

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2024.01.011

非侵入式盆底电刺激治疗仪的有效性与安全性研究

沈天成, 高翔宇, 牛金海
(上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200240)

【摘要】目的 通过与侵入式盆底电刺激治疗仪进行对比, 研究非侵入式盆底电刺激治疗仪的有效性与安全性。方法 在 COMSOL 多物理场仿真软件中构建盆底部位的三维仿真模型, 改变刺激电压的频率和幅值, 进行多组电流密度分布仿真, 结合离体组织实验进行有效性与安全性评价。**结果和结论** 非侵入式盆底电刺激能够通过增加刺激脉冲电压的幅值和频率达到与侵入式盆底电刺激治疗仪相近的盆底肌刺激效果, 增加电极数量对刺激效果也具有提升作用。在电极刺激部位垫湿巾或涂导电膏能避免电烧伤并提升刺激效果。**创新之处** 关于非侵入式盆底电刺激治疗的有效性与安全性目前缺乏研究论证, 该研究表明非侵入式盆底电刺激具有潜在的临床应用前景, 可以为后续的临床研究提供参考。

【关键词】 盆底功能障碍; 盆底电刺激; 非侵入式; 有限元仿真

【中图分类号】 R318

【文献标志码】 A

文章编号: 1674-1242 (2024) 01-0075-07

Study on the Effectiveness and Safety of Non-invasive Pelvic Floor Electrical Stimulation Therapy Instruments

SHEN Tiancheng, GAO Xiangyu, NIU Jinhai
(School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

【Abstract】Objective To study the effectiveness and safety of non-invasive pelvic floor electrical stimulation therapy instruments comparing with invasive ones. **Methods** The 3D simulation model of the pelvic floor was constructed in COMSOL Multiphysics simulation software, and the frequency and amplitude of the stimulation voltage were changed to simulate the distribution of multiple groups of current density, and the effectiveness and safety were evaluated in combination with in vitro tissue experiments. **Results and Conclusion** Non-invasive pelvic floor electrical stimulation can achieve the pelvic floor muscle stimulation effect similar to that of invasive pelvic floor electrical stimulation therapy instruments by increasing the amplitude and frequency of the stimulation voltage. Placing wet wipes or applying conductive ointment at the stimulation site can avoid electric burns and improve the stimulation effect. **Innovation** The effectiveness and safety of non-invasive pelvic floor electrical stimulation therapy instruments are currently lacking research evidence. This study indicates that non-invasive pelvic floor electrical stimulation has potential clinical application prospects and can provide reference for subsequent clinical research.

【Key words】 Pelvic Floor Dysfunction; Pelvic Floor Electrical Stimulation; Non-invasive; Finite Element Simulation

收稿日期: 2023-08-27。

作者简介: 沈天成 (2000—), 男, 上海市人, 本科生, 从事生物医学工程研究。

通信作者: 牛金海, 男, 副研究员, 电话 (Tel.): 13651621236, 邮箱 (E-mail): jhniu@sjtu.edu.cn。

0 引言

盆底肌指封闭骨盆底的肌肉群，支撑盆腔脏器的正常位置以维持其正常生理功能。盆底功能障碍性疾病常见于老年人、产后妇女和接受过前列腺癌手术的男性，包括各种类型的疾病，如盆腔器官脱垂、性功能障碍、压力性尿失禁、慢性盆腔疼痛等^[1]。研究表明，55.3%的孕妇存在应激性尿失禁问题^[2]，而在接受过根治性前列腺切除术的男性中，有 65% 存在尿失禁情况，持续时间最长可达 5 年^[3]。

侵入式盆底电刺激治疗仪是目前临床上常用的盆底电刺激治疗设备，电极刺激部位为阴道或直肠的侧壁。非侵入式盆底电刺激治疗仪的电极刺激部位是大腿根部内侧或背部的皮肤，能够减轻患者在治疗过程中的不适感。通过侵入式盆底电刺激治疗仪治疗盆底功能障碍的有效性与安全性已在临床上得到广泛证实^[4,5]，而目前缺少关于非侵入式盆底电刺激治疗仪有效性与安全性的研究论证。本文通过在有限元仿真中将两种盆底电刺激方式进行对比，并结合离体组织实验，对非侵入式盆底电刺激治疗仪的有效性与安全性进行了研究。

