

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2024.01.012

# 多电极射频美容仪的温度场仿真实验研究

屈子轩, 杨颢成, 牛金海  
(上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200240)

**【摘要】** 射频美容仪是国内家用美容仪市场中很受欢迎的保健产品。然而, 市面上的射频美容仪产品质量参差不齐, 相关参数也缺乏统一的标准规范。该研究基于有限元仿真方法和 COMSOL 仿真软件, 构建了具有隔膜的三维皮肤模型, 仿真分析、研究了不同射频美容仪的射频电压有效值、射频频率、电极高度、电极直径、电极间距、电极数量及排布等参数条件对皮肤及皮下组织温度场分布的影响, 并进行了对比分析。仿真结果表明: 提高电压有效值或射频频率能提高模型温度场的最大值; 提高电极高度相比紧贴皮肤会降低温度场最大值并使射频美容仪下的温度分布更加均匀; 增加电极直径或缩小电极间距能提高电极间的温度; 不同的正负极数量会使热量集中在数量较少的电极下方。最后, 该研究还完成了温度场分布随时间的实验测量及与仿真结果的分析。该研究较为系统、全面地仿真探讨了射频美容仪产品的各项参数条件变化对皮肤温度分布的影响规律, 为溶脂技术的安全与疗效提供参考, 也为射频美容仪的临床应用及产业化提供参考。

**【关键词】** 射频美容仪; 多电极; COMSOL; 有限元仿真

**【中图分类号】** R318.03

**【文献标志码】** A

文章编号: 1674-1242 (2024) 01-0082-16

## Simulation and Experiment on Temperature Field of Multi-electrode RF Cosmetic Devices

QU Zixuan, YANG Jincheng, NIU Jinhai  
(School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**【Abstract】** RF cosmetic devices is a popular healthcare device in the domestic home cosmetic device. However, the quality of RF cosmetic devices varies, and there is a lack of unified standard specifications for design parameters. Based on finite element analyses and COMSOL, the research constructs a three-dimensional skin model with a diaphragm, simulates the temperature distribution with changing the voltage, RF frequency of the device, the height, diameter, spacing, number and arrangement of the electrodes respectively and makes a comparative analysis. The result shows that increasing the voltage RMS or frequency can increase the maximum of temperature field; placing electrons at a distance reduces the maximum of temperature field and makes it more uniform compared to close to skin; increasing the diameter or reducing the distance between the electrodes increases the temperature; different positive and negative electrodes concentrates the heat under the fewer electrodes. Finally, this study also completed experimental measurements of temperature field distribution over time and comparative analysis with simulation. This research systematically and comprehensively discusses the influence of various parameters of RF cosmetic devices on skin temperature distribution,

收稿日期: 2023-10-30。

作者简介: 屈子轩 (2001—), 男, 湖北省武汉市人, 本科生, 从事医疗仪器研究。

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

which provides reference for the safety and efficacy of lipolysis technology, and for the clinical application and industrialization of RF cosmetic devices.

**【Key words】** Radiofrequency Cosmetic Device; Multi-electrode; COMSOL; Finite Element Simulation

## 0 引言

近年来,在整形外科领域,家用美容仪市场增长迅速。据报道,2020年,国内家用美容仪市场规模达到60亿~80亿元,年复合增长率达到30%<sup>[1]</sup>。然而,在火爆的市场背后,家用美容仪行业却存在产品质量良莠不齐、安全问题频出等情况<sup>[1]</sup>。

射频是一种高频交流变化电磁波,其频率范围为300kHz~30GHz。射频溶脂通过温度升高使生物组织损伤<sup>[2]</sup>,当热能集中在脂肪组织上时,可诱导脂肪细胞出现凋亡<sup>[3]</sup>。当热能使真皮层温度达到50~75℃时,胶原纤维收缩变性,诱发真皮内的创伤愈合反应,激发持续的胶原新生和重塑<sup>[4]</sup>,进而达到紧肤除皱的效果。因此,为了达到较好的皮肤紧致及溶脂效果,射频仪应使所作用皮肤区域的真皮层与脂肪层具有较高的温度(通常为45~70℃,具体需要通过阿伦尼乌斯动力学模型等判断)。

温度分布是评价射频美容仪对皮肤作用效果的重要指标之一。尽管对于射频仪美容仿真已有一些研究<sup>[5-8]</sup>,然而,现有的射频溶脂仿真研究不够全面,很少考虑多电极的情况,所构建的皮肤模型往往较为简单。而国内射频美容仪产品质量参差不齐,安全与疗效均缺乏明确的标准来约束。本文将研究多电极射频作用于皮肤组织的情况,构建复杂的皮肤模型,使之更贴合现实,改变多种参数条件,探讨各参数条件对皮肤温度分布的影响规律,以弥补相关射频仿真的空缺。

## 1 模型构建与仿真方法

### 1.1 有限元仿真方法

对于多电极射频美容仪作用于皮肤组织的电场、热场分布情况,通常使用有限元方法进行仿真分析。有限元是一种通过将复杂的几何形状简化为具有简单几何形状的有限数量单元,从而求解复杂问题的方法<sup>[9]</sup>。本文将基于COMSOL多物理场仿真软件,对多电极射频美容仪作用于皮肤的温度场分布情况进行仿真模拟,并分析结果。

### 1.2 射频电压有效值处理

射频是一种电磁波,但在对射频美容的仿真研究中,通常将交变的电磁场转化为射频电压有效值进行分析<sup>[5]</sup>。在本研究中,皮肤模型最大尺寸为40mm,射频频率为1MHz,波长为300m。当皮肤模型的尺寸远小于电磁波的波长时,可以通过准静态近似方法将射频电磁场转化为电准静态场<sup>[2]</sup>,这意味着电磁场在仿真模型范围内的空间分布与静态场的空间分布相同<sup>[10]</sup>。因此,本研究将使用射频电压有效值的静态电场代替射频电磁场。

设射频频率为 $f$ ,电压峰值为 $V_m$ , $t$ 时刻其电压为 $V = V_m \sin(2\pi ft + \varphi)$ , $\varphi$ 为相位,占空比为 $K$ 。有效值通常用功率来计算,则射频电压有效值为

$$V = \sqrt{KPR} = \sqrt{Kf \int_0^T \frac{V^2}{R} dt} \cdot R = \sqrt{Kf \int_0^T V_m^2 \sin^2(2\pi ft + \varphi) dt} \quad (1)$$

积分计算后,得

$$V = \frac{\sqrt{2K}}{2} V_m \quad (2)$$

即射频电压有效值为射频电压峰值的 $\frac{\sqrt{2K}}{2}$ , $K$ 为占空比,据此可以通过设备的射频电压峰值与占空比计算出仿真中的射频电压有效值。

射频电压有效值的大小仅与射频电压峰值和占空比有关,与射频频率无关。

### 1.3 电场与热场控制方程

电场在各点的功率密度 $Q$ (单位 $W/m^3$ )可以用如下公式计算。

$$Q = J \cdot E \quad (3)$$

式中, $J$ (单位 $A/m^2$ )为电流密度矢量; $E$ (单位 $V/m$ )为电场强度矢量。在导体中,这种功率密度将被转化为热量。

对于生物传热问题,广泛使用Penns生物传热方程<sup>[11]</sup>解决。

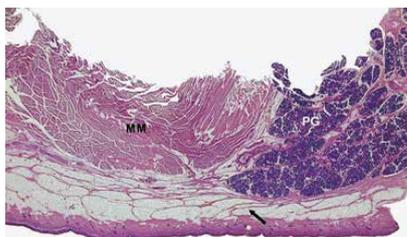
$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b c_b \omega (T_b - T) + Q + Q_{met} \quad (4)$$

式中, $\rho$ (单位 $kg/m^3$ )为各组织的密度; $c$ [单位 $J/(kg \cdot K)$ ]为各组织的热容; $T$ (单位 $K$ )为组织

温度;  $k$  [单位  $W/(m \cdot K)$ ] 为各组织的导热系数;  $\rho_b$  (单位  $kg/m^3$ ) 为血液密度, 设置为  $1\ 000\ kg/m^3$ ,  $c_b$  [单位  $J/(kg \cdot K)$ ] 为血液密度, 设置为  $4\ 180J/(kg \cdot K)$ ;  $\omega$  (单位  $1/s$ ) 为各组织的血流灌注速率;  $T_b$  (单位  $K$ ) 为动脉血温度, 设置为  $310.15K$  ( $37^\circ C$ );  $Q$  (单位  $W/m^3$ ) 为外部热源产生的功率密度, 对已转化为电压有效值的射频来说, 可以通过式 (3) 来计算该值;  $Q_{met}$  (单位  $W/m^3$ ) 为各组织的代谢产热。在射频加热的场合中,  $Q_{met}$  的值无关紧要, 常常被忽略<sup>[12]</sup>, 本研究也不考虑组织自身的代谢产热。

### 1.4 仿真模型构建

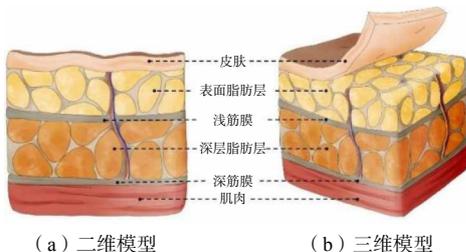
皮肤是人体最大、最外层的器官, 通常可以分为 3 个主要区域: 表皮层、真皮层及皮下组织层。皮下组织层主要为脂肪组织, 位于脂肪之下的是肌肉组织。各层皮肤的厚度根据其在人体的位置及人体的健康状况而有所不同。真皮之下存在网状结缔组织结构, 称为皮下隔膜, 这种结构将皮下脂肪组织分为不同的隔间。脸部皮肤的皮下隔膜如图 1 所示<sup>[13]</sup>。隔膜通常将脂肪分为上下两层, 其能对皮肤与身体的浅表脂肪提供主要的结构性支撑<sup>[14]</sup>。隔膜通常较薄, 但其厚度与性别及身体状况相关<sup>[15]</sup>。具有隔膜结构的皮肤组织二维模型和三维模型如图 2 所示。



