

电子镇痛仪电信号传导机制模型建立与分析

杨济宁^{1,2,3}, 徐晶^{1,2,3}, 旷江明^{1,2,3}, 秦雨萍^{1,2,3}

1. 内江师范学院人工智能学院, 四川 内江 641100; 2. 内江师范学院智慧医疗工程应用实验室, 四川 内江 641100; 3. 内江师范学院内师-容天智慧医疗工程应用联合实验室, 四川 内江 641100

【摘要】目的:分析电子镇痛仪电流信号在手臂肌肉内的信号传导情况,为电刺激镇痛提供理论依据。**方法:**结合人体解剖学与组织结构学,在COMSOL Multiphysics 5.5有限元仿真软件中,利用圆台、圆柱、椭球为几何实体,建立电子镇痛仪数值仿真有限元模型。在频域环境下,通过注入载波信号分别为100 kHz、1 MHz、10 MHz,幅度为 ± 20 mA的电流信号,以此分析信号在手臂中的传播机制。**结果:**随着载波频率的不断增加,集肤效应越来越明显,信号在电极接触处皮肤部分越来越集中,容积导体内部的扩散性也将失去一致性。在100 kHz时,随着离电极中心的通信距离逐渐增加,信号在手臂内部信号扩散变得越来越均匀。**结论:**在电子镇痛仪实施肌肉酸痛治疗过程中,通信频率越高,信号越难以进入机体内部,信号一致性越差。因此,在实施电流镇痛过程中,信号电极应尽量布置在镇痛靶向区域附近。

【关键词】肌肉酸痛;电子镇痛仪;有限元模型;人体上臂;经皮电刺激

【中图分类号】R318;Q42;Q64

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)06-0752-06

Modeling and analysis of electrical signal transduction mechanism of electronic analgesic apparatus

YANG Jining^{1,2,3}, XU Jing^{1,2,3}, KUANG Jiangming^{1,2,3}, QIN Yuping^{1,2,3}

1. School of Artificial Intelligence, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China; 2. Smart Medical Engineering Applications Laboratory, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China; 3. NJNM-OMNISKY Smart Medical Engineering Applications Joint Laboratory, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China

Abstract: Objective To analyze the electrical signal transduction of electronic analgesic apparatus in the arm muscle, thereby providing a theoretical basis for analgesia elicited by electrical stimulation. **Methods** In combination with the human anatomy and histological structure, the numerical simulation finite element model of electronic analgesic apparatus was established using the circular truncated cone, cylinder and ellipsoid as geometric entities in COMSOL Multiphysics 5.5 finite element simulation software, and the current signals with carrier signals of 100 kHz, 1 MHz and 10 MHz and the amplitude of ± 20 mA were injected in the frequency domain environment for analyzing the transduction mechanism of electrical signal in the arm. **Results** With the continuous increase of carrier frequency, the skin effect became more and more obvious, and the signal was more concentrated at the part where the electrode contacted the skin, and the diffusion inside the volume conductor would lose consistency. At 100 kHz, as the communication distance from the electrode center gradually increased, the signal diffusion in the arm became more and more well-distributed. **Conclusion** For muscle soreness treatment with the electronic analgesic apparatus, the higher the communication frequency is, the more difficult it is for the signal to enter the body, and the worse the signal consistency is. Therefore, during electronic analgesia, the signal electrode should be arranged near the analgesic target area as much as possible.

Keywords: muscle soreness; electronic analgesic apparatus; finite element model; human upper arm; transcutaneous electrical stimulation

【收稿日期】2021-12-20

【基金项目】四川省科技创新创业苗子工程重点项目(2022JDR0134);四川省重点研发计划(重大专项)项目(2021YFSC0040);四川省国际港澳台科技创新合作重点研发项目(2022YFH0110);成都医学院四川应用心理学研究中心资助项目(CSXL-21103);内江师范学院科研团队项目(17TD03, 2021TD02)

