

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.01.010

医学信号处理与医学仪器

## 基于中国数字人的经皮神经电刺激信号传导机制建模与分析

张双<sup>1,2,3</sup>, 王久江<sup>1</sup>, 余远昱<sup>1</sup>, 旷江明<sup>1</sup>, 徐晶<sup>1</sup>, 杨济宁<sup>1</sup>, 张涛<sup>2,3</sup>

1. 内江师范学院人工智能学院, 四川 内江 641112; 2. 电子科技大学生命科学与技术学院, 四川 成都 611731; 3. 电子科技大学高场磁共振脑成像四川省重点实验室, 四川 成都 611731

**【摘要】目的:**研究经皮神经电刺激(TENS)在实施肌肉刺激时信号在内部的传导情况,为理想刺激提供理论依据。**方法:**以中国数字人为数据基础,先使用Mimics软件完成组织分割与三维建模;考虑到多物理场有限元建模软件只能使用几何实体,接下来使用Geomagic软件完成组织的实体建模,得到组织的几何实体;最后将获得的几何实体在COMSOL Multiphysics 5.5中建模,并在频域环境下,通过注入20 mA的直流电信号分析信号在手臂中的传播机制。**结果:**由于皮肤存在集肤效应,信号主要集中在电极以及电极与皮肤的接触处,分析位置离电极中心位置越远,人体手臂内部感应电势越小,并且感应电势逐渐变为正电势。在手臂内部,骨骼不传导信号,但骨骼形状及数量会影响电流密度分布的均匀性。**结论:**在基于中国数字人的TENS信号传导模型中,传导距离越远,信号衰减越大;内部组织结构越复杂,信号分布也越不均匀。

**【关键词】**经皮神经电刺激;有限元模型;中国数字人;人体前臂;骨骼

**【中图分类号】**R318;Q42;Q64

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)01-0057-06

## Modeling and analysis of TENS signal transduction mechanism based on Chinese digital human

ZHANG Shuang<sup>1,2,3</sup>, WANG Jiujiang<sup>1</sup>, YU Yuanyu<sup>1</sup>, KUANG Jiangming<sup>1</sup>, XU Jing<sup>1</sup>, YANG Jining<sup>1</sup>, ZHANG Tao<sup>2,3</sup>

1. School of Artificial Intelligence, Neijiang Normal University, Neijiang 641112, China; 2. School of Life Science and Technology, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China; 3. High-Field Magnetic Resonance Brain Imaging Laboratory of Sichuan, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China

**Abstract: Objective** To study the internal signal transmission of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) during muscle stimulation, thereby providing theoretical basis for ideal stimulation. **Methods** Based on data of Chinese digital human, tissue segmentation and three-dimensional modeling were completed by Mimics software. Considering that multi-physical field finite element modeling software was available only for geometric entity, Geomatics software was used to carry out the entity modeling of the tissues and then obtain the geometric entity of the tissues. Finally, the obtained geometric entity was modeled in COMSOL Multiphysics 5.5, and the transmission mechanism of the signal in the arm was analyzed by injecting 20 mA DC signal in the frequency-domain environment. **Results** Due to skin effect, the signal was mainly concentrated in the electrode and the contact site between the electrode and the skin. The farther the analysis position was from the center of the electrode, the smaller the induced potential in the human arm was, and the induced potential gradually became positive potential. Bones did not conduct signals inside the arm, but the shape and number of bones affected the uniformity of current density distribution. **Conclusion** In the TENS signal transduction model based on Chinese digital human, the farther the conduction distance is, the greater the signal attenuation is; and the more complex the internal tissue structure is, the more heterogeneous the signal distribution is.

**Keywords:** transcutaneous electrical nerve stimulation; finite element model; Chinese digital human; human forearm; bone

**【收稿日期】**2021-11-15

**【基金项目】**国家自然科学基金(U19A2082);四川省科技计划项目(2019YJ0181, 22MZGC0086), 中国博士后科学基金面上项目(2020M683294);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】**张双, 博士, 博士后, 副研究员, 硕士生导师, 研究方向: 磁共振技术、体导通信技术、神经调控技术等, E-mail: zhangshuanghua1@126.com

## 前言

随着社会经济的不断发展,人们生活质量也在逐步提高,身体健康成为了人们的重大需求。运动不但可以增强人的身体素质,更重要的是能够促进人的身体健康。然而因为运动引起的获得性神经损伤患者群体数量也越来越多<sup>[1]</sup>,获得性损伤的康复治疗