皮下隔膜

图 1 脸部皮肤的皮下隔膜

Fig.1 Subcutaneous diaphragm of the facial skin



(a) 二维模型 (b) 三维模型

图 2 具有隔膜结构的皮肤组织二维模型和三维模型<sup>[15]</sup>

Fig.2 Illustration of two-dimensional and three dimensional models of skin tissue with diaphragm structure

参照真实皮肤结构建立仿真模型, 首先构建一

个长 40mm、宽 40mm、高 10mm 的立方体, 由上至下分为 4 层: 表皮层, 厚度 0.2mm; 真皮层, 厚度 1.8mm; 脂肪层, 厚度 5mm; 肌肉层, 厚度 3mm。皮肤模型之上为电极, 电极直径为 5mm, 相邻电极间距为 10mm, 4 个电极为正方形排布。电极与皮肤模型紧贴。在皮肤表面、电极之下, 以中心点为圆心, 半径 10mm 的区域为凝胶涂抹区。对于隔膜, 考虑到建模难度、仿真计算时间等, 使用多物理场仿真软件 COMSOL 的 App 开发器生成相同形状、规则排列的脂肪团阵列, 脂肪团均为边取圆角的正方体, 相邻正方体中心间距为 2.5mm, 圆角半径为 0.8mm, 正方体的边长为 2.2mm (隔膜最小厚度为 0.3mm)。将脂肪层与所构建的脂肪团取差集, 即为隔膜。仿真模型的三维视图和正视图分别如图 3 和图 4 所示。

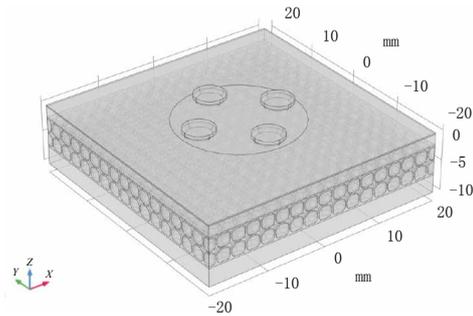


图 3 仿真模型的三维视图

Fig.3 Three-dimensional view of the Simulation model

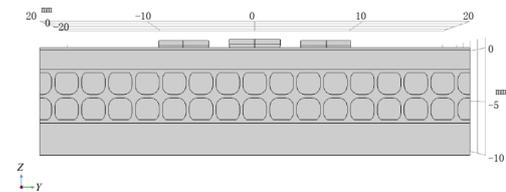


图 4 仿真模型的正视图

Fig.4 Front view of the Simulation model

仿真模型采用自由四面体网格, 表皮层使用较细化网格, 其余结构使用粗化网格, 如图 5 所示。

在电极紧贴皮肤 (电极高度为 0) 的情况下, 凝胶层被简化为平面上的一圆。当电极高度不为 0 时, 电极与皮肤之间应由有厚度的凝胶层填充。凝胶层三维视图如图 6 所示, 是一个与皮肤模型同轴的圆柱体, 半径为 10mm, 高度与电极高度一致。

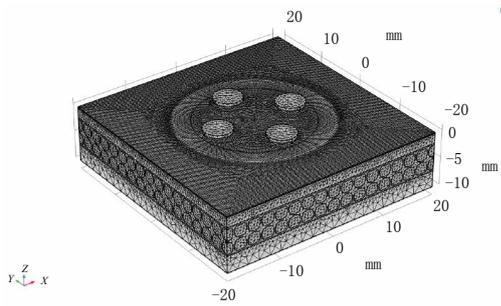


图5 仿真模型的网格  
Fig.5 Model mesh

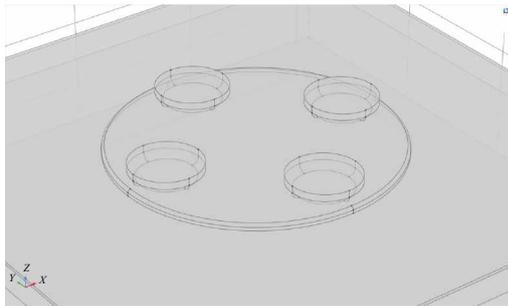


图6 凝胶层三维视图  
Fig.6 Three-dimensional view of gel layers

凝胶层使用较细化自由四面体网格，如图7所示。

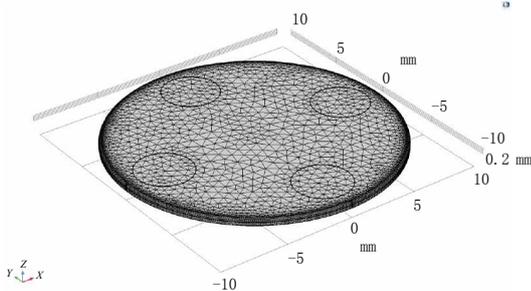


图7 凝胶层的网格  
Fig.7 Gel layers mesh

## 1.5 仿真材料参数

为方便研究，本研究做出如下假设：仿真的材

料均具有各向同性，且各组分的热学、电学等参数恒定，不随温度或损伤程度变化。

本研究中的标准对照组使用1MHz的射频频率，1MHz频率下各材料的参数如表1所示<sup>[6,16,17]</sup>。其中，皮下的隔膜由从真皮延伸的胶原和网状纤维组成<sup>[18]</sup>，其在解剖学结构与蛋白质组成上与真皮无明显差异<sup>[13]</sup>，因此在仿真中其大部分材料性质可用真皮近似替代。凝胶的材料参数缺乏文献资料，因此本研究对其做了一定的理想化假设。

射频电压有效值不受射频频率的影响，因此，在本研究中，射频频率主要通过影响材料的相对介电常数与电导率等电学参数对仿真结果产生影响。

对于在10Hz~100MHz下的生物组织，Gabriel等<sup>[19]</sup>根据实验结果构建了一个四阶cole模型，用于预测给定范围内各射频频率下的相对介电常数与电导率。Andreuccetti等<sup>[20]</sup>根据该四阶cole模型构建了人体组织的介电特性数据库。从该数据库中提取在500kHz、1.5MHz、2MHz下的模型材料参数，如表2所示。可以看到，在500kHz~2MHz的射频频率范围内，射频频率升高，生物组织的相对介电常数下降，电导率升高。

## 1.6 仿真条件设置

对于电场边界条件，4个电极分为2个正极与2个负极，均两两相对。正极电势恒为射频电压有效值，负极电势恒为0V。其余部分电势初始值为0V，且与外界电绝缘。

对于热场边界条件，电极及外界环境的初始温度为293.15K（20℃），皮肤模型的初始温度为310.15K（37℃）。皮肤模型的上表面和凝胶层表

表1 仿真材料的参数（1MHz）  
Tab.1 Parameters of simulation materials (1MHz)

|                           | 电极              | 表皮      | 真皮      | 脂肪      | 肌肉      | 隔膜    | 凝胶    |
|---------------------------|-----------------|---------|---------|---------|---------|-------|-------|
| 相对介电常数                    | 10 <sup>6</sup> | 1 000   | 400     | 27.222  | 1 836.4 | 400   | 10    |
| 电导率 / (S/m)               | 内置材料 304        | 0.12    | 0.4     | 0.025   | 0.502   | 0.4   | 0.432 |
| 密度 / (kg/m <sup>3</sup> ) | 内置材料 304        | 1 190   | 1 116   | 850     | 1 270   | 1 116 | 1 000 |
| 导热系数 / [W/(mK)]           | 内置材料 304        | 0.235   | 0.445   | 0.16    | 0.53    | 0.445 | 4     |
| 恒压热容 / [J/(kg·K)]         | 内置材料 304        | 3 590   | 3 350   | 2 300   | 3 800   | 3 350 | 3 000 |
| 血液灌注率 / (1/s)             | \               | 0.002 5 | 0.002 5 | 0.000 4 | 0.000 5 | \     | \     |

表 2 500kHz、1.5MHz、2MHz 下的材料相对介电常数与电导率  
Tab.2 Relative permittivity and conductivity of materials at 500kHz, 1.5MHz and 2MHz

| 材料 | 500kHz | 1.5MHz | 2MHz | 500kHz  | 1.5MHz  | 2MHz    |
|----|--------|--------|------|---------|---------|---------|
| 表皮 | 1 970  | 681    | 518  | 0.096 5 | 0.134   | 0.144   |
| 真皮 | 790    | 272    | 207  | 0.322   | 0.447   | 0.481   |
| 脂肪 | 34.6   | 24.5   | 23.0 | 0.024 8 | 0.025 3 | 0.025 5 |
| 肌肉 | 3 650  | 1 150  | 826  | 0.446   | 0.531   | 0.548   |
| 隔膜 | 790    | 272    | 207  | 0.322   | 0.447   | 0.481   |

面与空气自然对流散热，皮肤的对流散热系数为  $10W/(m^2 \cdot K)$ ，凝胶层的对流散热系数为  $120W/(m^2 \cdot K)$ ，其余表面与外界热绝缘。