【作者简介】杨济宁,硕士研究生,助教,研究方向:神经调控技术,E-mail: 1719771643@qq.com

【通信作者】秦雨萍,硕士,副教授,研究方向:体导通信技术、神经调控技术,E-mail: qin_yp@yeah.net

前言

肌肉酸痛是人体在运动、损伤、感染疾病后引起的肌肉组织功能性疼痛疾病,它会造成患者难以活动或身体不适^[1-4]。通常由运动或者损伤引起的肌肉酸痛在经过一段时间的休养或物理治疗(按摩、热敷等)即可缓解疼痛程度,并加速组织自我修复;但是感染诱发的肌肉酸痛则需要根据病因来加以治疗。无论是休养、物理治疗还是病理治疗,在痊愈过程中,患者都需要忍受酸痛带来的疼痛。寻求一种损伤小、副作用小的疼痛缓解方式成为了治疗肌肉酸痛的关注点。电子镇痛仪是利用经皮电刺激(Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator, TENS)原理,通过向目标靶区注入微小电流信号,致使疼痛肌肉周围神经细胞的息止电势升高,从而抑制刺激周围神经细胞活跃程度,实现对患者疼痛区域实施有效的麻醉^[5-7]。

为了分析电子镇痛仪所释放的电流信号在酸痛靶向区域信号的扩散情况,本研究结合解剖学基础与生物组织结构学基础,同时考虑到后期实验需要,提出使用有限元的方法建立具有手臂几何特性的精准刺激简化手臂模型^[8]。通过向模型注入幅度为±20 mA,载波频率分别为100 kHz、1 MHz、10 MHz的电流信号,分析电子镇痛仪释放的电流信号在手臂模型内部的传导机制,为电刺激镇痛提供理论依据。

1 模型基础

结合医学影像学与人体解剖学分析得知,人体手臂经过简化以后,从外向内可以近似看作为由皮肤、脂肪、肌肉、骨骼这4种主要组织构成。通过一系列简化建模可以将人体手臂看作是由两个多层圆台组成的简化体。为了分析电子镇痛仪释放的不同频率载波信号在人体内部的扩散情况,本研究建立了具有电场特性的有限元模型。通过查找文献^[8-9]得知,当控制电流信号载波频率为100 kHz、1 MHz、10 MHz时,组织的电导率与相对介电常数如表1所示。

在电子镇痛仪电流信号注入前,人体手臂内部电信号(肌电等)十分微弱,可以忽略。通过容积导体理论得知,在10 MHz以下的电磁环境下,人体大部分组织的电磁特性可以近似看作是电准静态场^[10]。因此在模型初始化状态时,标准模型中,总的电荷密度为0。

1.1 电势控制方程

在准静态电场中,容积导体须满足 $\nabla \cdot \vec{J} \approx 0$,从而可以得到电势的控制方程为:

表1 组织电参数

Table 1 Tissues electrical parameters

组织	载波频率/Hz	电导率(σ , c/s)	相对介电常数(ϵ_r)
皮肤	100 k	4.51e-4	1.12e3
	1 M	1.32e-2	9.91e2
	10 M	3.66 e-1	2.21e2
脂肪	100 k	2.44e-2	9.29e1
	1 M	2.51e-2	2.72e1
	10 M	2.29e-2	1.38 e1
肌肉	100 k	3.60e-1	8.10e3
	1 M	5.00e-1	1.80e3
	10 M	6.17e-1	1.71 e2
骨骼	100 k	2.08e-3	2.27e2
	1 M	2.44e-3	1.45e2
	10 M	2.92e-2	1.38 e1

$$\nabla \cdot (-\tilde{\sigma} \nabla \varphi(R)) \approx 0$$

(1)

其中, $\tilde{\sigma}$ 表示介质的复电导率 $\tilde{\sigma} = \sigma + i\epsilon_0\epsilon_r$; R 表示曲面上点的极坐标位置; φ 表示导体内的感应电势。

1.2 刺激电流控制方程

电子镇痛仪刺激系统通过电极注入电流信号,信号源可以表示为:

$$\frac{\partial \varphi(R)}{\partial R_s} = \frac{\vec{J}_{\text{impressed}}}{\tilde{\sigma}}$$