疗成为人们关注的问题。

目前关于获得性神经损伤患者的康复治疗主要还是在药物的干预下辅以专业的康复训练。长时间服用康复性药物不但会降低药物的效果,还容易引起生理紊乱(如:失眠、记忆力减退)<sup>[1]</sup>。特别是在专业辅助康复理疗医生严重不足的情况下,会严重影响理疗效果、不利于病人康复。

经皮神经电刺激(TENS)神经调控技术通过人体手臂注入恒定、低强度的直流电信号<sup>[2-3]</sup>,以此来刺激肌肉<sup>[4-5]</sup>。该技术不但可以重新激活肌肉,提高肌肉的肌力,更重要的是该技术还可以消肿、止痛。这对运动损伤引起的获得性神经损伤是非常有用的。本文以数字人为基础,使用图像分割、三维重建、拟抄数的方法建立具有手臂几何特性的手臂模型<sup>[6-7]</sup>;通过向模型中注入±20 mA,载波频率为1 kHz~1 MHz的直流电信号,分析信号在手臂模型内部的传导机制,为TENS治疗获得性神经损伤提供依据。

1 模型基础

为了能有效完成模型的建立,同时也为了模型能够有效实施计算,在建模中,仅考虑主要组织对信号传递的影响,因此本研究的手臂模型中仅考虑皮肤、脂肪、肌肉、骨骼4种组织,在1 kHz~1 MHz频率范围内,组织的电导率与相对介电常数如表1所示<sup>[8-9]</sup>。

表1 组织电参数  
Table 1 Electrical parameters of tissues

组织	频率/	电导率 $\sigma/\text{c}\cdot\text{s}^{-1}$	相对介电常数 $\varepsilon_r$
皮肤	1 kHz	2.00e-4	1.14e3
	10 kHz	2.04e-4	1.13e3
	100 kHz	4.51e-4	1.12e3
	1 MHz	1.32e-2	9.91e2
脂肪	1 kHz	2.24e-2	2.41e4
	10 kHz	2.38e-2	1.09e3
	100 kHz	2.44e-2	9.29e1
	1 MHz	2.51e-2	2.72e1
肌肉	1 kHz	3.20e-1	4.30e5
	10 kHz	3.40e-1	2.60e4
	100 kHz	3.60e-1	8.10e3
	1 MHz	5.00e-1	1.80e3
骨骼	1 kHz	2.02e-3	2.07e3
	10 kHz	2.04e-3	5.22e2
	100 kHz	2.08e-3	2.27e2
	1 MHz	2.44e-3	1.45e2

TENS是无创电刺激技术,因此刺激信号电极位于模型表面,向模型内部注入电流信号。标准模型中,总的电荷密度为0;当刺激信号频率为1 kHz~1 MHz时,人体中绝大多数组织的电磁特性可以近似的看作是准静态电场<sup>[10]</sup>。

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:

$$\nabla\cdot(-\tilde{\sigma}\nabla\varphi(R))\approx 0$$
 (1)

其中, $\tilde{\sigma}$ 表示介质的复电导率 $\tilde{\sigma}=\sigma+ic_0\varepsilon_r$ , $R$ 表示曲面上点的极坐标位置, $\varphi$ 为导体内的感应电势。

1.2 注入电流控制

在电刺激神经调控系统中,系统通过电极注入直流电信号,因此信号源可以表示为:

$$\frac{\partial\varphi(R)}{\partial R_s}=\frac{\vec{J}_{\text{impressed}}}{\tilde{\sigma}}$$
 (2)

其中, $R_s$ 表示正负电极覆盖处的手臂模型不规则表面极坐标。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, $j$ 表示刺激电极注入的电流密度,且 $j=\frac{I}{s}$ ,其中 $I$ 表示注入电极的电流强度, $s$ 表示电极与模型的接触面面积,通过文献<sup>[11-12]</sup>得知,为了避免对人体组织造成损伤,并且让患者不会有明显的刺痛感,电流的取值范围为 $I\leq 20\text{ mA}$ <sup>[13-14]</sup>;  $s=(2\times 2)\text{ cm}^2$ 。