1 实验方法及材料

1.1 盆底电刺激仿真模型构建

本研究中的模型构建与仿真计算均在 COMSOL 多物理场仿真软件中进行。

把人体的一部分躯干近似看作一个长半轴 15cm、短半轴 10cm、高 20cm 的椭圆柱。在椭圆柱底部中心移除一个直径 2cm、高 12cm 的圆柱，代表阴道 / 直肠。将椭圆柱由外向内分为厚 0.2mm 的表皮层、厚 1.8mm 的真皮层、厚 2cm 的脂肪层和内部的肌肉部分。在圆柱形空腔的内壁构建厚 2mm 的黏膜层。

为了在仿真实验中更直观地确定盆底肌的位置，需要在模型中画出盆底肌的位置范围。盆底肌是由会阴浅横肌、会阴深横肌、括约肌、肛提肌等肌肉组成的肌群。肛提肌由髂骨尾骨肌、耻骨直肠肌、耻骨尾肌共同组成，为一对四边形薄扁肌，左右联合成漏斗状^[6]。将一个 a 半轴 8cm、 b 半轴 6cm、 c 半轴 6cm 的椭球截取下半部分，并以截面作为移除面做壁厚 3mm 的抽壳操作，得到一个半

椭球壳，代表以肛提肌为主的盆底肌肉。其中， a 半轴平行于 X 轴， b 半轴平行于 Y 轴， c 半轴平行于 Z 轴。将半椭球壳与仿真模型中代表肌肉的域做交集操作，得到的域代表盆底肌所在位置，半椭球壳底部的高度为 4cm。盆底电刺激仿真模型及盆底肌所在位置如图 1 所示。盆底电刺激仿真模型中不同组织区域的划分如图 2 所示。

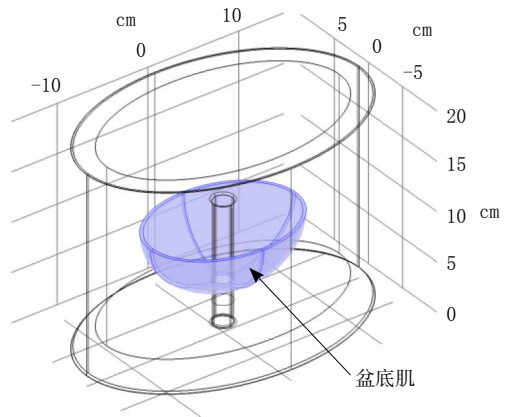


图 1 盆底电刺激仿真模型及盆底肌所在位置
Fig.1 Pelvic floor simulation model and the location of pelvic floor muscles

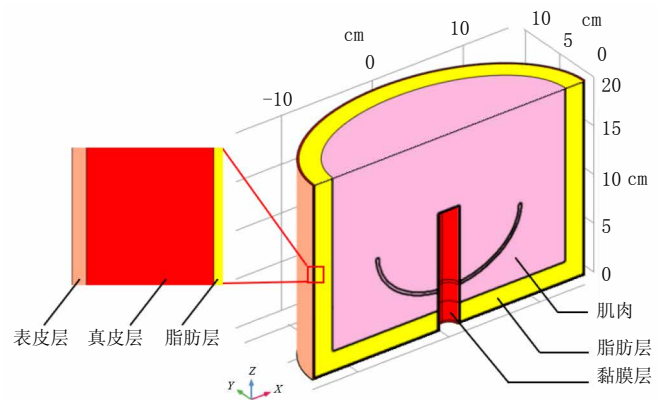


图 2 盆底电刺激仿真模型中不同组织区域的划分
Fig.2 Regional division of different tissues in pelvic floor simulation model