射频美容仪的单个使用时长为 3~6min，因此，瞬态仿真的时长设为 0~360s，步长设为 10s。

## 2 仿真结果与讨论

在本研究中，仿真的变量有射频电压有效值、电极高度、射频频率、电极直径、电极间距、电极数量及排布等。在对比仿真开始前，需要确定一组用于对照的参数组合：射频电压有效值为 20V，电极高度为 0（紧贴皮肤），射频频率为 1MHz，电极直径为 5mm，电极间距为 10mm，电极数量为 4，呈正方形排布。本研究依次改变其中一个变量，并对比仿真结果，探讨这些变量对射频美容效果的影响。仿真变量条件设置如表 3 所示。

对于三维模型，仿真的温度场结果较为复杂，为方便比较，所有模型均取 180s 相邻或相对电极（改变电极数量及排布的模型仅取相邻电极）中心轴所在纵截面的温度图进行仿真结果对比。

### 2.1 射频电压有效值

本研究以射频电压有效值替代射频电磁场进行仿真计算，取 15V、20V、25V、30V 这 4 组射频电压有效值，对比各射频电压有效值下的仿真结果。

仿真结果如图 8 和图 9 所示。请注意，由于在相同时间、不同射频电压有效值下的温度差距过大，因此各图的图例未设置为相同的范围。

可以看到，当射频电压有效值为 15V 时，相对电极与相邻电极所在纵截面最低温度（约为 30℃）显著低于体温，最高温度也仅为 48℃左右，表明电压有效值为 15V 的射频的热效应较小。当射频电压有效值分别为 20V、25V、30V 时，相对电极与相邻电极所在纵截面在各自温度范围内具有较为相似的温度分布形态，最低温度较为相似，均在 35℃左右，但最高温度差距较大，分别约为 61℃、78℃、99℃，温度极差分别约为 26℃、43℃、64℃。若要达到近似在射频电压有效值 20V 下处理 180s 后的温度分布情况，在射频电压有效值 25V 下需要约 40s，在射频电压有效值 30V 下需要约 20s。

射频电压有效值对仿真的最大温度影响巨大。当略微增大射频电压峰值或射频占空比时，处理相同时间后，温度整体将有显著的上升，达到与在较低射频电压峰值或射频占空比下的相似效果所需的时间也将显著缩短。

### 2.2 电极高度

在射频美容仪的使用过程中，通常需要在射频处理的部位涂抹凝胶以便散热。考虑到凝胶层的厚

表 3 仿真变量条件设置  
Tab.3 Simulation variable settings in different groups

| 变量      | 对照组  | 仿真对比   |        |        |           |           |
|---------|------|--------|--------|--------|-----------|-----------|
| 射频电压有效值 | 20V  | 15V    | 25V    | 30V    | \         | \         |
| 电极高度    | 0mm  | 0.25mm | 0.50mm | 0.75mm | \         | \         |
| 射频频率    | 1MHz | 0.5MHz | 1.5MHz | 2MHz   | \         | \         |
| 电极直径    | 5mm  | 4mm    | 6mm    | \      | \         | \         |
| 电极间距    | 10mm | 8mm    | 12mm   | \      | \         | \         |
| 电极数量及排布 | 四电极  | 两电极    | 三电极    | 五电极    | 六电极（2正4负） | 六电极（3正3负） |

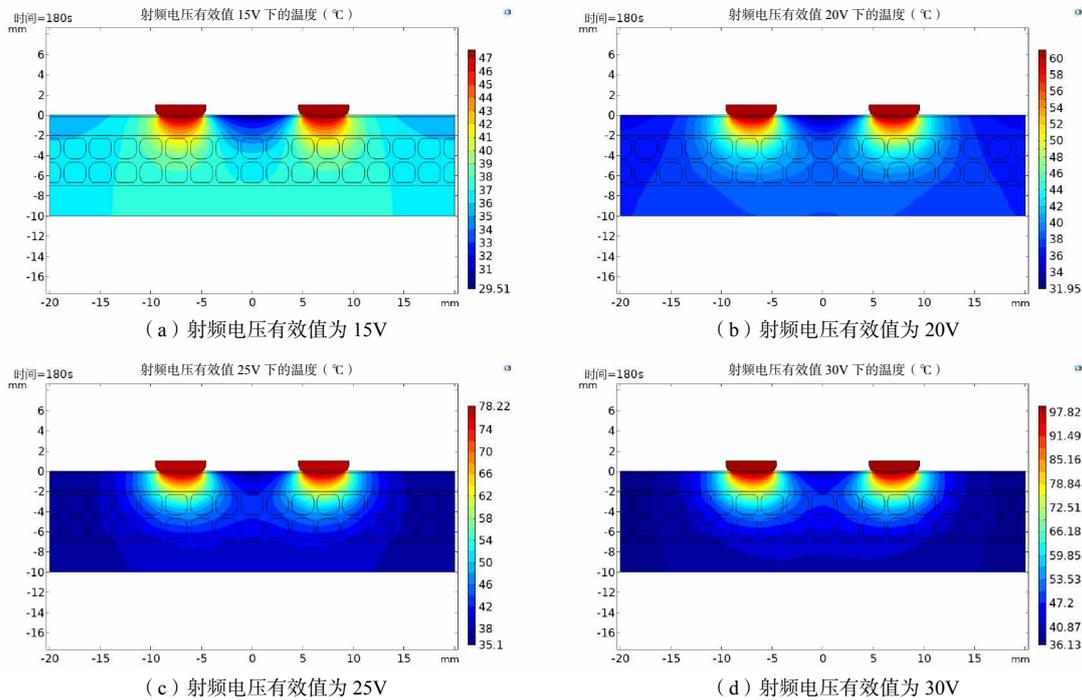


图 8 在不同射频电压有效值下处理 180s 后相对电极所在纵截面温度

Fig.8 Temperature of the longitudinal section where the opposite electrodes located after 180s of treatment at different RF voltage RMS

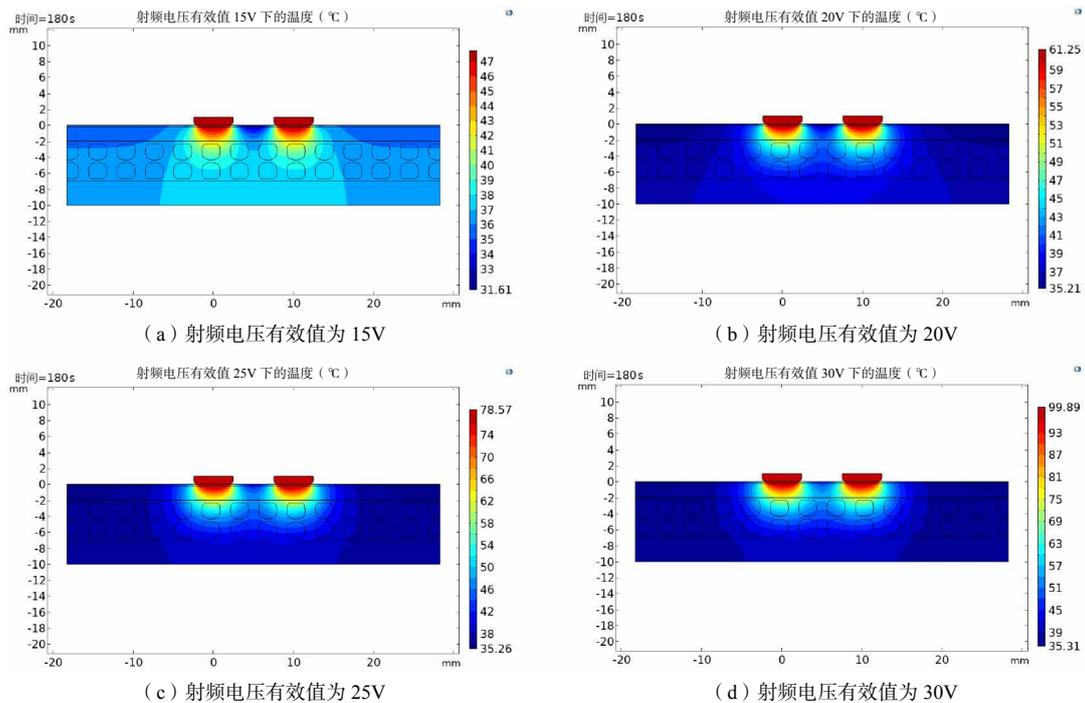


图 9 在不同射频电压有效值下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.9 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different RF voltage RMS

度及其直接接触皮肤带来的过多热量，电极与皮肤之间通常会有一定的高度；电极与皮肤的间隙则由凝胶填充，负责导电与导热。本研究将取 0mm（电

极紧贴皮肤）、0.25mm、0.50mm、0.75mm 4 组电极高度，对比各电极高度下的仿真结果。仿真结果如图 10 和图 11 所示。这里所有的纵截面温度图均