1.3 表面边界条件

在生物体表面,除电极覆盖外,其他任意位置的表面法向方向无电流信号<sup>[14-15]</sup>,因此可以得到模型表面的边界条件为:

$$\frac{\partial\varphi(R)}{\partial R_{(S-s)}}=0$$
 (4)

其中, $S$ 表示简化手臂模型全表面, $s$ 表示电极覆盖处手臂模型表面。

2 有限元模型建立

2.1 模型几何结构构建

以中国数字人影像数据集(第三军医大学)为建模数据基础,提取完整手臂所在的数据区域(肩部到胯部)影像数据为重建数据集(部分见图1);首先将所要重建的数据集导入到医学分割及重建软件(Materialise Mimics 17.0),获得三维影像数据,由于本文研究的焦点是信号在手臂内的传导情况,因此我们

以数字人右手作为研究区域,分离出右手数据;其次在获得右手数据后,根据图像灰度值分割的方法,从外向内分离出皮肤、脂肪、肌肉以及骨骼4部分。

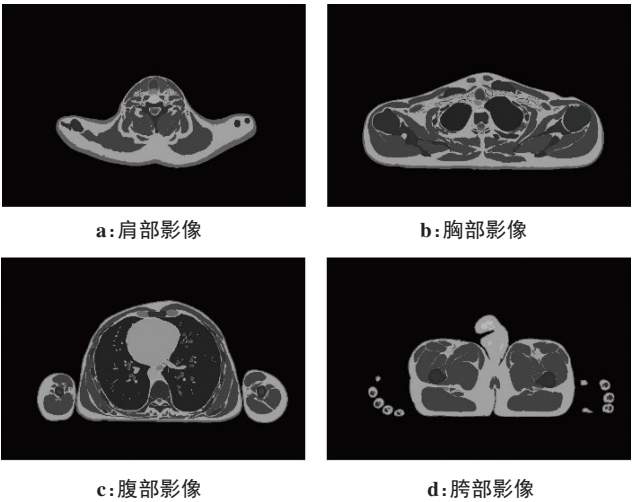


图1 手臂所在部分数字人影像数据

Figure 1 Digital human image data of the parts where the arm is located

将分离出的数据导入到拟抄数软件(Geomagic studio 2013)中,构建出建模的几何实体。将抄数完成的几何实体导入到多物理场仿真软件(COMSOL Multiphysics 5.5)中,作为建模分析的组织结构几何体,实施建模。在分析前,在上臂处分别建2个直径为1 cm,厚度为5 mm的方电极(与TENS刺激参数一致),作为电刺激信号源电极,见图2。

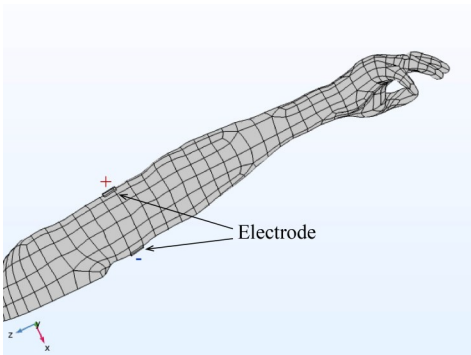


图2 基于数字人的手臂建模

Figure 2 Forearm modeling based on digital human

2.2 网格划分

考虑到模型中,如组织部分区域厚度小于1 mm,常规网格划分方法已经无法完成,为了保证模型计算的鲁棒性,同时保证模型在计算时,计算机能够提供足够的计算资源(内存,CPU占有率等),来完成模型计算,选用自由四面体网格实施划分,具体参数见表2。网格划分完成后效果图如图3所示。

表2 网格参数

Table 2 Mesh Parameters

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
用户控制网格	较细化	893031	213151	36774

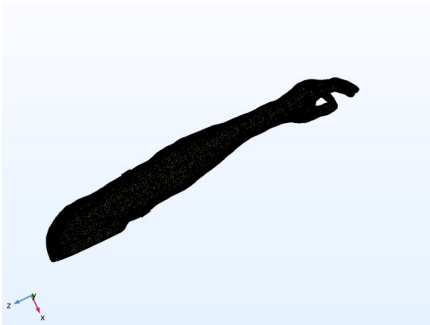


图3 网格划分效果图

Figure 3 Mesh generation

2.3 模型计算参数设定

通过信号电极两端分别向手臂模型注入± 20 mA的电流信号,以此来分析TNES系统中信号在手臂中的传递机制。在模型初始化状态里,简化模型各部分电势均为0,参数设置完成后在频域模式下,分析电流引起的物理场变化。

