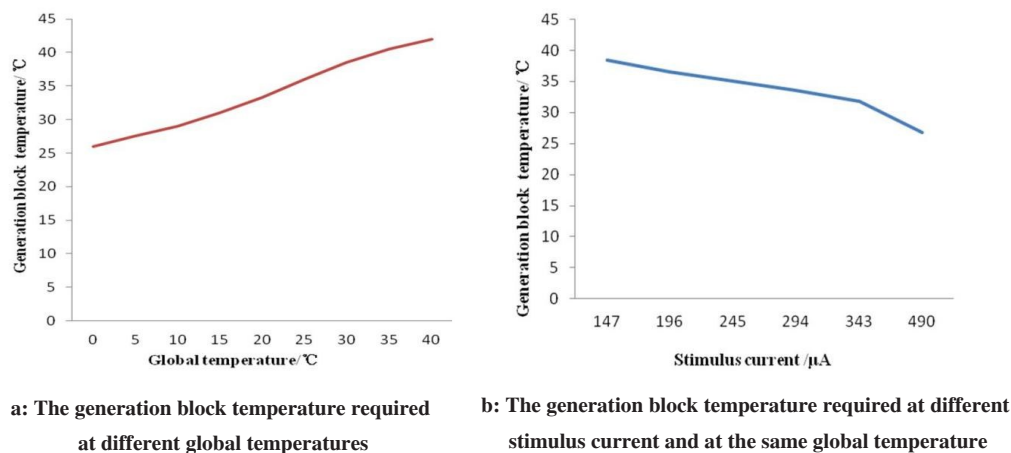


图8 影响产生阻断的因素

Fig.8 Factors that influence the generation of block

受电刺激后的电学变化,且与实际实验结果接近,因此该方法有一定的优越性。

本模型发现电极的尺寸影响了神经兴奋阈值,这一点与Butson等<sup>[18]</sup>建立的电刺激猫坐骨神经的理论模型结果一致。此外,文献<sup>[19]</sup>认为神经纤维所需的激活阈值与纤维直径的平方根成反比。但是我们的模型发现,只有给予负脉冲刺激时(图5b),即当郎飞结位于电极阴极(刺激点)下方时,此反比例关系才满足,图5b中显示在正脉冲刺激下,激活阈值与纤维直径不再成反比例,而是随着纤维直径的增大,激活阈值先下降后上升。该现象因为在纤维直径变化时,结间体的长度 $L$ 也变化( $L \approx 100 D$ ),从而N15与N16的间距随之改变,导致两郎飞结的膜外电势差不一样,对应某一直径的纤维存在一个最大值,于是所需的刺激电流最小。

模型中还分析了温度对神经电生理的影响,图6a中显示环境温度升高,使得动作电位传导速度升高,当环境温度在15~30℃时,传导速度与温度成线性关系,而当温度>30℃,更趋向于指数关系,这与Hutchinson等<sup>[12]</sup>的实验结果一致。同时温度升高会使得动作电位幅度降低,这一结果与Rattay等<sup>[20]</sup>对青蛙坐骨神经进行的实验结果一致,温度的升高,引起钠离子通道的门控动力学机制的变化,于是导致动作电位幅度降低而传导变快。从图5a和图8a中可以看出,随着环境温度的升高,神经兴奋所需的电刺激阈值表现出降低的趋势,但实现阻断所需的局部温度却表现出升高的趋势。这是因为环境温度越高,神经活动越兴奋,离子通道比较容易打开,所以需要的电刺激阈值越低,而对其进行温度阻断是局部温度与环境温度的差值造成对动作电位的抑制。又如图8b中显示,随着刺激电流的升高,所需的局部阻断

温度越低,这应该是电场能与热能共同作用的结果。总之,实际实验中,在选择电刺激参数或者改变神经局部温度时要考虑环境温度对实验结果的影响,根据环境温度改变治疗时的电刺激参数,以提高治疗效果。而局部温度对电刺激的影响指导我们可以通过局部升温来辅助电刺激对神经兴奋的阻断。

该模型在3大软件基础上建立,一方面对电极和神经以及其界面的电场特性进行模拟,一方面对电刺激和温度刺激下神经纤维电行为进行模拟,在此模型上可以改变各种模型来分析其对神经兴奋的影响,包括电极尺寸形状、电流的波形、电极与神经的相互位置、环境温度、局部温度等,既可以进行单因素分析,又可以分析各因素之间的共同作用,可以减少实验或临床所需的时间和财力成本,对实际实验具备理论指导价值。

## 【参考文献】

- [1] 沈强, 刘雪良, 蒋大宗, 等. 利用双向方波脉冲刺激实现神经纤维选择性兴奋的双电极方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2001, 20(6): 533-540.  
SHEN Q, LIU X L, JIANG D Z, et al. A bipolar method for selective activation of nerve fibers using biphasic rectangular pulses[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2001, 20(6): 533-540.
- [2] GRILL W, NORMAN S, BELLAMKONDA R. Implanted neural interfaces: biochallenges and engineered solutions[J]. Biomed Eng, 2009, 11(1): 1.
- [3] VERAART C, GRILL W, MORTIMER J. Selective control of muscle activation with a multipolar nerve cuff electrode[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1993, 40(7): 640-653.
- [4] ZARIFFA J, NAGAI M, DASKALAKIS Z, et al. Influence of the number and location of recording contacts on the selectivity of a nerve cuff electrode[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2009, 17(5): 420-427.
- [5] BARATTA R, ICHIE M, HWANG S K, et al. Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode[J]. IEEE