在盆底仿真模型中添加电极。一对侵入式电极紧贴阴道 / 直肠内壁，高 4cm，厚 1mm，弧度为 90°，电极底部位置的高度为 3cm。一对底部非侵入式电极位于椭圆柱底部中心两侧，上表面紧贴椭圆柱下表面，为长 2cm、宽 2cm、厚 2mm 的长方体，电极中心与椭圆柱底部中心的水平距离为 3cm。背部电极紧贴椭圆柱侧表面，高 2cm，宽 2cm，厚

2mm, 电极中心高度为4cm。盆底电刺激仿真模型中电极所在位置如图3所示。

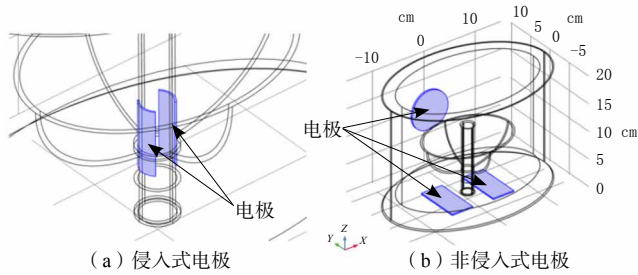


图3 盆底电刺激仿真模型中电极所在位置

Fig.3 The location of electrodes in the pelvic floor simulation model

肌肉、脂肪及皮肤等组织的实际参数较为复杂,在盆底电刺激仿真模型中用均匀材料代替,导电方面具有各项同性,不考虑人体内电阻随外加刺激电压频率的变化,使用电极电压频率所对应的各组织的电导率和相对介电常数参数^[7,8]。通过对盆底电刺激治疗仪电极电压的测量,可以得到刺激脉冲频率。本研究中所使用的两电极盆底电刺激治疗仪产生的尖脉冲频率约为80kHz,三电极盆底电刺激治疗仪产生占空比为50%的方波脉冲,刺激脉冲频率约为1667Hz。

黏膜由上皮组织和结缔组织组成,其组织结构与真皮组织相似,因此在盆底电刺激仿真模型中用真皮的导电特性参数作为黏膜的参数。本研究中采用手动设置电极表面电势的方法进行仿真计算,因此电极的电导率和相对介电常数参数对实验结果没有影响,此处用20℃下18Cr-8Ni型不锈钢的电导率作为电极的电导率,相对介电常数设为一个较大值。

盆底电刺激仿真模型中各材料的电导率和相对介电常数如表1所示。

表1 盆底电刺激仿真模型中各材料的电导率和相对介电常数

Tab.1 Conductivities and relative permittivities of each material in the simulation model of pelvic floor electrical stimulation

材料	电导率 (80kHz) /(S/m)	电导率(1667Hz) /(S/m)	相对介电常数 (80kHz)	相对介电常数 (1667Hz)
表皮	7×10^{-4}	5×10^{-5}	2×10^3	2×10^3
真皮	0.3	0.2	3×10^4	2×10^5
脂肪	0.05	0.01	27	10^4
肌肉	0.4	0.4	2×10^3	3×10^5
黏膜	0.3	0.2	3×10^4	2×10^5
电极	1.45×10^6	1.45×10^6	10^6	10^6

构建自由四面体网格,序列类型选择物理场控制网格,单元大小选择细化,以侵入式盆底电刺激三维仿真模型为例,共构建四面体单元768188个,最小单元质量为0.00991,平均单元质量为0.5308。

1.2 离体组织实验环境及材料

实验材料包括嘉芬(JOVAR)非侵入式盆底电刺激治疗仪、离体猪肉组织、湿巾、数字示波器、导线、探针。实验所使用的盆底电刺激治疗仪为研发样机。

2 实验结果

2.1 非侵入式盆底电刺激治疗仪的有效性分析

2.1.1 电刺激有效性判定标准的选择

本研究主要讨论电流强度对刺激效果的影响,用人体组织模型中某点的电流密度来表示该点受到的电刺激强度,以进行刺激效果的评价。

侵入式盆底电刺激治疗仪目前已广泛投入市场,且相关临床研究数量较多,其电刺激效果已得到临床验证。由于没有一个能产生有效神经肌肉电刺激的电流密度的阈值,本研究将在侵入式电刺激仿真结果的基础上选定电流密度阈值作为非侵入式电刺激有效性的判定标准。常见的侵入式盆底电刺激治疗仪采用方波刺激的电刺激方式,因此选择1667Hz作为仿真中的侵入式电极刺激脉冲频率。仿真中的电极电压设置对应实际治疗中的刺激脉冲电压峰值。