(2)

其中, R_s 表示电极与皮肤接触处表面面积。在刺激系统中,正负电极施加电流满足:

$$\vec{J}_{\text{impressed}}(R_s) = \begin{cases} j, \text{Electrode}(+) \\ 0, \text{Others} \\ -j, \text{Electrode}(-) \end{cases}$$

(3)

其中, j 表示电极注入的电流密度,且 $j = \frac{I}{s}$; I 表示注入电极的电流强度, s 表示电极与手臂表面接触处面积。为了后期验证实验设计的安全性,同时保证实验操作接触时不产生刺痛感,耦合产生的电势应尽可能小于36 V^[11-12]。结合前期研究,电流的取值范围为 $I \leq 20 \text{ mA}$ ^[13-14]。

2 有限元模型建立

2.1 模型几何结构构建

为了便于后期设计实验验证,根据手臂解剖学结构和几何学特性,将手臂上臂与下臂简化成两根圆台;再在圆台内部设计两个椭球来表示手臂的关节,上臂用一根圆柱来表示上臂骨骼,下臂用两根圆柱表示下臂骨骼,从外向内分离出皮肤、脂肪、肌肉以及骨骼(图1)。

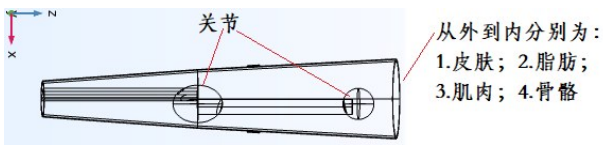


图 1 手臂几何结构模型建立
Figure 1 Geometric modeling of arm

设计一对极的探针为镇痛电流信号注入端。模型中,皮肤、脂肪、骨骼的厚度分别为 1、2、5 mm,其中,肌肉厚度为圆台去除皮肤、脂肪、骨骼值。

2.2 网格划分

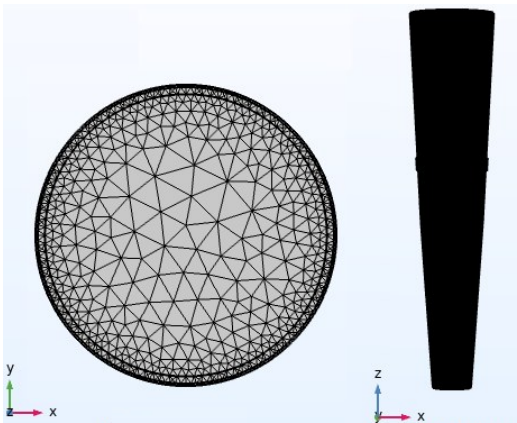
为了保证模型计算的鲁棒性,同时也为计算机计算预留足够的计算资源,使用自由四面体网格类型对简化的手臂模型实施划分,具体参数见表 2。网格划分完成后的效果图见图 2。

表 2 网格参数
Table 2 Mesh parameters

参数类型	网格设置		网格参数		
	序列类型	单元大小	域单元	边界元	边单元
参数	用户控制网格	较细化	682 714	193 850	5 209

2.3 模型计算参数设定

在模型中,对刺激电极的正负两极分别注入载波频率为 100 kHz、1 MHz、10 MHz,电流强度大小为 ± 20 mA 的电流信号,分析电子镇痛仪在实施肌肉止



a:截面效果图 b:侧面效果图
图 2 网格剖分效果图
Figure 2 Mesh generation

痛过程中电信号在手臂内的扩散情况,从而评估电子镇痛仪的镇痛效果。在模型计算初始化定义中,定义简化模型各部分电势初始化状态均为 0,完成参数设置后开始在有限元仿真软件中实施计算,分析电流引起的物理场变化。

3 结果及分析

将配置完成的有限元软件在多物理场仿真软件 COMSOL Multiphysics 5.5 中实施计算。计算机参数包括 CPU: Intel(R) Core(TM) i7-8750H CPU @ 2.20 GHz 2.21 GHz;内存:96.0 GB;系统:64 位 Windows 10。用时 1 148 s 得出结果见图 3~图 6。