3 结果及分析

将设置完成的模型在多物理场仿真软件COMSOL Multiphysics 5.5 中执行计算(CPU: Intel(R) Core(TM) i7-8750H CPU@2.20G Hz 2.21 GHz; 内存: 96.0 GB; 系统: 64 位 Windows 10),用时 128 s 得出以下结果(图4~图8)。从图4可以看出,皮肤的阻抗较大,在高频信号往人体内部注入时,由于皮肤的集肤效应,大部分信号将集中在人体电极以及电极与皮肤的接触面上,结合电极中心所在连线电流密度(图5)和电势分布(图6)分析发现,皮肤的集肤效应导致信号在电极区域的皮肤层处出现了沿着中心点向外围方向由小到大的趋势,当信号穿透皮肤层后,由于脂肪层与肌肉层有较好的传导特性,信号在此变化趋势比较平缓,越往中间正负电信号相互作用,越趋近于0(图6)。同时从图5还发现,骨骼是没有电流分布的,这是由于手臂骨骼信号传导性极差,几乎不导电引起的。

通过分析图7、图8可以看出,随着分析位置离电极中心位置越来越远,人体手臂内部感应电势也越小,并且感应电势逐渐变为正电势。同时由于骨骼不传导信号,脂肪层信号传导能力较差;因此信号主要在肌肉内传播。同时,分析图7还发现,从d=0 cm到d=4 cm,骨骼截面形状由近似圆形变成了不规则图形;且从整个