将盆底电刺激仿真模型中材料的电导率设置为刺激脉冲频率1667Hz对应的数值,将两个侵入式电极的表面电势分别设置为0V和15V。在侵入式电极的刺激下,盆底肌中电流密度的变化幅度较大,靠近电极的区域电流密度最大可达 276.03A/m^2 。通过体积积分计算出电流密度大于 3A/m^2 的区域[见图4(a)]的体积为 62.417cm^3 ,占盆底电刺激仿真模型体积的80.17%。该结果表明,在侵入式电极15V的电极电压刺激下,盆底肌的大部分区域电流密度大于 3A/m^2 。后续将以 3A/m^2 为电流密度阈值划定非侵入式电刺激下盆底肌区域的有效刺激范围。

2.1.2 非侵入式盆底电刺激治疗仪电刺激效果分析

将盆底电刺激仿真模型中材料的电导率设置为刺激脉冲频率1667Hz对应的数值,将两个底部非

侵入式电极的表面电势分别设置为 0V 和 15V 进行仿真计算，通过体积分计算得到盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域 [见图 4 (b)] 的体积为 0。当将正极电压增加到 120V 时，盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域的体积为 $1.614\ 1cm^3$ ，占盆底电刺激仿真模型体积的 2.07%。若要使盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域达到 80% 以上，正极电压需增加到 379V。

将两个底部非侵入式电极的表面电势设置为 0V，将背部电极的表面电势设置为 15V 进行仿真计算，通过体积分计算得到盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域的体积为 0 [见图 4 (c)]。当将正极电压增加到 90V 时，盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域的体积为 $1.268\ 2cm^3$ ，占盆底电刺激仿真模型体积的 1.63%。若要使盆底肌部分电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域达到 80% 以上，正极电压需增加到 263V。

以上结果表明，当刺激脉冲频率为 1 667Hz 时，非侵入式电刺激在盆底肌区域的刺激效果不理想，达到与侵入式电刺激相同的刺激效果所需的刺激脉冲电压高达数百伏，可能会对受刺激部位造成损伤。从电刺激的安全性、患者的耐受程度及治疗设备产生较高电压的能力来看，在保持刺激脉冲频率不变的情况下，通过增加刺激脉冲电压来提升非侵入式电刺激治疗仪的肌肉刺激效果是不合理的。

将仿真模型中材料的电导率设置为刺激脉冲频率 80kHz 对应的数值，将两个底部非侵入式电极的表面电势分别设置为 0V 和 15V，计算出电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域 [见图 4 (d)] 的体积为 $9.694\ 6cm^3$ ，占盆底电刺激仿真模型体积的 15.45%。该结果表明，在刺激脉冲电压相同的情况下，将刺激脉冲频率从 1 667Hz 提高到 80kHz 可以显著提升非侵入式电极对盆底肌的电刺激效果，原因可能在于表皮组织的电导率随刺激脉冲频率的提高而增大。与 15V、1 667Hz 侵入式电刺激的结果相比，在刺激脉冲电压相同的情况下，80kHz 非侵入式两电极对盆底肌的刺激效果不如侵入式电极，但通过增加电极电压有望使其达到与侵入式电极相近的效果。

将盆底电刺激仿真模型中材料的电导率设置为刺激脉冲频率 80kHz 对应的数值，将两个底部非侵入式电极的表面电势均设置为 0V，将背部电极的表面电势设置为 15V，计算得到盆底肌模型中电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域 [见图 4 (e)] 的体积为 $25.377cm^3$ ，占盆底电刺激仿真模型体积的 31.31%。该结果表明，在刺激脉冲电压和频率相同的情况下，非侵入式三电极对盆底肌的刺激效果优于非侵入式两电极。同样，在刺激脉冲电压相同的情况下，80kHz 非侵入式三电极刺激的效果不如 1 667Hz 侵入式电极，可以尝试通过增加刺激脉冲电压提升刺激效果。