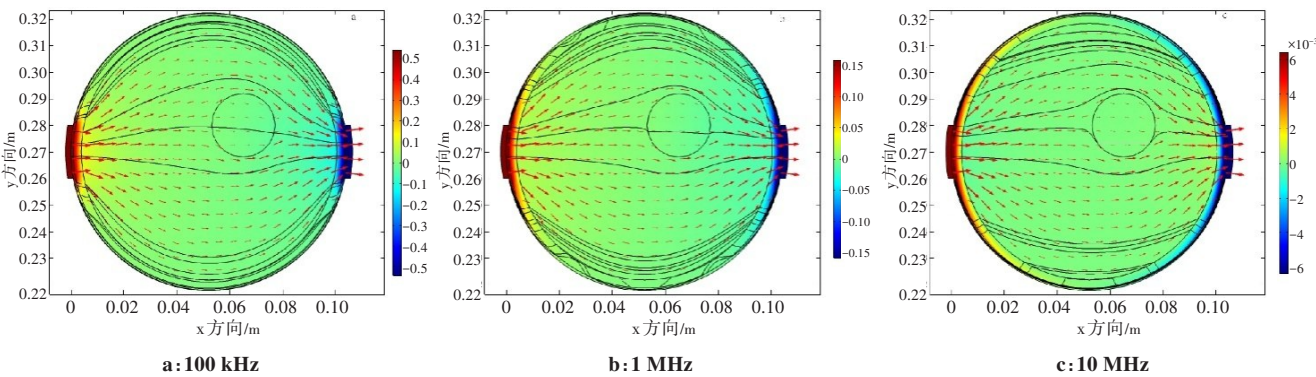


图 3 不同频率电极中心截面电信号分布
Figure 3 Electric signal distributions in central section of electrodes at different frequencies

图 3a、b、c 分别表示 100 kHz、1 MHz、10 MHz 频率下,电信号在手臂内部的扩散情况。图 4a 表示 100 kHz、1 MHz、10 MHz 频率下,电极中心连线电势分布;图 4b、c、d 表示 100 kHz、1 MHz、10 MHz 频率下,电极中心连线电势分布放大图。从图 3、图 4 可以发现随着载波频率的逐渐增加,电信号逐渐集中在

皮肤表面,信号电流密度先在手臂内部分布越来越稀疏,随着载波频率的增加,容积导体的集肤效应也越来越明显,信号将主要集中在容积导体表面,这是因为皮肤在高频效应下,阻抗增大,信号难以穿透皮肤组织;同时电场效应也由电流效应逐渐向电容效应转变,电极处感应电势也将逐渐减小。