拥有相同的图例。

可以看出，电极紧贴皮肤与不紧贴皮肤，相同时间模型的温度分布有着较大的差异。相比电极紧

贴皮肤，电极不紧贴皮肤的模型在电极正下方的温度明显降低，但在相对电极或相邻电极间下方的区域温度有所上升，且在射频美容仪下温度整体较为

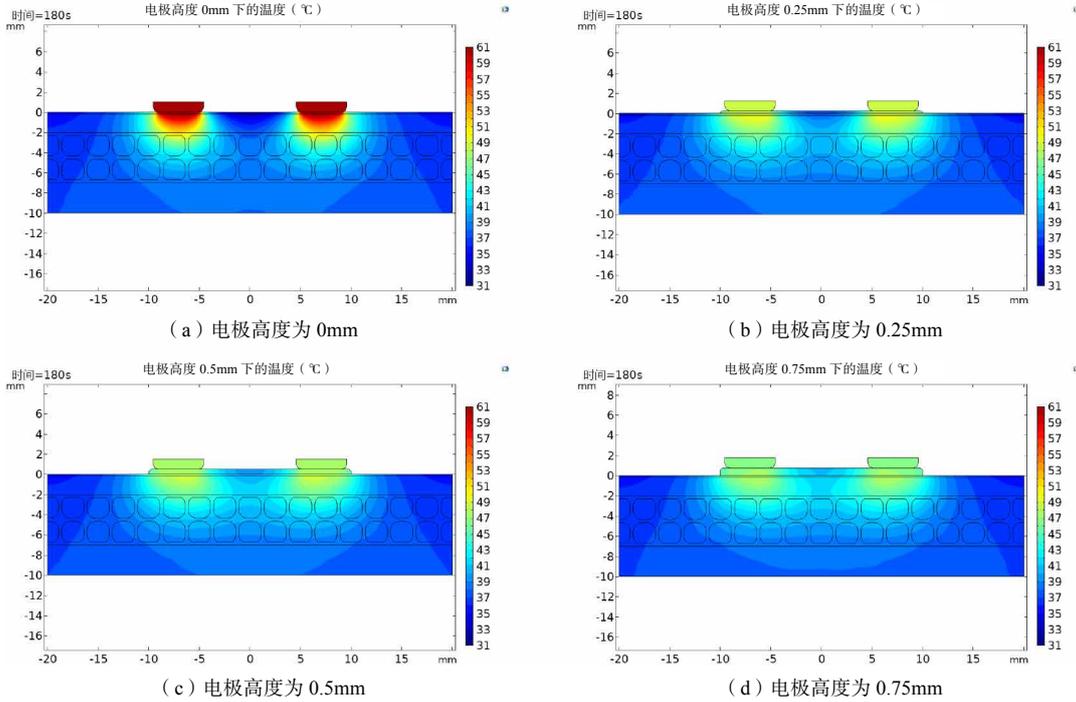


图 10 不同电极高度下处理 180s 后相对电极所在纵截面温度

Fig.10 Temperature of the longitudinal section where the opposite electrodes located after 180s of treatment at different dectrodes heights

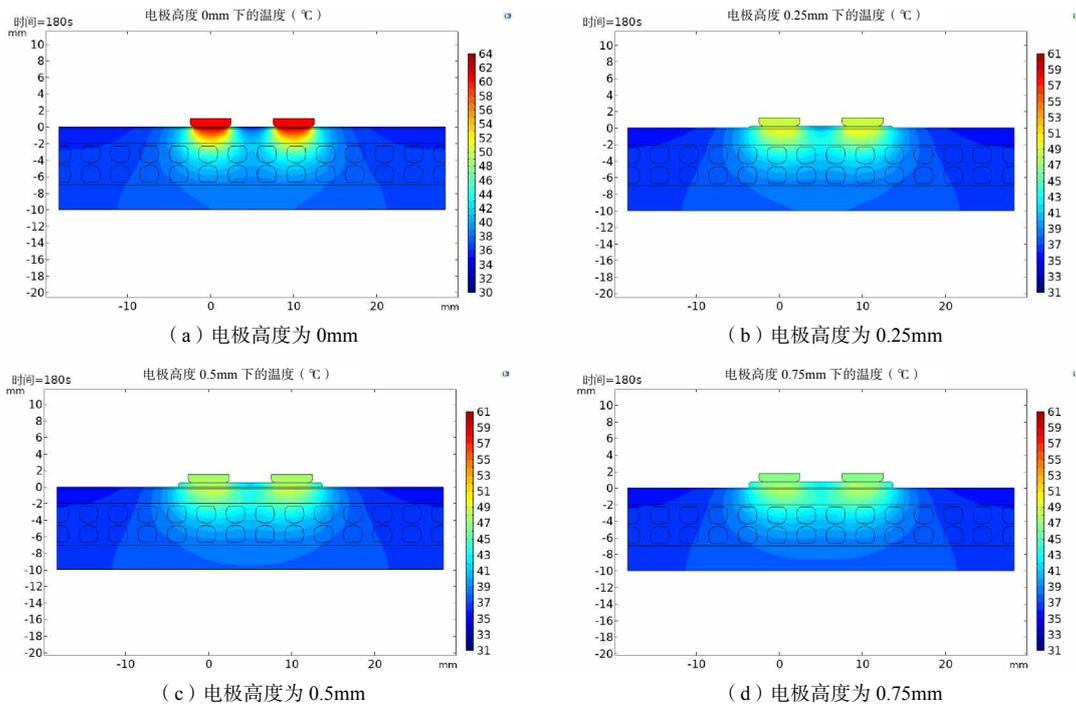


图 11 在不同电极高度为下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.11 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different dectrodes heights

均匀。对于 0.25mm、0.50mm、0.75mm 3 组不同的电极高度，在处理相同时间后的温度分布差异较小。随着电极高度的增大，在皮肤组织上的温度最大值略微下降（分别为 50.7℃、49.6℃、48.9℃），穿透深度也略微降低，而相对电极间的表皮和真皮区域温度整体略微上升。

射频电极紧贴皮肤与否对仿真结果的影响较大，在不紧贴皮肤的情况下，电极高度对仿真结果的影响较小。

### 2.3 射频频率

市面上的射频美容仪的射频频率通常为 0.5~3MHz，本研究将选取 0.5MHz、1MHz、1.5MHz、2MHz 4 组射频频率，使用表 2 中的材料电学参数，对比各组的仿真结果。在本研究中，射频频率的改变仅影响材料的相对介电常数与电导率，而射频电压有效值始终为 20V。

仿真结果如图 12 和图 13 所示。这里所有的纵截面温度图均拥有相同的图例。

可以看到，在不同射频频率下，相对电极、相邻电极所在纵截面的温度分布形态相似，升温区域均主要集中在电极下方及相邻电极间的真皮层下

部、隔膜与脂肪层上部，但各自的整体温度随着射频频率的增大而上升。在 0.5MHz、1MHz、1.5 MHz、2MHz 4 组射频频率下处理 180s 后的最高温度分别为 55.4℃、61.3℃、64.7℃、67.4℃，而要想达到射频频率 1MHz 下处理 180s 后的温度分布，在射频频率 1.5MHz 下需要约 100s，在射频频率 2MHz 下则需要约 70s。

总之，射频频率升高后，生物组织电导率略微增大，电流密度略微提高，皮肤整体温度略微上升。

### 2.4 电极直径

对于电极直径，本研究将取 4mm、5mm、6mm 3 组电极直径，对比各组的仿真结果。

仿真结果如图 14 和图 15 所示。这里所有的纵截面温度图均拥有相同的图例。

4mm、5mm、6mm 3 组电极直径在处理 180s 后最高温度较为接近，分别为 60.5℃、61.3℃、63.2℃，但温度分布有较大的差别。电极直径越小，温度整体越低，且更集中于电极下方，而两电极间的下方区域温度较低，温度上升区域的深度更深；反之，电极直径越大，温度整体越高，在射频美容仪下方组织内的分布更均匀，两电极间的

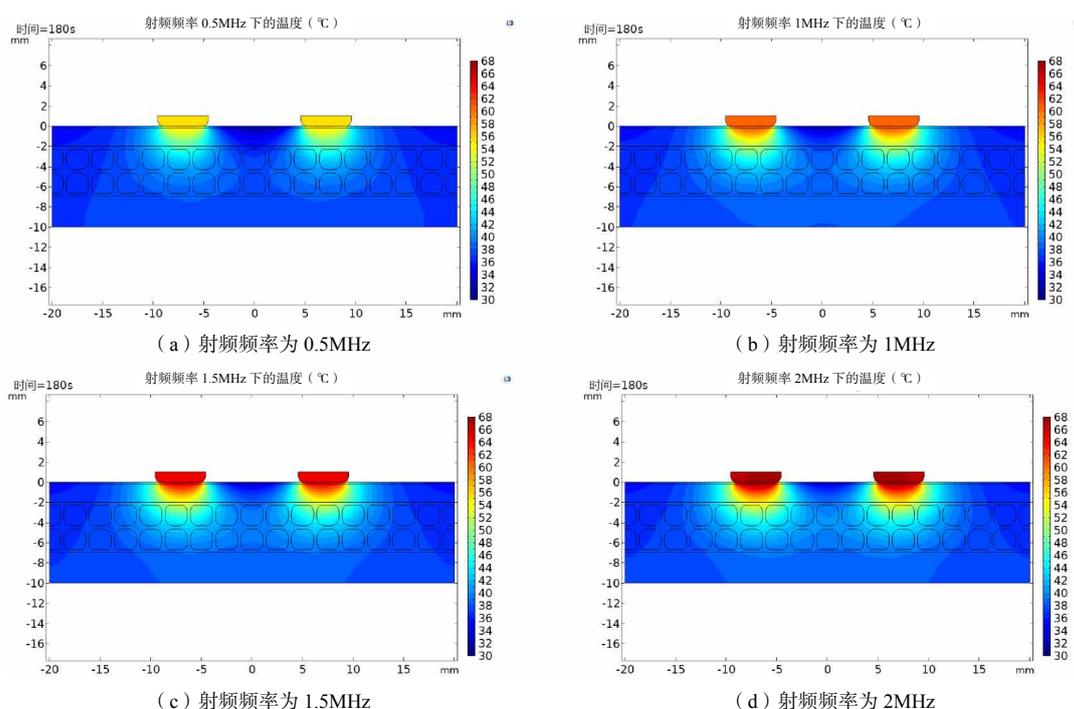


图 12 在不同射频频率下处理 180s 后相对电极所在纵截面温度

Fig.12 Temperature of the longitudinal section where the opposite electrodes located after 180s of treatment at different RF frequency