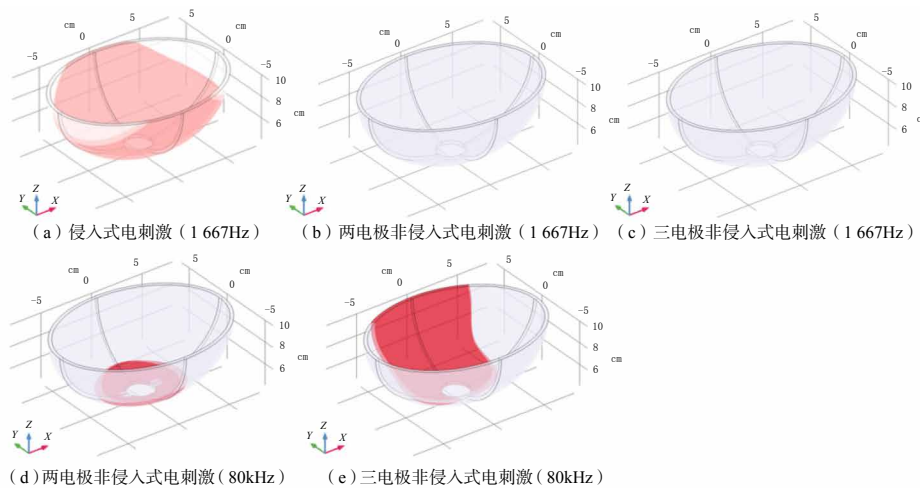


图 4 电极电压为 15V 时不同电刺激模式下盆底肌中电流密度大于 $3A/m^2$ 的区域 (红色部分)
 Fig. 4 Areas with current density greater than $3A/m^2$ in pelvic floor muscles under different electrical stimulation modes with electrode voltage of 15V (red)

在侵入式电刺激、两电极非侵入式电刺激、三电极非侵入式电刺激的仿真中,以1V为步长增加电极电压,得到盆底电刺激仿真模型中电流密度大于 $3\text{A}/\text{m}^2$ 的区域的体积与刺激脉冲电压之间的关系,如图5所示。

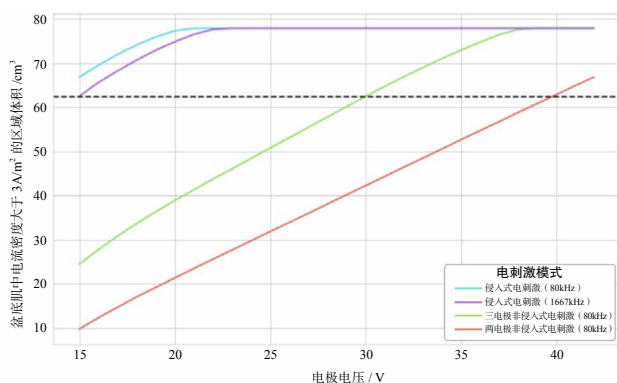


图5 盆底肌中电流密度大于 $3\text{A}/\text{m}^2$ 的区域的体积与刺激脉冲电压之间的关系

Fig.5 The relationship between the volume of the area with a current density greater than $3\text{A}/\text{m}^2$ in the pelvic floor muscles and the electrode voltage

盆底电刺激仿真模型中电流密度大于 $3\text{A}/\text{m}^2$ 的区域的体积随刺激脉冲电压的增加而增大,表明增加刺激脉冲电压能够提升对肌肉的电刺激效果。对侵入式电刺激来说,刺激脉冲频率从1667Hz提高到80kHz对盆底肌刺激效果提升有限,原因可能在于电极刺激部位的黏膜组织电导率随刺激脉冲频率的变化没有表皮组织大。在刺激脉冲电压和频率均相同的情况下,三电极非侵入式电刺激的效果优于两电极非侵入式电刺激。