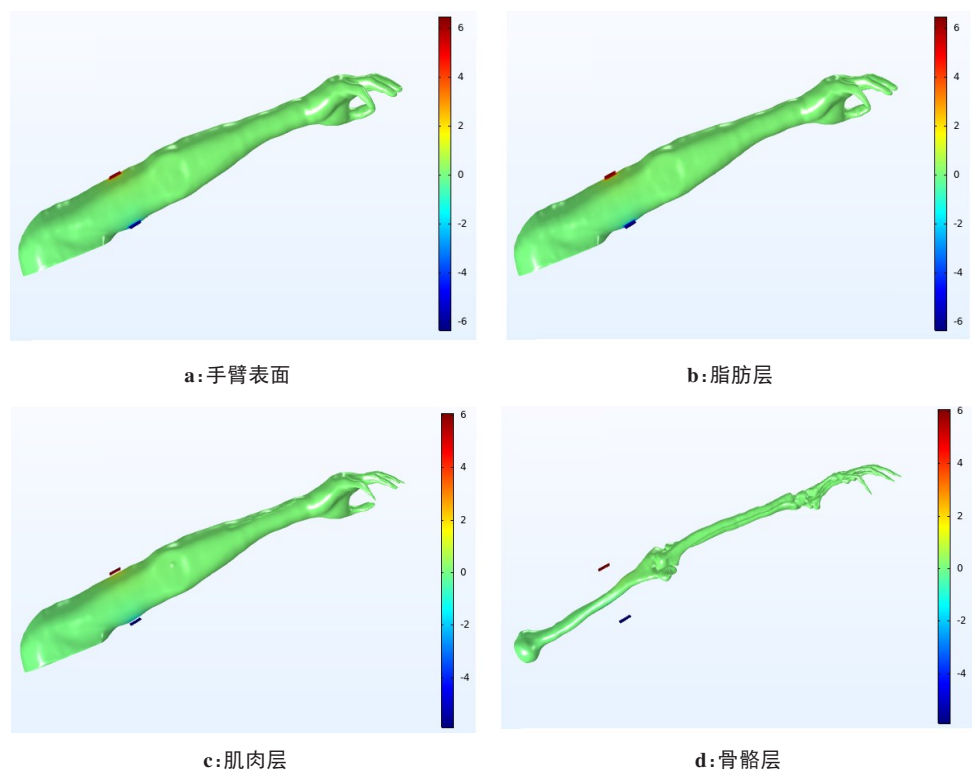


图 4 电势空间分布图

Figure 4 Spatial distributions of the potential

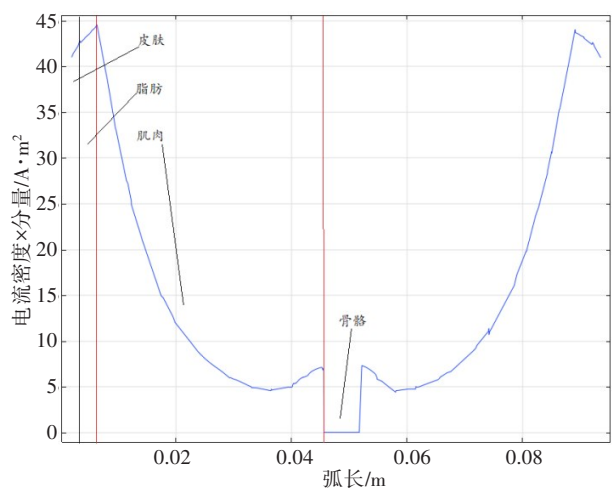


图 5 电极中心所在连线电流密度分布

Figure 5 Current density distribution of the connecting line where the electrode center is located

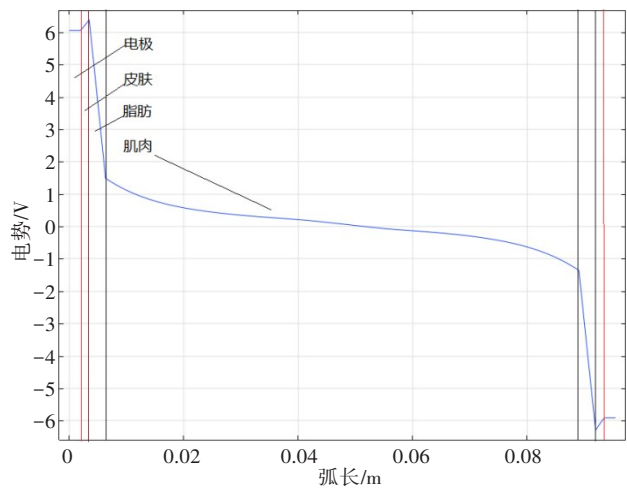


图 6 电极中心所在连线电势分布

Figure 6 Potential distribution of the connecting line where the electrode center is located

图 7 来看,骨骼在数量上从上臂的一根支撑骨变为前臂的两根支撑骨,在截面上电流密度分布均发生了极大的变化,充分说明了骨骼形态、数量都会影响手臂内部信号分布。此外分析图 7 还发现,关节连接处虽然依然有骨骼,但是由于骨骼在此处不连续,较少信号能在关节缝隙中传导( $d=10、11\text{ cm}$ )。

4 讨论

为了保证模型能够正确计算,在建模处理时,会

对部分较薄的组织进行一些加厚处理,可能会影响部分计算结果<sup>[16-18]</sup>,在未来将继续开展厚度校准对模型的影响分析。在几何建模中,由于部分较小的组织在内部不连续,从而导致几何实体无法形成<sup>[16-19]</sup>,本文处理的方式为将较小尖锐不连续组织去除或合并到其他组织,对模型精度影响尚未分析。由于数据集的影响,本模型没有建立手臂内部的神经组织<sup>[22]</sup>,这为神经反馈研究带来了一定的困难,未来将继续深入开展该模式研究。TNES 系统中,除了直流刺激外,交