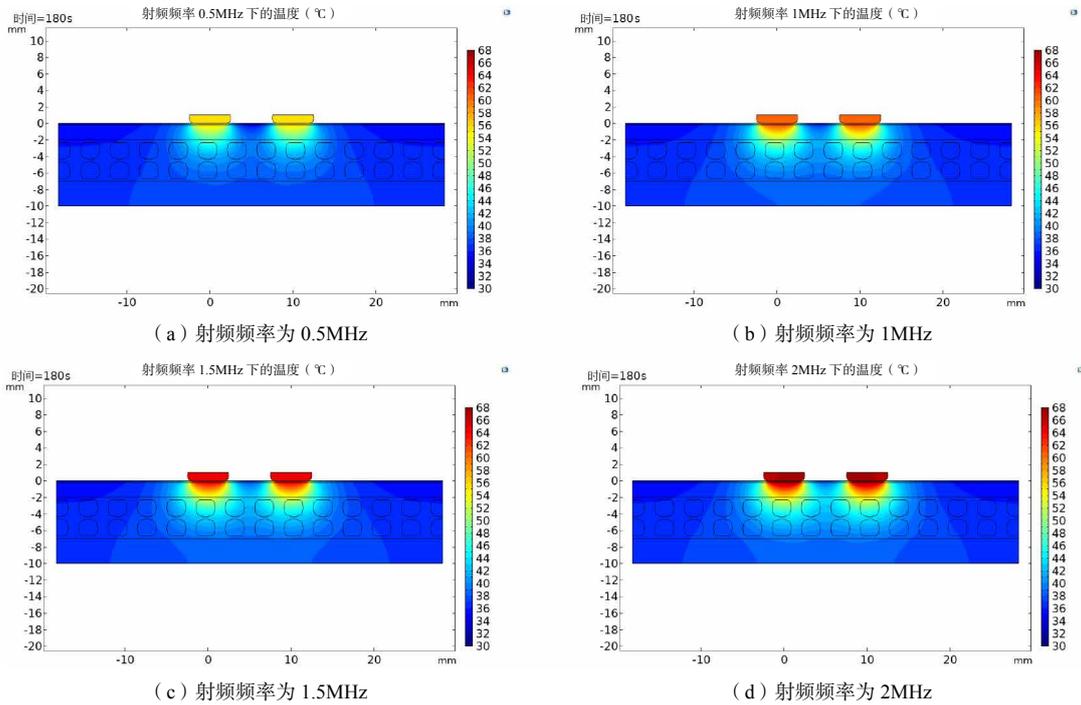


图 13 不同射频频率下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.13 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different RF frequency

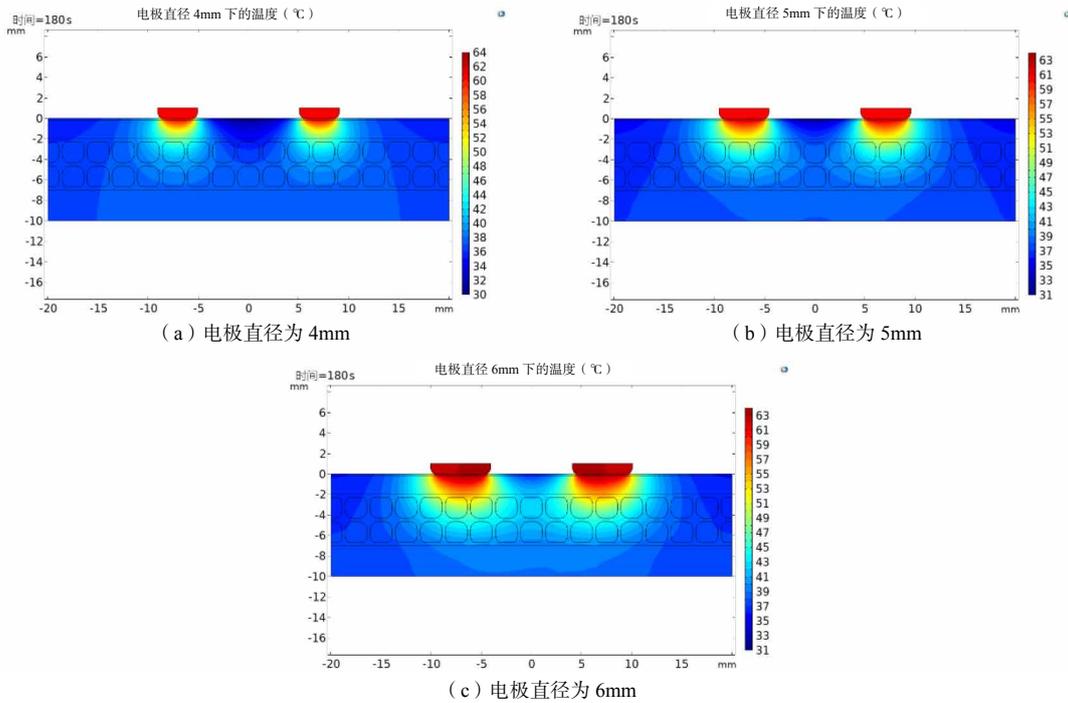


图 14 在不同电极直径下处理 180s 后相对电极所在纵截面温度

Fig.14 Temperature of the longitudinal section where the opposite electrodes located after 180s of treatment at different diameters of the electrodes

下方区域也有较高的温度，温度上升区域则更靠近表皮层。

电极直径主要影响电场与温度场的平均值及分

布的离散程度。电极直径越大，平均电场强度与温度越高，电场与温度场的分布也相对更均匀。电极直径越小，平均电场强度与温度越低，电场与温度

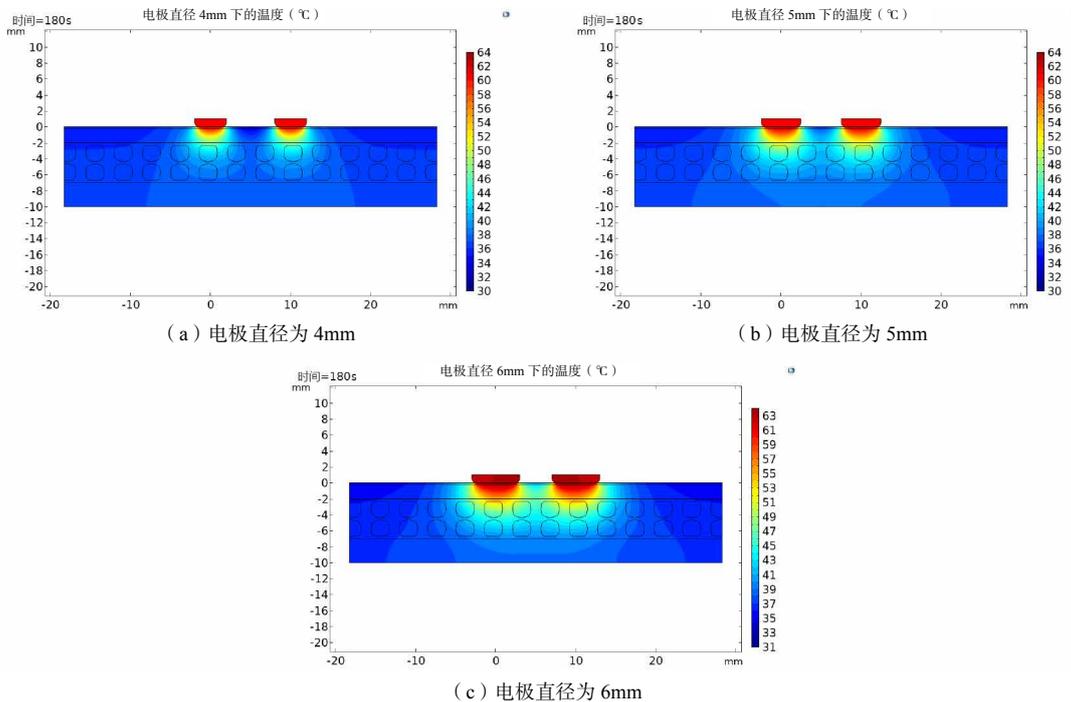


图 15 在不同电极直径下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.15 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different diameters of the electrodes

场的分布集中于电极下方，更趋近多个单极射频的情况。

## 2.5 电极间距

通常来说，射频的穿透深度与电极间距有着密切的关系。本研究将取 8mm、10mm、12mm 这 3 组电极间距，对比各电极间距下的仿真结果。由于凝胶的半径是按照电极间距设置的，因此当电极间距发生变化时，凝胶区域的面积也会相应地发生变化。

仿真结果如图 16 和图 17 所示。这里所有的纵截面温度图均拥有相同的图例。

由于散热凝胶的面积随着电极间距的改变而有着较大的变化，因此在不同的电极间距下，温度的最大值与平均值有较大的不同，但导致这一现象的因素可能不止电极间距的改变。不过，不同电极间距呈现出类似不同电极直径时的温度分布规律：电极间距越小，温度在射频美容仪下方组织内的分布越均匀，位于两电极间的下方区域也有越高的温度，温度上升区域越靠近表皮层；反之，电极间距越大，温度越集中于电极下方，温度上升区域越深，更趋近多个单极射频的情况。

## 2.6 电极数量及排布

市面上的射频美容仪产品种类繁多，其电极数量及排布也不尽相同。本研究将取两电极（1 正 1 负）、三电极（2 正 1 负）、四电极（2 正 2 负）、五电极（2 正 3 负）、六电极（2 正 4 负）、六电极（3 正 3 负）6 组不同电极数量及排布情况进行仿真对比，各组的正负电极排布如图 18 所示，其中正电极用红色标识，负电极用灰色标识。每组的相邻电极间距相同，均为 10mm，除两电极外，电极均按照正多边形排布，并根据电极位置适当调整凝胶层面积。仿真结果如图 19 所示。

