

水冷式射频组织焊接电极的多物理场 仿真与实验研究

陈 通, 涂良勇, 陈留晓, 涂明玉, 毛 琳, 宋成利

(上海理工大学, 健康科学与工程学院, 上海 200093)

摘要: 为了降低射频组织焊接中高温造成的热损伤, 设计了一种创新的水冷式射频组织焊接电极, 使用 COMSOL Multiphysics 软件对猪小肠的体外焊接过程进行了多物理场仿真, 结合焊接和爆破压实验对生物组织的焊接温度与效果进行了分析。结果表明: 仿真使用“温度阈值”方法解决了现有模型中生物组织水分的可逆蒸发问题; 在相同实验条件下水冷电极的最大焊接温度为 139.8 °C, 平均焊接温度为 112.5 °C, 较典型金属电极明显得到控制; 水冷电极作用下生物组织爆破压达到 62.3±13.7 mmHg, 满足焊接要求。仿真模型预测的温度与实验结果拟合良好, 且水冷电极有效焊接了组织, 控制了焊接温度。

关键词: 射频电流; 组织焊接; 水冷式电极; 温度; 多物理场仿真

中图分类号: Q 81 **文献标志码:** A

Multiphysics simulation and experiment of water-cooled radiofrequency tissue welding electrodes

CHEN Tong, TU Liangyong, CHEN Liuxiao, TU Mingyu, MAO Lin, SONG Chengli

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: To reduce thermal damage caused by high temperature during radiofrequency tissue welding, a novel water-cooled radiofrequency tissue welding electrode was designed. COMSOL Multiphysics was used to simulate in vitro welding process of porcine small bowel. Welding temperature and effect on biological tissue were analyzed through welding and bursting pressure experiments. Results showed simulation with temperature threshold method could solve reversible water evaporation problem in the existing model. Maximum and average welding temperatures of water-cooled electrodes were 139.8 °C and 112.5 °C, respectively, which were significantly controlled compared to typical metal electrodes under the same conditions. Tissue welded by water-cooled electrodes reached bursting pressure of 63.6±13.7 mmHg and welding requirement was satisfied. Temperature predicted by simulation model fit

收稿日期: 2022-07-31

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (51735003); 科技部数字诊疗装备研发重点专项 (2019YFC0120402)

第一作者: 陈 通 (1998-), 男, 硕士研究生. 研究方向: 微创医疗器械. E-mail: usst_chentong@163.com

通信作者: 宋成利 (1968-), 男, 教授. 研究方向: 微创医疗器械. E-mail: csong@usst.edu.cn

well with experimental results, and water-cooled electrodes demonstrated effectiveness in welding tissue and controlling welding temperature.

Keywords: radiofrequency current; tissue welding; water-cooled electrode; temperature; multiphysics simulation

射频组织焊接是一种新型的、使用能量来吻合生物组织的方式，其高效可靠的免缝合特点愈加受到人们的青睐^[1]。吻合手术方法众多^[1,2-3]，传统的手工缝合发展相对成熟，其需要缝合材料，适用范围广，但缝合口不完全连续，手术过程繁琐复杂，对医生的临床经验要求较高。机械吻合器的出现使缝合过程更加标准化，降低了手术难度，但依然存在缝合口不完全连续的问题。手工缝合和机械吻合均存在针线、吻合钉等异物进入生物组织的情况，易引起患者伤口发生炎症。相较于传统的吻合方式，近年来使用各种能量用于吻合手术，典型能量包括超声^[4]、激光^[5]和射频电流^[6]。超声能量用于吻合会伴随显著的炎症反应；激光焊接需要蛋白质焊料配合完成，流程复杂，存在焊接强度不足、内膜增生等不良后果。

射频组织焊接利用高频电流完成吻合工作。生物组织结构在电流和高温作用下被逐渐破坏^[7]、蛋白质变性^[8]。变性生物组织在焊接钳口压力作用下，无异物介入便能达到焊接效果，其吻合口密闭性和连续性较好，术中出血量有效减少，且射频能量器械可以集止血、切割、吻合等功能于一体，有效简化手术流程。

射频组织焊接的研究对象包括血管、结直肠以及小肠等，主要对新鲜的离体生物组织或活体动物进行实验研究^[9]，方向包括探究焊接机理、优化能量输出^[10]、改进焊接电极结构^[11]、揭示物理过程^[12]等方面。目前，射频组织焊接技术仅在较小动脉、静脉的闭合手术中有商业临床应用，如美敦力的 Ligasure 手术结扎器械。焊接组织在射频能量的作用下会产生焦耳热，对焊接温度进行控制可以有效减少周围组织的热损伤。