当将两电极非侵入式电极的刺激脉冲电压(80kHz)提高到40V时,盆底电刺激仿真模型中电流密度体积 $3\text{A}/\text{m}^2$ 的区域的体积为 62.759cm^3 ;当将三电极非侵入式电极的刺激脉冲电压(80kHz)提高到30V时,盆底电刺激仿真模型中电流密度大于 $3\text{A}/\text{m}^2$ 的区域的体积为 62.366cm^3 。在这两种情况下,均能达到与侵入式电极刺激脉冲电压(1667Hz)为15V时(62.417cm^3)的盆底肌刺激效果。

2.2 盆底电刺激治疗仪的安全性分析

本研究的盆底电刺激安全性分析主要讨论电极刺激部位皮肤烧伤。电极与人体组织接触的部分周

围会产生较大的电流密度。当侵入式电极刺激脉冲频率为1667Hz、幅值为15V时,产生的电流密度最大为 $959.56\text{A}/\text{m}^2$,位于黏膜层,电流密度较大的部分集中在靠近电极边缘的区域。尽管增加电极电压会提高组织中的最大电流密度,非侵入式电极刺激产生的最大电流密度仍小于侵入式电极。当非侵入式三电极刺激脉冲频率为80kHz、幅值为30V时,产生的最大电流密度为 $149.87\text{A}/\text{m}^2$,位于真皮层,电流密度较大的部分集中在靠近电极边缘的区域。当非侵入式两电极刺激脉冲频率为80kHz、幅值为40V时,产生的最大电流密度为 $166.75\text{A}/\text{m}^2$,位于真皮层,电流密度较大的部分集中在靠近电极边缘的区域。

如果将皮肤或黏膜组织暴露于电流中,可能会由于电流的热效应导致损伤,损伤的严重程度取决于电流的强度、表面积的大小和暴露时间的长短。皮肤电烧伤一般分为3度:Ⅰ度,灼伤部位轻度变红,表皮受伤;Ⅱ度,皮肤大面积烫伤,烫伤部位出现水泡;Ⅲ度,肌肉组织深度灼伤,皮下组织坏死,皮肤烧焦。Ⅰ度电烧伤需要暴露在 $20000\text{A}/\text{m}^2$ 的电流下至少20s,而Ⅱ度和Ⅲ度烧伤需要至少暴露在 $75000\text{A}/\text{m}^2$ 的电流下^[9]。

仿真实验中产生的组织中最大电流密度远小于造成Ⅰ度烧伤所需的电流密度大小,且盆底电刺激治疗仪采用脉冲电刺激,最大电极电压持续的时间不超过1ms,因此可以初步判断侵入式盆底电刺激治疗仪和非侵入式盆底电刺激治疗仪在正常使用的情况下均不会造成皮肤电烧伤。

减小电极与受刺激部位组织之间的接触面积,组织中产生的最大电流密度会提高。当电极刺激部位的皮肤或黏膜不平整或电极本身有缺陷(如凹陷、划痕等)时,电极与受刺激部位不能紧密地接触,导致电流不能均匀地流过,而是集中于一点或几点,可能在受刺激部位表面产生刺痛感,严重时会产生灼伤。使用侵入式电极时经常使用导电膏,先在电极片上均匀地涂抹导电膏,再将探头伸入体内。使用非侵入式电极时也可以使用导电膏,或者采用在电极与受刺激部位之间垫一层湿巾的方式来避免造成电烧伤。

2.3 离体组织电刺激实验与仿真

2.3.1 离体组织受到电刺激时的电压分布

将一块长条形猪肉离体组织表皮朝下置于垫有湿巾的三电极盆底电刺激治疗仪的金属电极片上，其上放置另一块较小的猪肉离体组织，表皮朝向外侧。将三电极盆底电刺激治疗仪的电极贴片贴于较小猪肉离体组织的表皮上，开启盆底电刺激治疗仪，