对比上述 6 组电极数量及排布结果，不难发现，两电极、四电极、六电极（3 正 3 负）的仿真结果较为相似；三电极、六电极（2 正 4 负）的仿真结果较为相似。这是因为它们各自具有相同的或互为倒数的正、负电极比。当两种极性的电极数量相等时，各电极下方具有相似的温度分布；当两种极性的电极数量不相等时，往往同极性数量较少的电极下方具有比相等数量正、负电极更高的温度，另一极性电极则恰好相反。当两种极性电极数量的比值相同时，电极数量增大，最高温度会略微上升，相

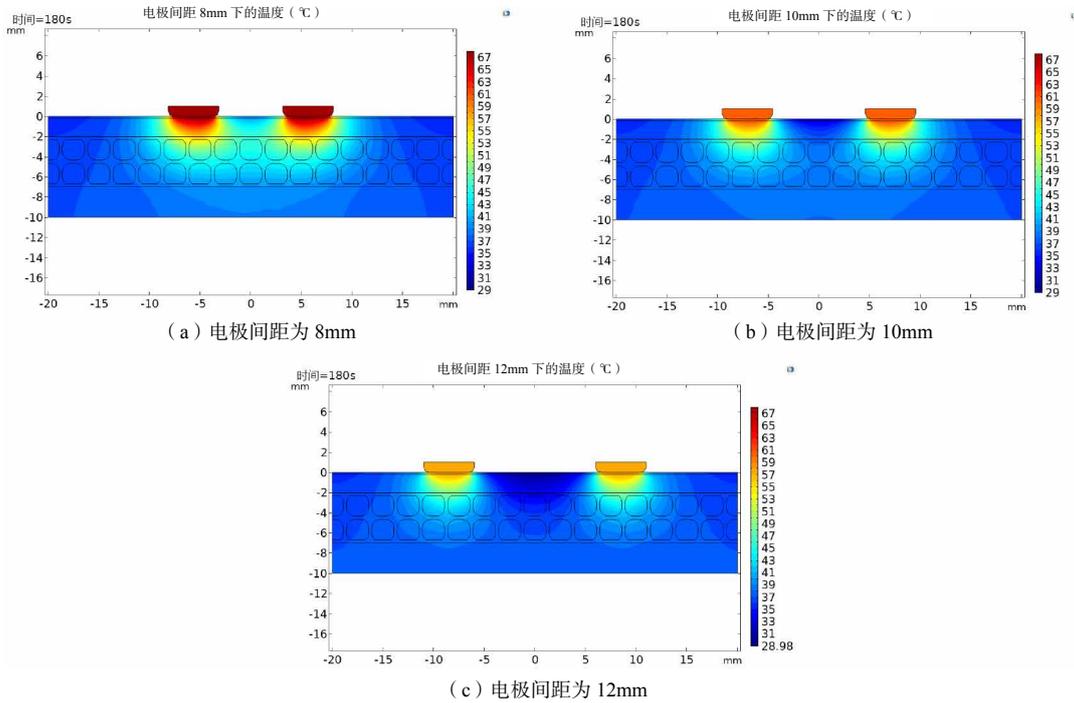


图 16 在不同电极间距下处理 180s 后相对电极所在纵截面温度

Fig.16 Temperature of the longitudinal section where the opposite electrodes located after 180s of treatment at different diameters of the electrodes

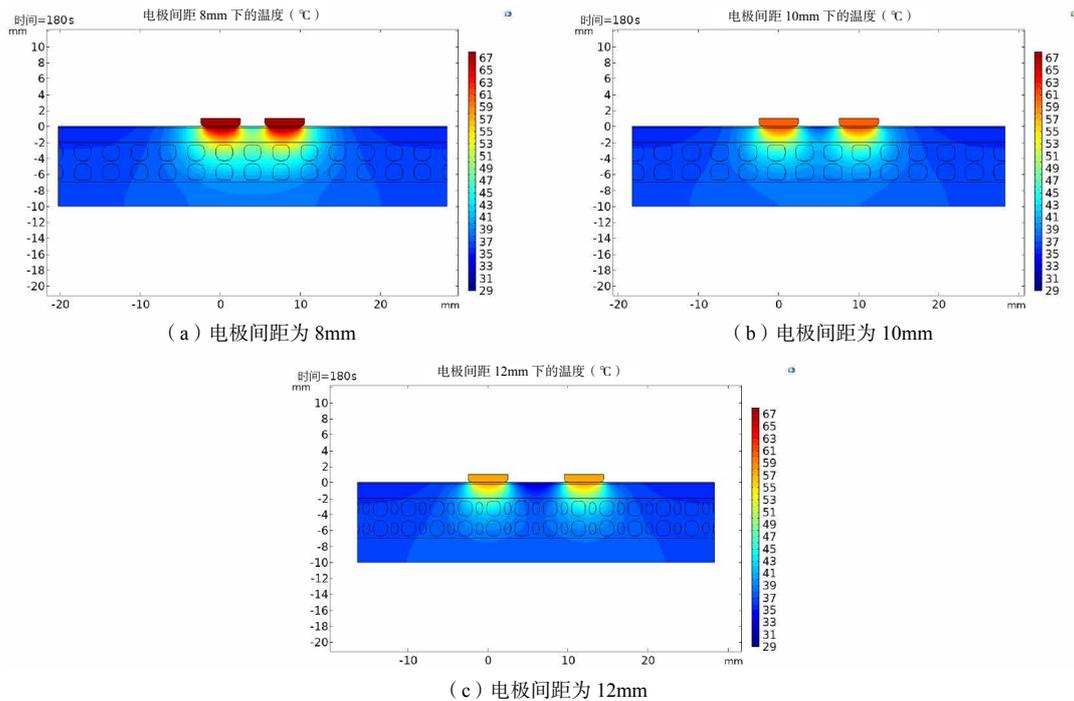


图 17 在不同电极间距下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.17 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different distances between electrodes

邻正、负电极间的温度也会有所上升，且升温区域的深度更深。

综合以上仿真结果，当改变射频美容仪的各

项参数条件时，会对皮肤模型的温度分布产生如下影响。

(1) 增大射频电压有效值或射频频率，温度

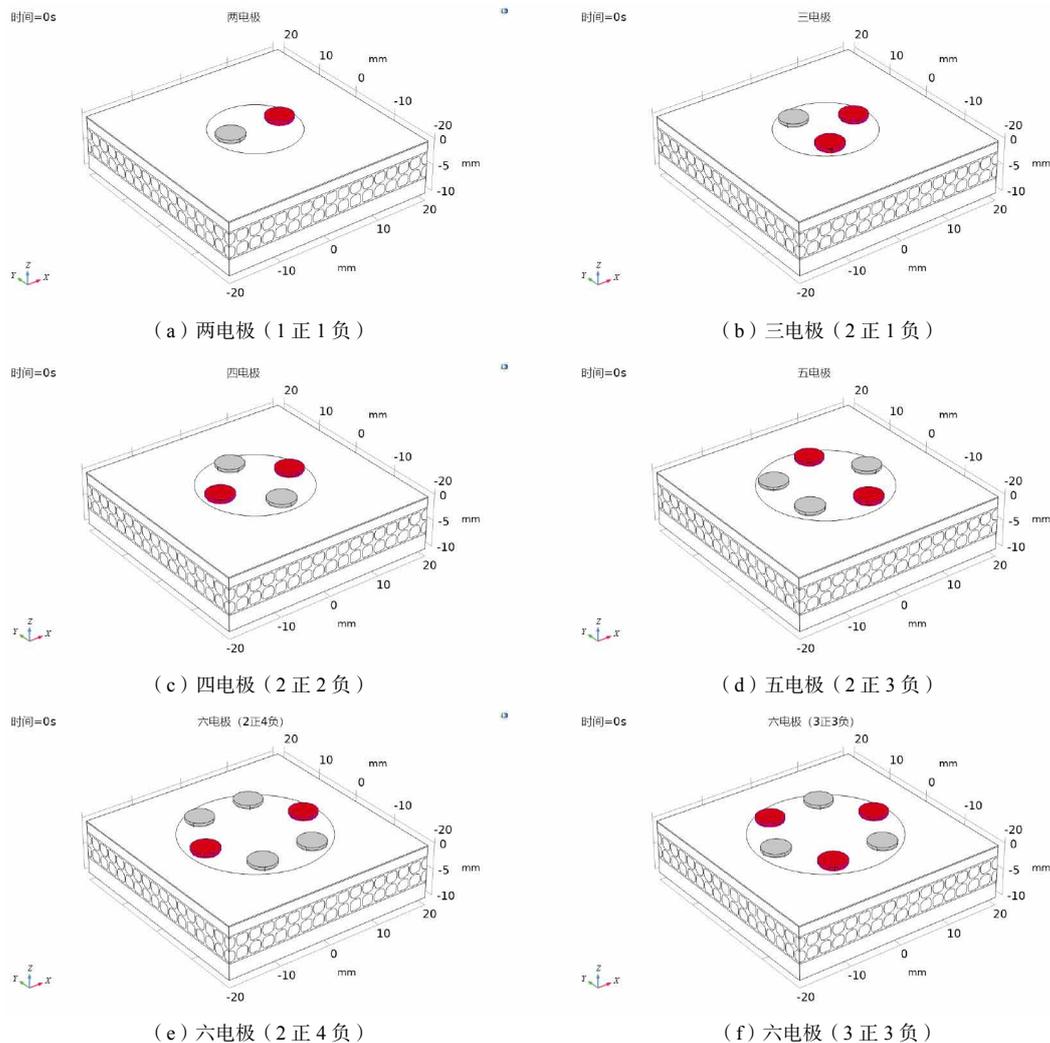


图 18 6组电极数量及排布

Fig.18 The number and arrangement of 6 groups of electrodes, magenta electrodes are positive and gray electrodes are negative