本文提出了一种新的水冷式射频组织焊接方法，建立了小肠组织焊接过程的多物理场仿真模型，通过离体猪小肠组织的实验验证，并与典型的双极型金属焊接电极进行对比，分析了水冷式焊接方法对温度的控制效果，为射频组织焊接提供了新的研究思路。

1 材料与方法

1.1 射频组织焊接基本原理

射频组织焊接机理的微观解释尚未形成统一标准，对于焊接过程的理解主要基于宏观实验结果的经验总结和原理性假说的建立。主流观点认为射频组织焊接过程涉及高频电流破坏细胞结构、蛋白质变性、生物组织产生焦耳热及黏连机理^[1]，最终生物组织在焊接钳口的压力作用下实现焊接效果。本文对焊接过程的宏观性质进行研究，分析水冷式射频组织焊接电极作用下生物组织的温度变化。

焊接过程中取直流电压有效值^[13]为生物组织提供静电场，静电场由拉普拉斯 (Laplace) 方程控制^[14]

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0 \tag{1}$$

式中： σ 为生物组织电导率； V 为电势。

电流密度 (J) 控制方程为微分形式欧姆定律

$$J = \sigma E \tag{2}$$

式中， E 为电场强度。

生物组织热传递由增加对流项的 Pennes 方程^[15]控制

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T - \rho c \mathbf{u} \cdot \nabla T + Q_b + Q_m + Q_j \tag{3}$$

式中： ρ 为生物组织密度； c 为定压比热容； T 为热力学温度； k 为导热系数； $\mathbf{u}$ 为液体流动速度； Q_b 、 Q_m 和 Q_j 分别为血流换热量、新陈代谢热量和焦耳热。

生物组织损伤分数由温度阈值方程^[16]控制

$$\begin{cases} \alpha(t) = \alpha_0 + \frac{1}{t_{d,h}} \int_0^t (T > T_{d,h}) dt \\ \alpha(t) = 1, (T > T_{n,h}) \end{cases} \tag{4}$$

式中： α 为生物组织损伤分数 ($\alpha \in [0,1]$)； $T_{d,h}$ 为损伤温度 100 ℃； $t_{d,h}$ 为损伤时间 0.1 s； $T_{n,h}$ 为坏死温度 103 ℃。

1.2 焊接电极结构

典型的双极型金属焊接电极 (简称为金属电极) 为薄层金属焊接钳口，外围包覆绝缘层，电极部

分整体尺寸为 34 mm×7 mm×5 mm, 如图 1(a) 所示。水冷式焊接电极(简称为水冷电极)整体尺寸为 36 mm×7 mm×7 mm, 如图 1(b)、图 1(c) 所示。电极板材料为黄铜; 生理盐水管路和顶端扣帽材

料为高性能绝缘尼龙, 用于承受电极的力学载荷和高温载荷。生物组织夹持于水冷电极中心处进行焊接工作, 管路底部交错分布的通孔为生理盐水与生物组织提供接触路径, 构成电流通路。

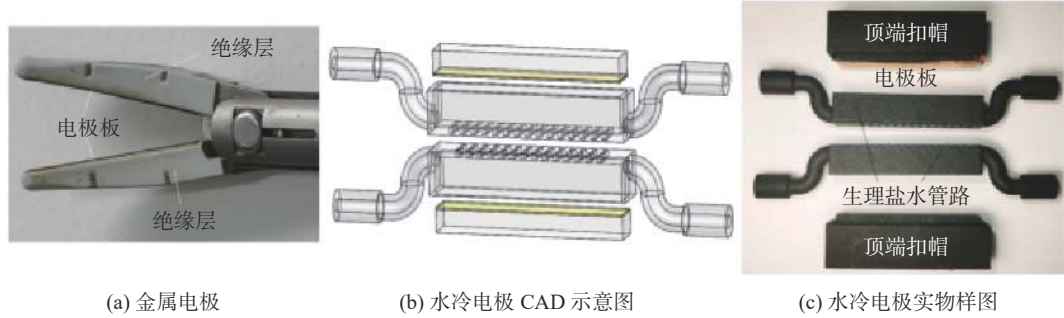


图 1 电极结构
Fig.1 Electrode structures

1.3 有限元建模与仿真

使用多物理场仿真软件 COMSOL Multiphysics 进行有限元分析, 物理场包括“层流”、“电流”和“生物传热”。其中“层流”求解步骤与“生物传热”求解步骤单向耦合, 为传热过程的对流换热提供稳态速度场分布; “电流”求解步骤与“生物传热”求解步骤双向耦合, 材料热力学属性与电场分布相互影响。