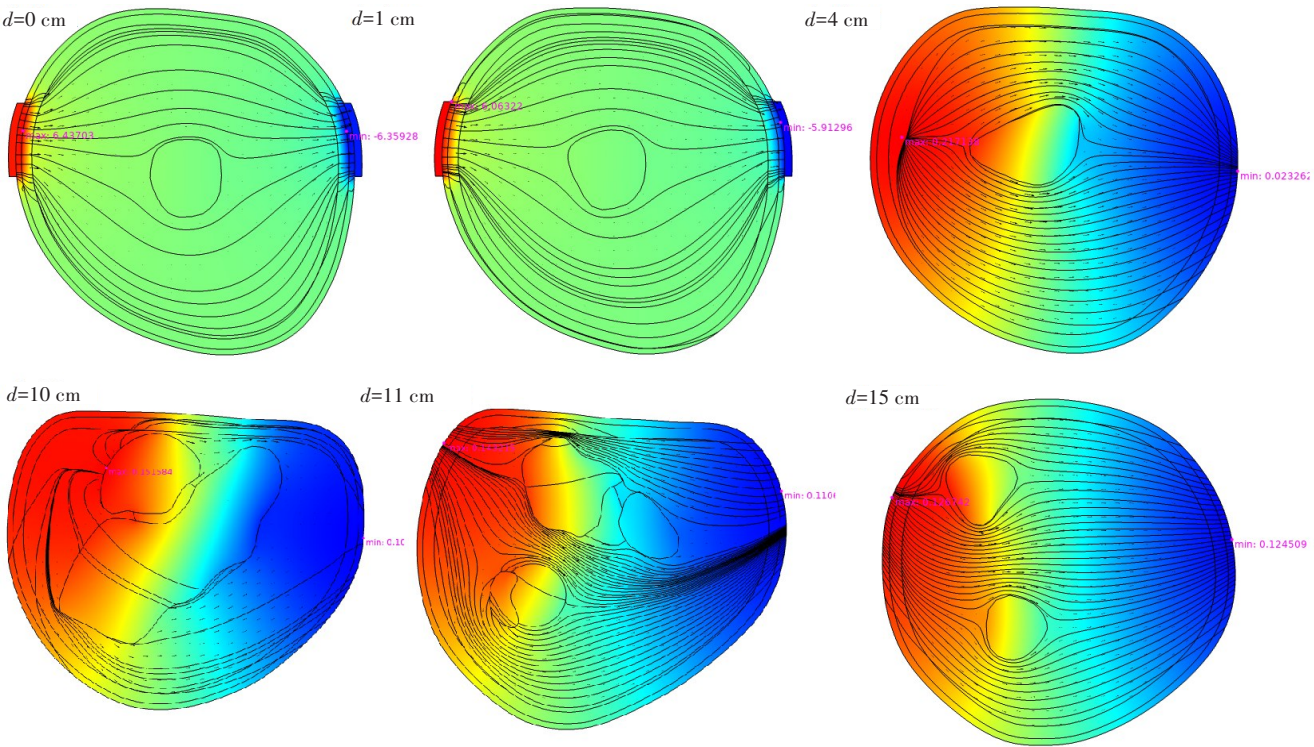
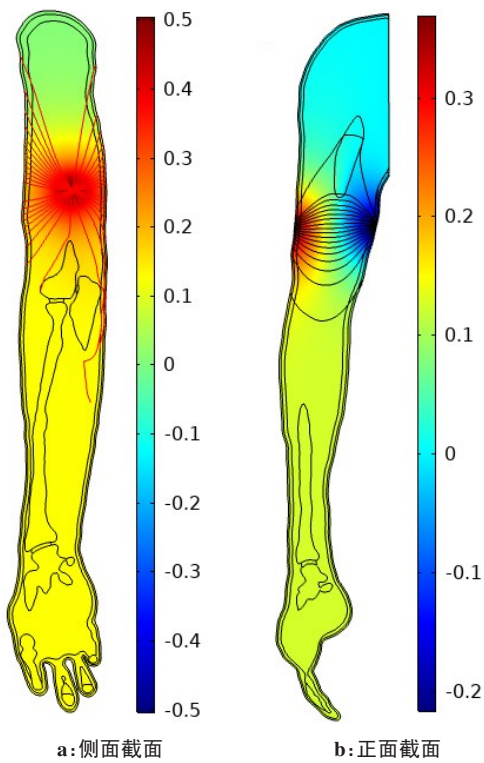


图7 手臂截面电流密度及电势分布图

Figure 7 Current density and potential distributions of arm sections

$d=0$  表示电极中心所在位置,  $d=1$  cm 表示电极边缘所在位置,  $d=4, 10, 11, 15$  cm 表示距离电极中心 4、10、11、15 cm 截面, 其中  $d=11$  cm 特指关节中心位置



a: 侧面截面                      b: 正面截面

图8 不同的侧面电势电流密度分布图

Figure 8 Potential and current density distributions of different lateral sections

流刺激效果也很理想<sup>[21-22]</sup>, 未来将继续开展交流电刺激方面的研究。

5 结 论

本文以 TENS 信号传导机制为研究对象, 以中国数字人为数据基础, 结合图像分割、三维重建、拟抄数技术获得基于中国数字人的右手手臂几何结构模型。将模型导入到有限元仿真软件中, 通过有限元建模的方法, 建立了 TENS 信号传导理论模型, 以此来分析信号在人体手臂内的传导情况。通过分析发现, 由于皮肤存在集肤效应, 信号主要集中在电极以及电极与皮肤的接触处, 分析位置离电极中心位置越远, 人体手臂内部感应电势越小, 并且感应电势逐渐变为正电势。骨骼在手臂内部不传导信号, 但骨骼形状及数量会影响电流密度分布的均匀性。下一步我们将结合仿真结果开展实验研究以及交流电刺激研究, 分析信号在手臂内部的传导机制研究。