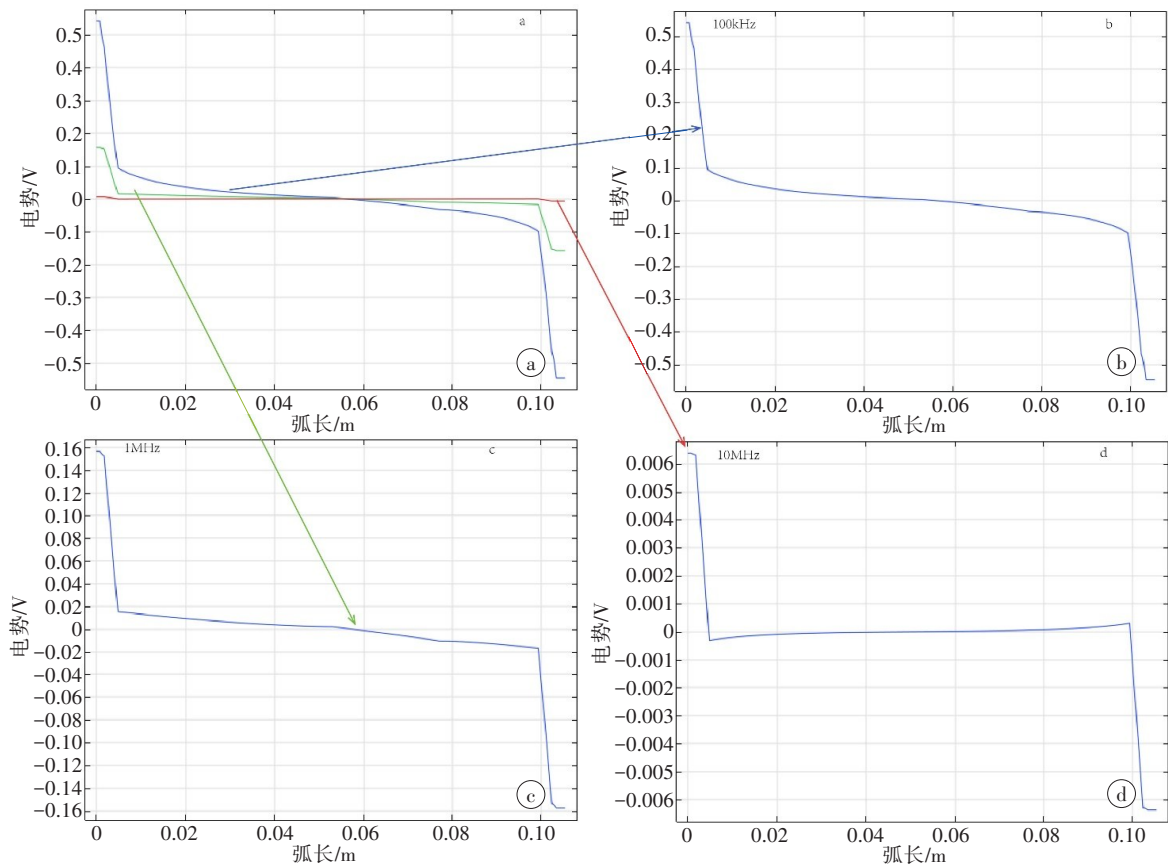


图4 不同频率电极中心连线电势分布

Figure 4 Potential distributions of electrode center connection at different frequencies