使其处于工作状态，将数字示波器探针的接地夹夹在电极贴片上，用探针对电极片和猪肉离体组织表面各点的刺激脉冲电压峰值进行测量，结果如图 6 所示。

2.3.2 离体组织实验与仿真比较

在 COMSOL 物理场仿真软件中构建一个长 22cm、宽 7cm、高 3.1cm 的长方体和一个长 8cm、

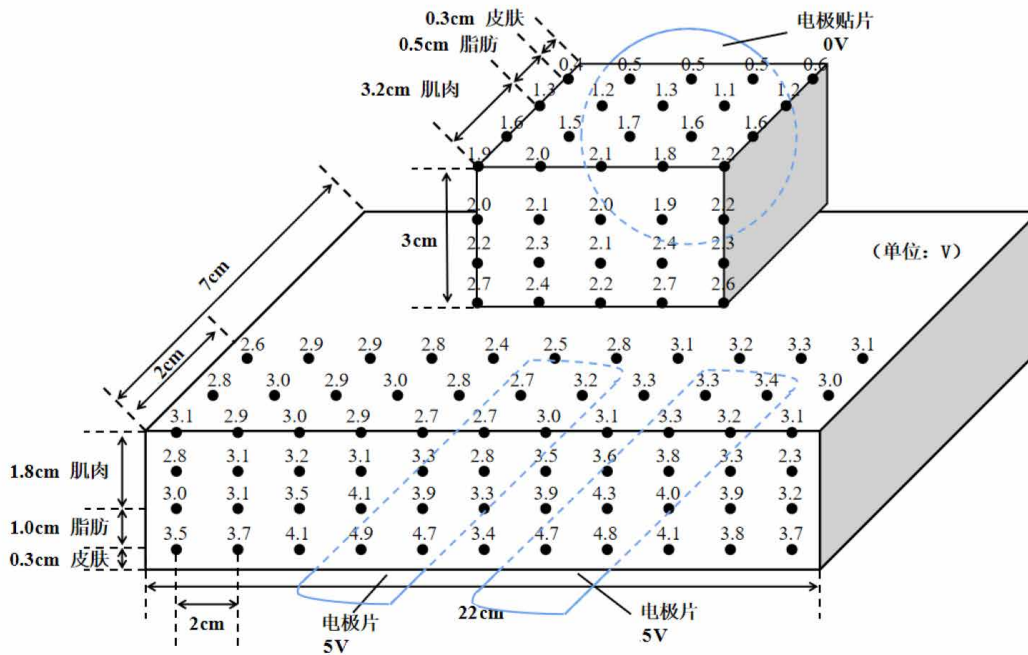


图 6 在三电极盆底电刺激治疗仪的刺激下猪肉组织表面各点的电压峰值

Fig.6 Peak voltages at various points on the surface of the pork tissue under the stimulation of the two electrode pelvic floor electrical stimulation therapy instrument

宽 4cm、高 3cm 的长方体代表猪肉离体组织。将较大的长方体由上至下分为肌肉（厚 1.8cm）、脂肪（厚 1cm）、真皮（厚 0.27cm）和表皮（厚 0.03cm）4 个部分。将较小的长方体由前至后分为肌肉（厚 3.2cm）、脂肪（厚 0.5cm）、真皮（厚 0.27cm）和表皮（厚 0.03cm）4 个部分。将模型中各材料的电导率设置为刺激脉冲频率 1 667Hz 对应的数值。底部构建两个长方体代表金属电极，表面电势设置为 5V；圆形电极代表电极贴片，表面电势设置为 0V；电极均与表皮相贴。在与实际测量位置相同的点设置测量电势的域点探针。通过软件计算在两电极刺激下的电势分布情况，如图 7 所示。

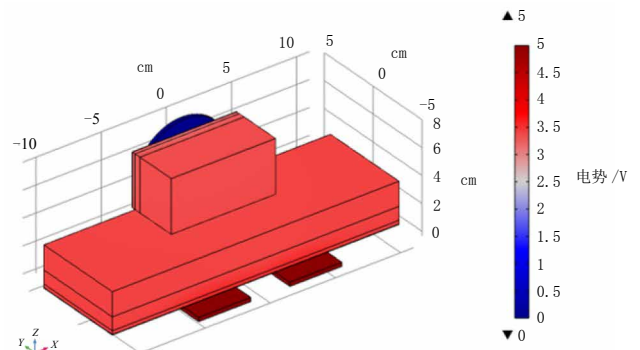


图 7 猪肉组织模型在三电极刺激下的电势分布情况

Fig.7 Potential distribution of pork tissue model under two electrode stimulation