分布形态几乎不变，但相同处理时间下的最高温度会升高，达到相似温度分布所需的时间减少，其中射频电压有效值的影响更加显著，射频频率的影响较为轻微。

(2) 增大电极直径或减小电极间距对最高温度的影响不大，但会升高相邻电极间的温度，使射频美容仪下的温度更加均匀，平均温度上升，相邻电极间升温区域的深度也更浅。

(3) 电极与皮肤紧贴或不紧贴情况下的温度分布会有较大的差异。相比紧贴皮肤，当在电极与皮肤之间加入有厚度的凝胶层时，皮肤的最高温度显著下降，温度极差显著减小，分布较为均匀；增大电极高度，皮肤最高温度只是略微减小，整体温

度分布更均匀。

(4) 当改变电极数量及排布时，如果正、负电极数量不相等，会在数量较少的电极下产生较高的温度，正、负电极数量差距越大，温度越高。如果正、负电极数量相等，则在各电极下的温度分布几乎一样。对于正、负电极数量相当的情况，电极数量增加，模型整体的温度会略微升高。

### 3 离体组织实验与仿真

本实验使用一款市面上的射频美容仪，对离体时间 12 ~ 24h 的具有完整组织层结构的猪腹部五花肉进行实验，并建立对应的仿真模型，对比实验采集数据与仿真结果。

经测量，射频美容仪相邻电极间射频部分的电

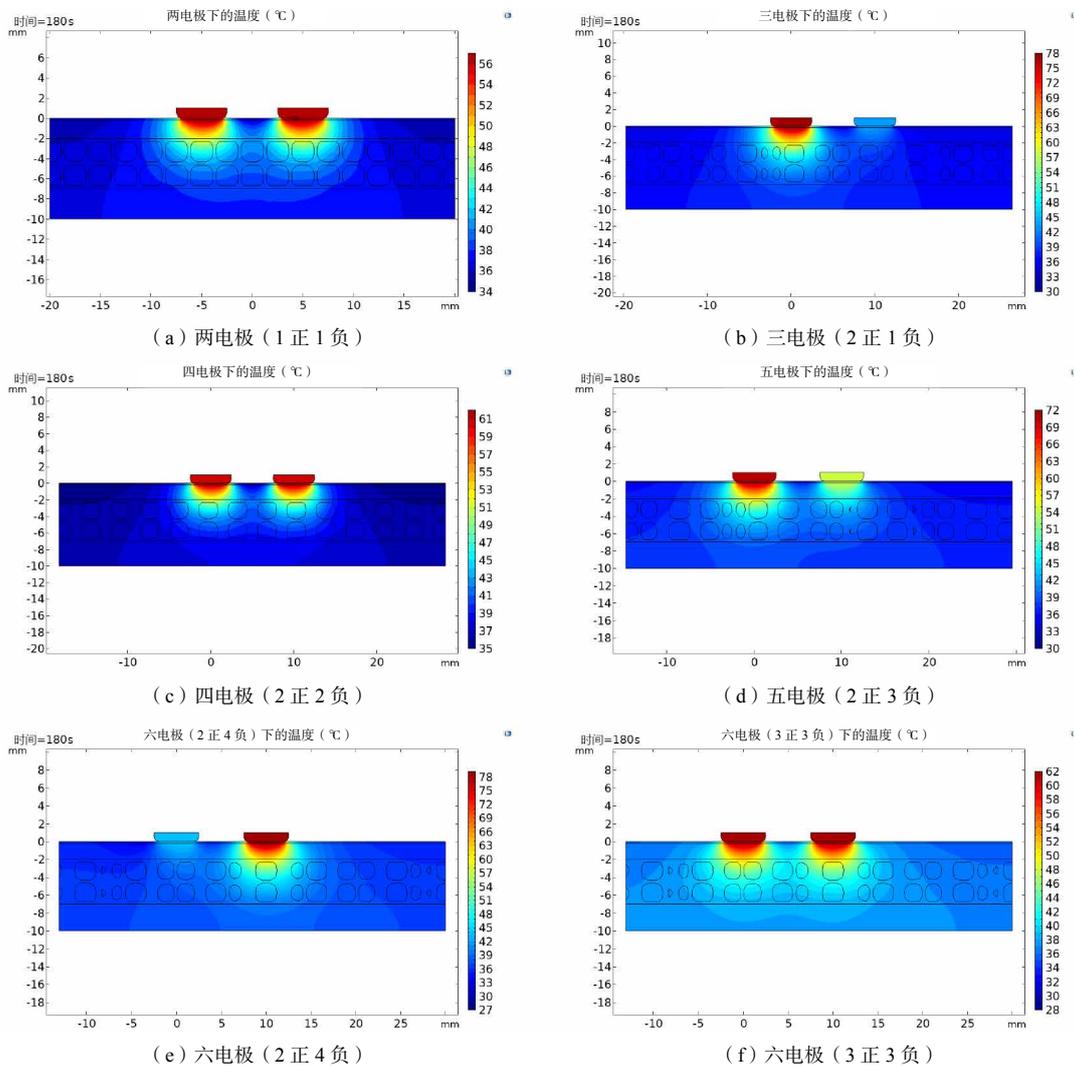


图 19 在不同电极数量下处理 180s 后相邻电极所在纵截面温度

Fig.19 Temperature of the longitudinal section where the adjacent electrodes located after 180s of treatment at different numbers of electrodes

压峰值为 177.5V，一个周期为 10ms，其中射频信号持续 1ms，其余时间无信号。射频信号可以近似看作正弦波，其周期为 1 $\mu$ s，频率为 1MHz。温度采集模块由 8 通道热电偶温度采集模块、485-USB 转换器、K 型热电偶探针及直流电源组成。探针采集的温度数据经由温度采集模块和 485-USB 转换器传输至计算机中读取并处理。

如图 20 所示，在离体组织上选取 4 组深度，分别为皮肤/脂肪分界 (1mm)、脂肪中部 (8mm)、脂肪/肌肉分界 (15mm)、肌肉中部 (25mm)。在每组深度上各取两个点，分别为离体组织中心及中心距水平边界的中点。若用坐标表示，以离体组织上表面中心为原点，x、y 轴分别平行于水平边

界，z 轴垂直向下，则所取的 8 个探针位置可表示为 (10,0,1)、(0,0,1)、(10,0,8)、(0,0,8)、(10,0,15)、(0,0,15)、(10,0,25)、(0,0,25)，单位 mm。

射频美容仪的一个工作周期为 6min。用射频美容仪处理离体组织一个周期的时长，在计算机端读取串口上传的各探针温度数据并记录。同时，使用第 2 节的组织模型与参数条件，对该离体组织进行建模，使用射频电压有效值作为直流电压代替射频电压。本研究共进行了两组仿真与实验，仿真结果与实验数据对比分别如图 21 和图 22 所示。

从仿真结果与实验数据看，射频美容仪作用于离体组织，其产生的热量主要集中在表皮层、真皮层及脂肪层的上层。对比仿真结果与实验数据，两

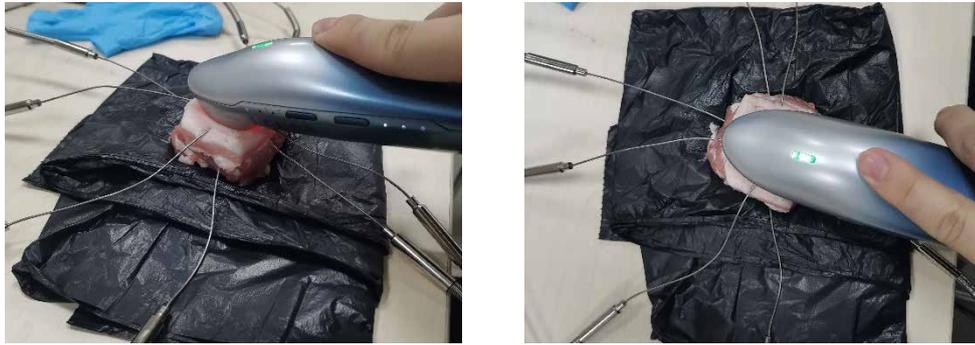


图20 用探针测量离体组织的升温情况

Fig.20 Measuring the temperature of in vitro tissue with probes

热电偶测量射频美容仪作用下离体组织的升温情况及与仿真结果的对比 (实验1)

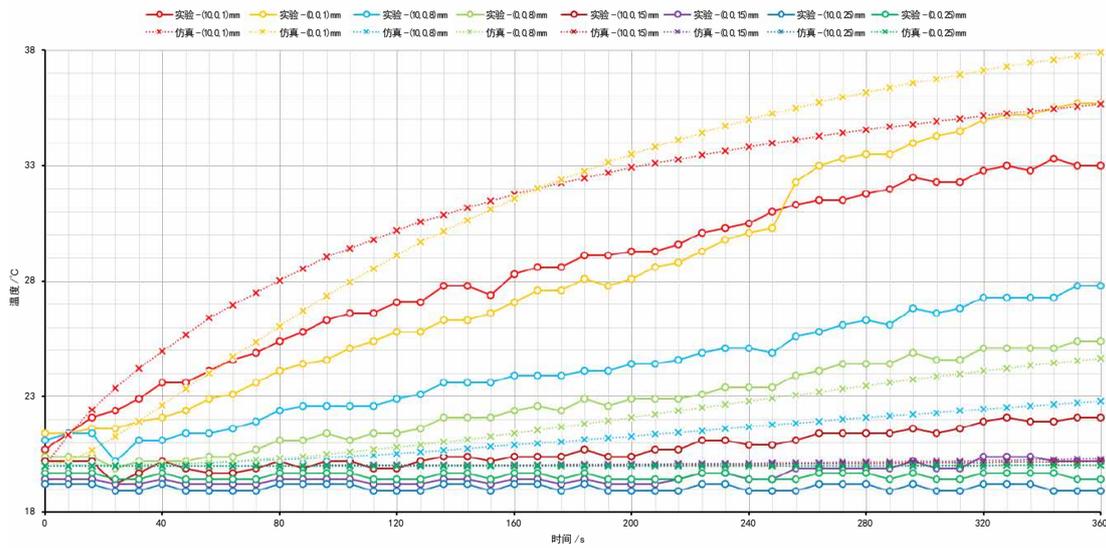


图21 实验1 仿真结果与实验数据对比

Fig.21 Comparison of simulation result with experimental data in the first experiment