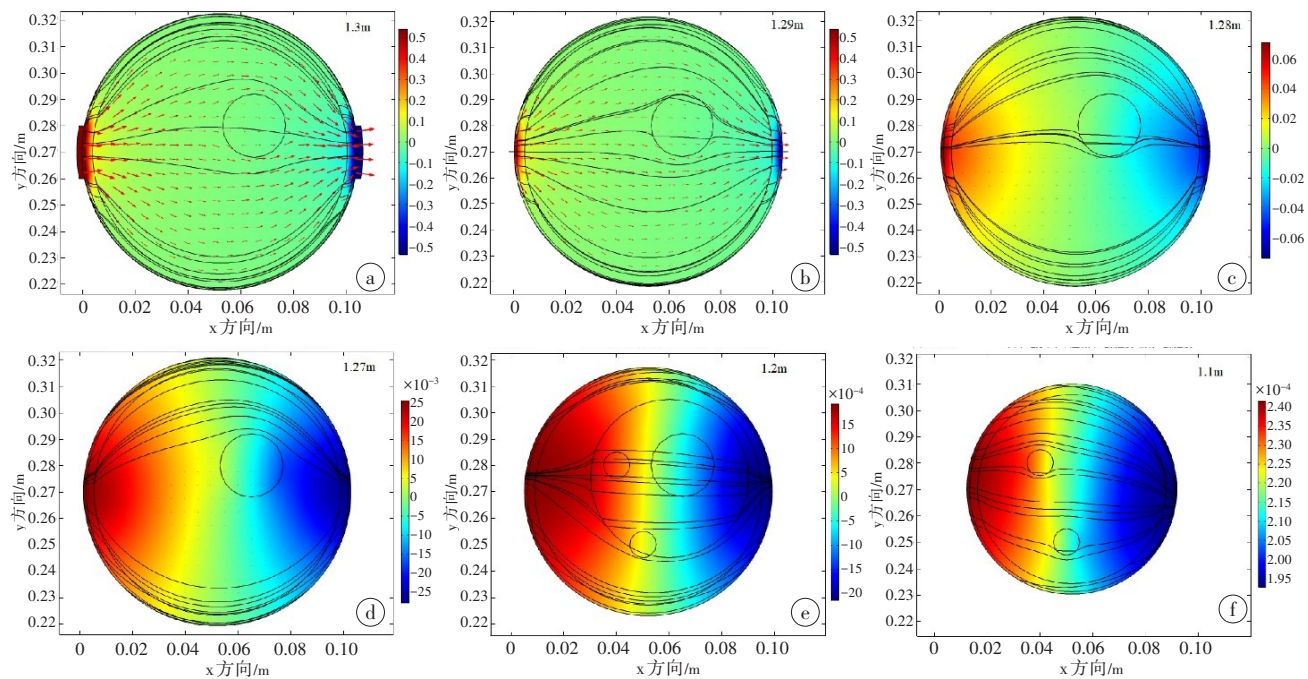


图5 100 kHz 频率作用下不同距离xy截面电信号分布

Figure 5 Electrical signal distribution in xy section at different distances and at the frequency of 100 kHz

考虑到刺激为4 cm×4 cm 大小的生理电极,本研究在分析电极中心及电极附近信号扩散情况时,距离采样间隔选用1 cm(图5中1.30、1.29、1.28、1.27 m)。当原理电

极边缘2 cm处时,信号变化幅度没有那么明显,选用10 cm 采样距离来展开分析(图5中1.2、1.1 m)。当距离超过20 cm时,刺激信号几乎无法作用于机体,不再分析。