- Trans Biomed Eng, 1989, 36(8): 836-843.
- [6] FANG Z P, MORTIMER J T. Selective activations of small motor axons by quasitrapezoidal current pulses[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1991, 38(2): 168-174.
- [7] MOU Z, TRIANTIS I F, WOODS V M, et al. A simulation study of the combined thermoelectric ectracellular stimulation of the sciatic nerve of the xenopus laevis: the heat block[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2012, 59(6): 1758-1769.
- [8] RUNGE-SAMUELSON L. Effects of high-rate pulse trains on electrodeiscrimination in cochlear implant users[J]. Trends Amplif, 2009, 13(2): 76-86.
- [9] CARNEVALE N T, HINES M L. The NEURON book[M]. Cambridge University Press, 2006.
- [10] FRANKENHAEUSER B, HUXLEY A F. The action potential in the myelinated nerve fibre of Xenopus laevis as computed on the basis of voltage clamp data[J]. J Physiol, 1964, 171(2): 302-315.
- [11] 牟宗霞. 用于神经功能修复的电、近红外激光及其组合刺激方法的研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2012.
- MOU Z X. Research on functional electrical stimulation, near-infrared neural stimulation, and their combination in neural prosthesis[D]. Chongqing: Chongqing University, 2012.
- [12] HUTCHINSON N A, KOLES Z J, SMITH R S. Conduction velocity in myelinated nerve fibres of Xenopus laevis[J]. J Physiol, 1970, 208(2): 279-289.
- [13] WANG Y, GUO L. Nanomaterial-enabled neural stimulation[J]. Front Neurosci, 2016, 10(7): 69.
- [14] YOO S, HONG S, CHOI Y, et al. Photothermal inhibition of neural activity with near-infrared-sensitive nanotransducers[J]. ACS Nano, 2014, 8(8): 8040-8049.
- [15] NICOLA M, PAUL F, MATTEO P, et al. Photothermal cellular stimulation in functional bio-polymer interfaces[J]. Sci Rep, 2015, 5: 8911.
- [16] 沈强, 邵常峰, 蒋大宗. 神经纤维双向选择性刺激方法仿真研究[J]. 生物医学工程学杂志, 1998, 15(1): 17-21.
- SHEN Q, TAI C F, JIANG D Z. Simulation study of selectively stimulating nerve fibers using biphasic pulses [J]. Journal of Bio-medical Engineering, 1998, 15(1): 17-21.
- [17] 黄愉. 视网膜上电刺激的三维有限元建模和仿真研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2012.
- HUANG Y. 3-D finite element analyses of the epi-retinal electrical stimulation[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2012.
- [18] BUTSON C R, MILLER I O, NORMANN R A, et al. Selective neural activation in a histologically derived model of peripheral nerve[J]. J Neural Eng, 2011, 8(3): 036009.
- [19] GOODALL E V, KOSTERMAN L M, HOLSHEIMER J, et al. Modeling study of activation and propagation delays during stimulation of peripheral nerve fibers with a tripolar cuff electrode[J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 1995, 3(3): 272-282.
- [20] RATTAY F, ABERHAM M. Modeling axon membranes for functional electrical stimulation[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1993, 40(12): 1201-1209.

(编辑: 薛泽玲)

### 武汉大学医学物理专业 2017年毕业答辩会隆重举行

2017年5月27日上午, 武汉大学医学物理专业2017年(硕士)毕业答辩会在学院新楼多功能厅举行。答辩会由武汉大学医学物理专业负责人全红老师主持, 中国医学科学院肿瘤医院放疗科胡逸民教授、北京协和医院放疗科邱杰教授、四川大学华西医院放疗科柏森教授、解放军总医院放疗科王运来教授、武汉大学中南医院放化疗科周云峰教授、武汉大学中南医院放化疗科周福祥教授、武汉大学中南医院放化疗科刘晖教授、武汉大学中南医院影像科徐海波教授、武汉大学人民医院放疗科韩光教授、华中科技大学协和医院肿瘤中心李勤教授、武汉大学物理科学与技术学院熊锐教授等担任答辩评委。医科大医疗器械(上海)公司培训部主任陈严博士作为特邀嘉宾出席了答辩会。武汉大学医学物理专业(硕士)2014级张雷等9名同学参加了毕业答辩, 医学物理专业所有在校的同学们旁听了答辩。参加答辩的同学们精心准备, 从容应答, 评委老师认真聆听, 精彩点评, 答辩会始终在热烈而严谨的气氛中进行。经过评审老师的认真讨论评议, 9名同学全部顺利通过答辩, 并由胡逸民教授当场宣布了成绩。最后, 周云峰教授发表了热情洋溢的讲话, 对多年来一直关心支持武汉大学医学物理专业发展的专家们和朋友们表示深深的感谢, 并对医学物理的发展前景表达了衷心祝愿和美好希望。

武汉大学 教经盛 供稿 2017.5.31