1.3.1 有限元模型

几何模型选取二维平面进行仿真(剖面 I), 如图 2 所示。仿真域包括绝缘尼龙、电极、生理盐水、小肠四部分。

模型的主要边界包括: 流体入口为垂直入射速度 0.37 m/s; 出口压强为 1 个标准大气压。电势边界为焊接电极实际射频电压的直流有效值^[13], 输入功率为 150 W。传热过程中, 流出边界表示生理盐水流动带出热量; 外部散热边界, 为内置“水平平板”模型的自然对流换热; 内部散热边界, 为内置平行窄缝流道强化的自然对流换热; 恒温边界, 为自来水室温 25 ℃。边界条件作用范围及图例如图 2 所示。

绝缘尼龙、电极和生理盐水溶液的材料属性均为常数, 数据来源为软件材料库和经验公式推算^[17]。生物组织的电导率 σ 、导热系数 k 、比热容 c 与生物组织的温度 T 、损伤分数 α (含水量)密切相关。小肠的电导率 σ 、导热系数 k 与温度 T 分别构成式(5)、式(6)函数关系, 103 ℃ 后认为小肠完全损伤^[18-19], 其属性参考值由 IT'IS Foundation 生物数据库^[20] 确定(频率: 470 kHz), σ_{ref} 为 $0.13 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$, 导热系数 k_{ref} 为 $0.405 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$, T_{ref} 为 298.15 K。

$$\sigma(T) = \sigma_{\text{ref}} [1 + 0.02 \times (T - T_{\text{ref}})] \quad (5)$$

$$k(T) = k_{\text{ref}} + 0.001 \, 17 \times (T - T_{\text{ref}}) \quad (6)$$

Chen 等^[13] 和 Yang 等^[21] 认为生物组织的比热容有两部分来源: 30% 的干组织和 70% 的水分。仿真时总比热容由式(7)表示, 其中 c_t 为干组织比热容, c_w 为水比热容, c_l 为水的汽化潜热; 构成比例与生物组织含水量 $W(T)$ 密切相关; $W(T)$ 使用 Yang 等^[22] 的经验公式(8)计算。标准状态下 c_w 为 $4200 \text{ J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$, c_l 为 2260 kJ/kg , 生物组织含水量、总比热容与温度的函数关系分别如图 3(a) 和图 3(b) 所示, 图 3(b) 表明生物组织水分蒸发所等效的汽化潜热吸收量对总比热容 c 影响极大。

$$c(T) = [1 - W(T)]c_t + W(T)c_w + \left| \frac{dW(T)}{dT} \right| c_l \quad (7)$$

$$W(T) = \frac{1.166}{1 + e^{0.417 \times [(T - 273.15) - 103]}} \times 70\% + 0.1\% \quad (8)$$

实际焊接过程生物组织的温度 T 与时间 t 不是严格的单调递增关系。 T 随 t 下降时, 图 3(b) 中出现总比热容随 T 下降而逆向改变的错误仿真属性。当 $T > 100 \text{ }^\circ\text{C}$ 时, 比热容模型的可逆变化表示已蒸发水分再次被吸收回生物组织, 这与实际情况不符。本文使用生物组织“损伤分数” α 的“温度阈值”模型进行改进: 当 $T < 100 \text{ }^\circ\text{C}$ 时, $\alpha = 0$, 小肠属性由表 1 中的“小肠”来控制; 当 $100 \text{ }^\circ\text{C} \leq T \leq 103 \text{ }^\circ\text{C}$ 时, $\alpha \in [0, 1]$, 为小肠组织设置 $L_{\text{dh}} = 2260 \times 70\% = 1582 \text{ kJ/kg}$ 的不可逆转变焓变, 每个计算时间步长更新 α , 根据 α 的大小线性变化, 等效生物组织蒸发时吸收的热量, 以此来动态表示小肠组织内部水分减少的不可逆蒸发过程; 当 $T > 103 \text{ }^\circ\text{C}$