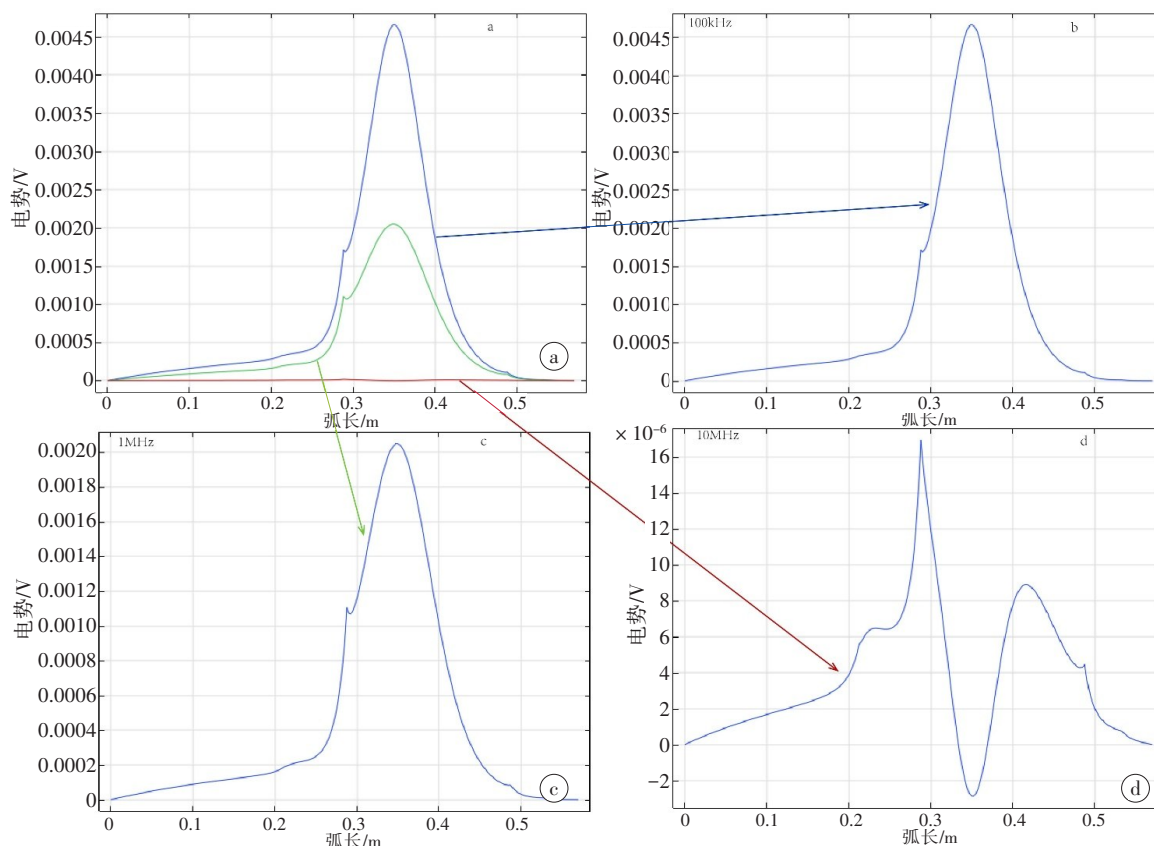


图6 手臂模型z方向中轴线电势分布图
Figure 6 z-axis potential distribution of arm model

在诊疗电针刺激中,刺激信号频率通常为1 kHz~10 MHz,而100 kHz作为常用载波频率,本研究将重点分析在100 kHz时信号扩散机制。图5表示在载波频率为100 kHz频率作用下不同距离xy截面电信号分布图。图6a表示载波频率为100 kHz、1 MHz、10 MHz时,手臂模型z方向中轴线电势分布图;图6b、c、d表示载波频率为100 kHz、1 MHz、10 MHz时,手臂模型z方向中轴线电势分布放大图。图5结合图6a分析发现,随着通信距离远离电极中心越来越远,感应电势随距离的增加逐步减少,电信号在容积导体内部扩散越来越均匀。从图6b、c、d分析发现,随着载波频率的不断增加,容积导体内部感应电势越来越小,这是由于刺激频率的不断增加会导致容积导体集肤效应越来越明显,电流信号的穿透性也就越来越差,导体内部感应电势越来越小。当通信频率高于1 MHz时,导体的电容效应明显强于电阻效应,信号在容积导体内部的扩散性也将失去一致性。

4 讨论

为了后期实验方便,本研究在有限元模型建立过程中,对部分组织结构进行了一系列的简化,这可能会影响部分计算结果^[15-18],在后期模型验证中将计

划通过参数校准的方式来消除部分误差。

通过文献[19-22]得知,电子镇痛仪在实施理疗过程中,除了电效应外还有化学效应。在下一步模型修正中,将计划通过电场+电化学多物理场混合建模的方式构建多物理场,以求更加准确地分析电子镇痛仪完整的镇痛过程。

5 结论

本研究以电子镇痛仪抑制人体上臂肌肉酸痛为研究对象,结合生物解剖学、组织结构学;同时兼顾后期实验模体设计方便,建立具有手臂组织结构特性的简化模型。通过设计一对生理电极片,在电极片正负极分别注入载波频率为100 kHz、1 MHz、10 MHz,幅度为±20 mA的电流信号分析电子镇痛仪施加的电流信号在人体肌肉组织内的扩散情况。通过仿真分析发现,随着载波频率的不断增加,皮肤组织的集肤效应越来越明显,信号在电极接触处皮肤部分越来越集中,组织内部电流分布也越来越稀疏;在100 kHz时,随着离电极中心的通信距离越来越远,信号的幅度越来越小,信号在手臂内部信号扩散也变得越来均匀。通过分别注入100 kHz、1 MHz、10 MHz载波频率的电流信号,并分析手臂内部信号

的随 z 方向距离变化情况还发现,随着载波频率的增加,容积导体内部的扩散性也将失去一致性,靶向聚焦能力也将难以控制。接下来将结合仿真结果开展实验研究以及交流电电化疗研究,分析信号在手臂内部的传导机制研究;得出模型结果与实验结果之间的误差,并加以校准。