热电偶测量射频美容仪作用下离体组织的升温情况及与仿真结果的对比 (实验2)

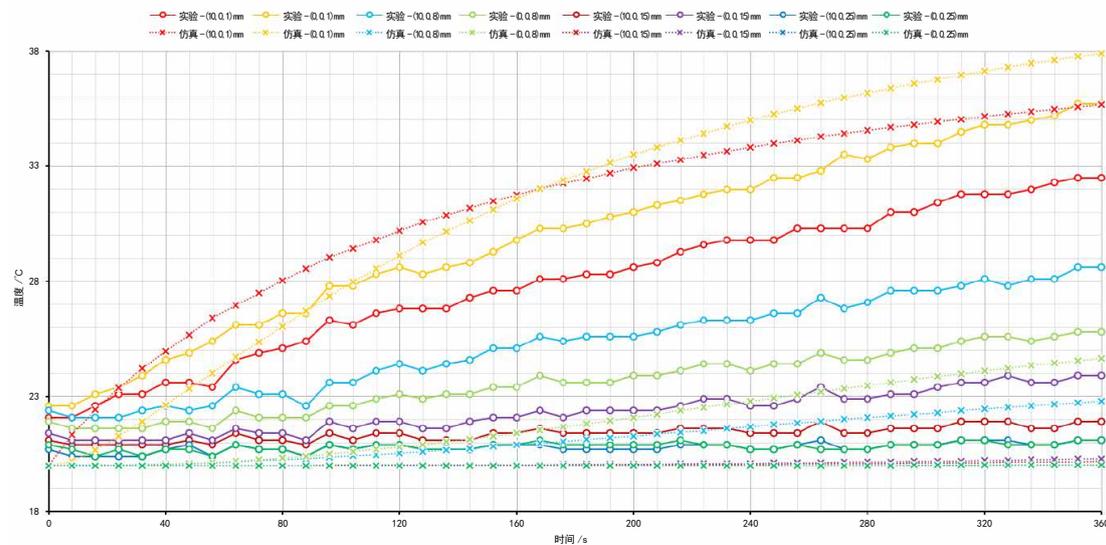


图22 实验2 仿真结果与实验数据对比

Fig.22 Comparison of simulation result with experimental data in the second experiment

者具有较为相似的升温趋势；但两者在不同部位的升温程度有些许差异：在表皮层，实验的温度增长幅度低于仿真，而在脂肪层和肌肉层，实验的温度增长幅度又高于仿真，可能是由于离体组织的材料性质与仿真的人体组织有一定差距，导致实验的穿透深度大于仿真。总体来说，实验数据能证明仿真结果较为贴合实际情况，具有一定的准确性与合理性，同时也表明，射频美容仪具有一定的穿透表皮层、加热真皮层与脂肪层的特点，能达到美容的效果，但也存在脂肪层温度上升相对不明显的问题。

#### 4 结论与讨论

本研究基于皮肤的解剖结构，创新性地建立了分层具隔膜模型，明确了仿真的材料参数与边界条件。温度分布是评价射频美容仪对皮肤作用效果的重要指标之一。结合新型具隔膜模型，我们依次改变了射频电压有效值、电极高度、射频频率、电极直径、电极间距、电极数量及排布等变量，探讨了各变量对电场、热场及温度的影响，得到了较为丰富的结论。同时，本研究对一款市面上的射频美容仪与离体组织开展了实验，并依照实验建立了对应的仿真模型，对比两者得到的数据，验证了仿真的准确性与合理性。本研究可为射频美容仪的临床应用及产业化提供一定的参考，也将为今后相关方向的研究提供一定的依据。

然而，本研究同样存在一些问题有待进一步研究讨论。

(1) 本研究主要探讨在不同参数条件下，多电极射频美容仪作用于皮肤的温度分布规律，而对于从温度分布仿真结果到诸如射频美容仪的安全性、有效性、合理参数组合等实际问题，还需要一定的数据转换与标准判断，以及更完善的理论与实验研究。

(2) 许多材料参数，如导热系数、时间因子等，均会随着温度的变化而变化，本研究并未考虑材料性质的变化，因此仿真结果可能与事实有一定的差异。

(3) 许多射频美容仪为了减少表皮的疼痛与损伤，往往会配备表面冷却措施以降低表皮温度，或者配备温度传感器以根据表皮温度调整射频输

出功率，避免表皮过热。这些因素在本研究中均未考虑。

#### 参考文献

- [1] 燕声. 不合格美容仪会“毁容” [N]. 保健时报, 2022-12-01.  
YAN Sheng. Unqualified cosmetic devices can “disfigure” [N]. Health Times, 2022-12-01.
- [2] HE X, BISCHOF J C. Quantification of temperature and injury response in thermal therapy and cryosurgery [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2003, 31(5-6): 355-422.
- [3] FRANCO W, KOTHARE A, RONAN S J, *et al*. Hyperthermic injury to adipocyte cells by selective heating of subcutaneous fat with a novel radiofrequency device: feasibility studies [J]. *Lasers Surg Med*, 2010, 42(5): 361-370.
- [4] 石翠萍, 杨蓉娅. 射频在皮肤美容科的应用 [J]. *中国美容医学*, 2010, 19(12): 1894-1896.  
SHI Cuiping, YANG Rongya. Applications of radiofrequency for cosmetic dermatology [J]. *Chinese Journal of Aesthetic Medicine*, 2010, 19(12): 1894-1896.
- [5] 臧连儒, 周宇, 康佳, 等. 电极间距与电极直径对恒功率下双极射频熔脂效果影响的研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2020, 39(5): 566-576.  
ZANG Lianru, ZHOU Yu, KANG Jia, *et al*. Study on the effect of electrode spacing and electrode diameter on bipolar radiofrequency fat melting at constant power [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2020, 39(5): 566-576.
- [6] LIANRU Z, YU Z, JIA K, *et al*. A computational and experimental study to compare the effectiveness of bipolar mode with phase-shift angle mode in radiofrequency fat dissolution on subcutaneous tissue [J]. *Lasers Surg Med*, 2021, 53(10): 1395-1412.
- [7] JIMENEZ LOZANO J N, VACAS-JACQUES P, ANDERSON R R, *et al*. Effect of fibrous septa in radiofrequency heating of cutaneous and subcutaneous tissues: computational study [J]. *Lasers Surg Med*, 2013, 45(5): 326-338.
- [8] JIMENEZ-LOZANO J, VACAS-JACQUES P, ANDERSON R R, *et al*. Selective and localized radiofrequency heating of skin and fat by controlling surface distributions of the applied voltage: analytical study [J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(22): 7555-7578.
- [9] PANAGIOTOPOULOU O. Finite element analysis (FEA): applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology [J]. *Ann Hum Biol*, 2009, 36(5): 609-623.
- [10] DOSS J D. Calculation of electric fields in conductive media [J]. *Med Phys*, 1982, 9(4): 566-573.
- [11] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the

- resting human forearm [J]. **J Appl Physiol**, 1948, 1(2): 93-122.
- [12] BERJANO E J. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future [J]. **Biomed Eng Online**, 2006, 5: 24.
- [13] PILSL U, ANDERHUBER F. The septum subcutaneum parotideomasetericum [J]. **Dermatol Surg**, 2010, 36(12): 2005-2008.
- [14] SONG A Y, ASKARI M, AZEMI E, *et al.* Biomechanical properties of the superficial fascial system [J]. **Aesthet Surg J**, 2006, 26(4): 395-403.
- [15] COTOFANA S, KAMINER M S. Anatomic update on the 3-dimensionality of the subdermal septum and its relevance for the pathophysiology of cellulite [J]. **J Cosmet Dermatol**, 2022, 21(8): 3232-3239.
- [16] GONZALEZ-SUAREZ A, GUTIERREZ-HERRERA E, BERJANO E, *et al.* Thermal and elastic response of subcutaneous tissue with different fibrous septa architectures to RF heating: numerical study [J]. **Lasers Surg Med**, 2015, 47(2): 183-195.
- [17] THOMSEN S, PEARCE J A. Thermal damage and rate processes in biologic tissues [M]//WELCH A J, VAN GEMERT M J C. Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue. Dordrecht: Springer Netherlands. 2011: 487-549.
- [18] SEGURA S, REQUENA L. Anatomy and histology of normal subcutaneous fat, necrosis of adipocytes, and classification of the panniculitides [J]. **Dermatol Clin**, 2008, 26(4): 419-424.
- [19] GABRIEL S, LAU R W, GABRIEL C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues [J]. **Phys Med Biol**, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [20] ANDREUCETTI D, FOSSI R, PETRUCCI C. An internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz [DB/OL]. Florence (Italy): IFAC-CNR. 1997, <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.