仿真结果显示各域点探针测得的电势值与实

验测得的数据相差较大, 主要体现为仿真结果中的肌肉和脂肪部分电势变化较小。离体组织实验结果与仿真实验结果差异较大的原因可能在于: 离体组织由于存在水分流失的情况, 组织电导率会有所下降, 原本含水量较多的肌肉和真皮组织电导率下降较大; 表皮与电极之间垫有一层湿巾, 会导致表皮组织的含水量有所上升, 电导率增大。

在非侵入式盆底电刺激治疗仪的实际使用过程中, 在电极刺激部位垫湿巾或涂抹导电膏能够增大表皮组织的电导率, 有助于提升电刺激效果。

3 结论

本文的研究结果表明, 非侵入式盆底电刺激治疗仪能够通过增大刺激脉冲电压的频率和幅值的方式, 达到与目前临床常用的侵入式盆底电刺激治疗仪相近的刺激效果, 具有潜在的临床应用前景。增加电极数量, 如在底部两电极之外增加背部电极, 也可以提升非侵入式盆底电刺激治疗仪的刺激效果。在确保电极与受刺激部位接触均匀的情况下, 盆底电刺激治疗仪产生的电刺激不会对皮肤或黏膜造成烧伤。在非侵入式盆底电刺激治疗仪的使用中, 建议在电极刺激部位垫湿巾或涂抹导电膏, 避免电极与受刺激部位因接触不充分导致的烧伤, 并且能够提升非侵入式电刺激的效果。

参考文献

- [1] 宋志英, 董润楠, 李晓燕. 电刺激联合生物反馈治疗对改善产后盆底功能的效果观察[J]. *保健医学研究与实践*, 2019, 16(3): 41-45.
SONG Zhiying, DONG Runnan, LI Xiaoyan. Efficacy of electrostimulation combined with biological feedback in improving postpartum pelvic floor function[J]. *Health Medicine Research and Practice*, 2019, 16(3):41-45.
- [2] DOLAN L M, WALSH D, HAMILTON S, *et al.* A study of quality of life in primigravidae with urinary incontinence[J]. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 2004, 15(3):160-164.
- [3] GOODE P S, BURGIO K L, JOHNSON T M, *et al.* Behavioral therapy with or without biofeedback and pelvic floor electrical stimulation for persistent postprostatectomy incontinence:a randomized controlled trial[J]. *Journal of the American Medical Association*, 2011, 305(2):151-159.
- [4] 许永英, 龚秀兰. 盆底电刺激联合盆底康复对 PFD 的疗效观察[J]. *中国卫生标准管理*, 2021, 12(2): 56-58.
XU Yongying, GONG Xiulan. Efficacy of pelvic floor electrical stimulation combined with pelvic floor rehabilitation on PFD[J]. *China Health Standard Management*, 2021, 12(2):56-58.
- [5] SAND P K, RICHARDSON D A, STASKIN D R, *et al.* Pelvic floor electrical stimulation in the treatment of genuine stress incontinence:a multicenter, placebo-controlled trial[J]. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1995, 173(1):72-79.
- [6] 朱兰. 女性盆底结构解剖新观念[J]. *实用妇产科杂志*, 2005, 21(3): 129-130.
ZHU Lan. New concept of anatomy of female pelvic floor structure[J]. *Journal of Practical Obstetrics and Gynecology*, 2005, 21(3):129-130.
- [7] MIKLAVČIČ D, PAVŠELJ N, HART F X. Electric properties of tissues[M]. John Wiley & Sons, 2006.
- [8] 段了然, 李春兰, 夏兰兰, 等. 低频条件下人体阻抗特性研究[J]. *能源研究与管理*, 2016(3): 50-52, 73.
DUAN Liaoran, LI Chunlan, XIA Lanlan, *et al.* Study on the impedance characteristics of human body under low frequency[J]. *Energy Research and Management*, 2016(3):50-52, 73.
- [9] KOUMBOURLIS A C. Electrical injuries[J]. *Critical Care Medicine*, 2002, 30(11 Suppl):424-430.