【参考文献】

- [1] Ko GW, Clarkson C. The effectiveness of acupuncture for pain reduction in delayed-onset muscle soreness: a systematic review[J]. *Acupunct Med*, 2020, 38(2): 63-74.
- [2] Guo JM, Li LJ, Gong YX, et al. Massage alleviates delayed onset muscle soreness after strenuous exercise: a systematic review and meta-analysis[J]. *Front Physiol*, 2017, 8: 747.
- [3] Ranchordas MK, Rogerson D, Soltani H, et al. Antioxidants for preventing and reducing muscle soreness after exercise: a cochrane systematic review[J]. *Brit J Sport Med*, 2020, 54(2): 74-78.
- [4] Mizumura K, Taguchi T. Delayed onset muscle soreness: involvement of neurotrophic factors[J]. *J Physiol Sci*, 2016, 66(1): 43-52.
- [5] Mangold S, Keller T, Curt A, et al. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 2005, 43: 1-13.
- [6] Shechter A, Serefoglu EC, Gollan T, et al. Transcutaneous functional electrical stimulation-a novel therapy for premature ejaculation: results of a proof of concept study[J]. *Int J Impot Res*, 2020, 32(4): 440-445.
- [7] Choi YA, Kim Y, Shin HI. Pilot study of feasibility and effect of anodal transcutaneous spinal direct current stimulation on chronic neuropathic pain after spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 2019, 57(6): 461-470.
- [8] Pun SH, Gao YM, Mak PU, et al. Quasi-static modeling of human limb for intra-body communications with experiments[J]. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2011, 15(6): 870-876.
- [9] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey[J]. *Phys Med Biol*, 1996, 41(11): 2231-2249.
- [10] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz[J]. *Phys Med Biol*, 1996, 41(11): 2251-2269.
- [11] Plonsey R, Heppner EB. Considerations of quasi-stationarity in electrophysiological systems[J]. *Bull Math Biophys*, 1967, 29(4): 657-664.
- [12] Seo H, Kim HI, Jun SC. The effect of a transcranial channel as a skull/brain interface in high-definition transcranial direct current stimulation-a computational study[J]. *Sci Rep*, 2017, 7: 40612.
- [13] Grossman N, Bono D, Dedic N, et al. Noninvasive deep brain stimulation *via* temporally interfering electric fields[J]. *Cell*, 2017, 169(6): 1029-1041.
- [14] Zhang S, Pun SH, Mak PU, et al. Experimental verifications of low frequency path gain (PG) channel modeling for implantable medical device (IMD)[J]. *IEEE Access*, 2019: 11934-11945.
- [15] Zhang S, Liu YH, Qin YP, et al. Experimental verification of human body communication path gain channel modeling for muscular-tissue characteristics[J]. *IEEE Access*, 2019: 122769-122783.
- [16] Makarov SN, Noetscher GM, Yanamadala J, et al. Virtual human models for electromagnetic studies and their applications[J]. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2017, 10: 95-121.
- [17] Wu T, Tan L, Shao Q, et al. Chinese adult anatomical models and the application in evaluation of RF exposures[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(7): 2075-2089.
- [18] Noetscher GM, Yanamadala J, Makarov SN, et al. Comparison of cephalic and extracephalic montages for transcranial direct current stimulation-a numerical study[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2014, 61(9): 2488-2498.
- [19] Liu SB, Wang ZF, Su YS, et al. A neuroanatomical basis for electroacupuncture to drive the vagal-adrenal axis[J]. *Nature*, 2021, 598(7882): 641-645.
- [20] Onuora S. Intensive electroacupuncture reduces OA pain[J]. *Nat Rev Rheumatol*, 2021, 17(1): 2.
- [21] Lee DY, Jiu YR, Hsieh CL. Electroacupuncture at Zusanli and at Neiguan characterized point specificity in the brain by metabolomic analysis[J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 10717.
- [22] Chavan SS, Tracey KJ. Regulating innate immunity with dopamine and electroacupuncture[J]. *Nat Med*, 2014, 20(3): 239-241.

(编辑:谭斯允)