【参考文献】

[1] KELLER A, SINGH G, SOMMERFELD J H, et al. Noninvasive spinal stimulation safely enables upright posture in children with spinal cord injury[J]. Nat Commun, 2021, 12: 5850.

[2] CHOI Y S, HSUEH Y Y, KOO J, et al. Stretchable, dynamic covalent polymers for soft, long-lived bioresorbable electronic stimulators designed to facilitate neuromuscular regeneration[J]. Nat Commun, 2020, 11: 5990.

[3] SHECHTER A, SEREFOGLU E C, 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.

- [4] SCANGOSK W, MAKHOULG S, SUGRUE L, et al. State-dependent responses to intracranial brain stimulation in a patient with depression [J]. Nat Med, 2021, 27(2): 1-3.
- [5] BRUNONI A R, MOFFA A H, FREGNIF, et al. Transcranial direct current stimulation for acute major depressive episodes: meta-analysis of individual patient data [J]. Brit J Psychiat, 2016, 208(6): 522-531.
- [6] WILK L S, EDELMAN G J, ROOSM, et al. Individualised and non-contact post-mortem interval determination of human bodies using visible and thermal 3D imaging [J]. Nat Commun, 2021, 12: 5997.
- [7] LI J M, DONG Y H, PARK J H, et al. Body-coupled power transmission and energy harvesting [J]. Nat Electron, 2021, 4(7): 530-538.
- [8] GABRIEL C, GABRIEL S, CORTHOUT E. The dielectric properties of biological tissues: I.Literature survey [J]. Phys Med Biol, 1996, 41 (11): 2231-2249.
- [9] GABRIEL S, LAU R W, 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): 2251-2261.
- [10] PLONSEY R, HEPPNER E B. Considerations of quasi-stationarity in electrophysiological systems [J]. Bull Math Biophys, 1967, 29: 657-664.
- [11] SEO H, KIM D, JUNS C. 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.
- [12] GROSSMAN N, BONO D, DEDIC N, et al. Noninvasive deep brain stimulation *via* temporally interfering electric fields [J]. Cell, 2017, 169: 1029-1041.
- [13] ZHANG S, PUN S H, MAK P U, et al. Experimental verifications of low frequency path gain channel modeling for implantable medical device (IMD) [J]. IEEE Access, 2019(7): 11934-11945.
- [14] ZHANG S, LIU Y H, QIN Y P, et al. Experimental verification of human-limb channel modeling for muscular-tissue characteristics [J]. IEEE Access, 2019(7): 122769-122783.
- [15] PUN S H, GAO Y M, MAK P U, et al. Quasi-static modeling of human limb for intra-body communications with experiments [J]. IEEE Trans Technol Biomed, 2011, 15(6): 870-876.
- [16] MAKAROV S N, NOETSCHER G M, 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, SHAO Q, ZHANG C, 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 G M, YANAMADALA J, MAKAROV S N, et al. Comparison of cephalic and extracephalic montages for transcranial direct current stimulation-a numerical study [J]. IEEE Trans Biol Med Eng, 2014, 61(9): 2488-2498.
- [19] HUANG Y, PARRA L C, HAUF S. The New York Head-a precise standardized volume conductor model for eeg source localization and tes targeting [J]. NeuroImage, 2016, 140: 150-162.
- [20] STRZYZ P. Shaping the human brain [J]. Nat Rev Mol Cell Biol, 2021, 22: 304-305.
- [21] HSIEH C M, LIN W C, PENG. et al. Shoulder transcutaneous electric nerve stimulation decreases heart rate *via* potentiating vagal tone [J]. Sci Rep, 2021, 11: 19168.
- [22] ASAMOAH B, KHATOUN A, MC LAUGHLIN M. tACS motor system effects can be caused by transcutaneous stimulation of peripheral nerves [J]. Nat Commun, 2019, 10: 266.

(编辑:薛泽玲)