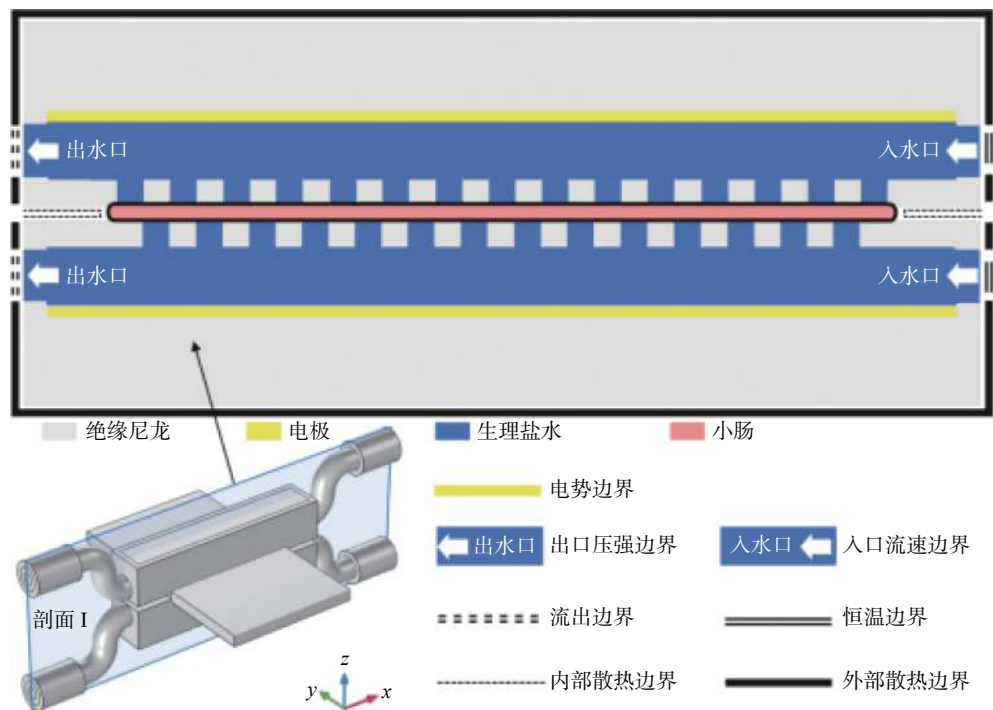


图 2 有限元模型及边界条件

Fig.2 Finite element model and boundary conditions

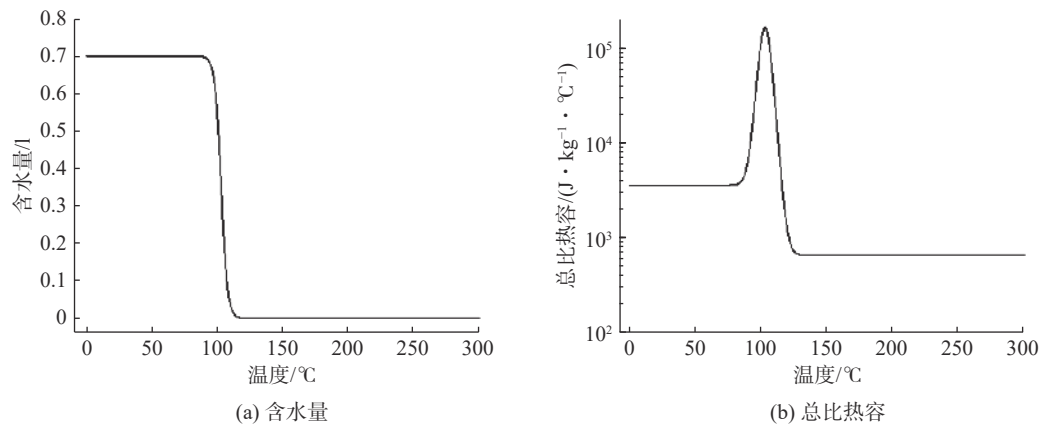


图 3 生物组织温度特性

Fig.3 Temperature characteristics of biological tissue

时， $\alpha=1$ ，完全损伤的小肠由表 1 中的“受损小肠”来控制。各材料属性如表 1 所示。

1.3.2 网格及求解器设置

仿真模型的网格序列类型选择用户控制网格，小肠两端半圆形区域使用自由四边形网格划分，其余仿真域均使用映射方式进行均匀分布划分。小肠和生理盐水溶液为流场、电场和热场的主要仿真区域，占用计算资源多，要求网格划分密集，网格为 $0.1\text{ mm}\times0.1\text{ mm}$ 大小的四边形网格；特别地，流体壁面边界划分 8 层边界层网格，初始边界层厚度为 0.001 mm ，边界层拉伸因子为 1.2，划分边界层的壁面如图 4 白色边线所

表 1 材料属性

Tab.1 Material properties

仿真域名称	$\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	$\sigma/(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$k/(\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1})$	$c/(\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1})$
受损小肠	1 100	0.01	0.53	2 223
小肠	1 030	$\sigma(T)$	$k(T)^{[23]}$	3 595
铜电极	8 960	5.998×10^7	400	385
绝缘尼龙	1 150	0.10	0.26	1 700
生理盐水	1 000	1.553	0.50	4 200

示。电极板及其以外的绝缘尼龙区域占用计算资源较少，网格划分稀疏，选择 $0.1\text{ mm}\times0.3\text{ mm}$ 大小的四边形网格。

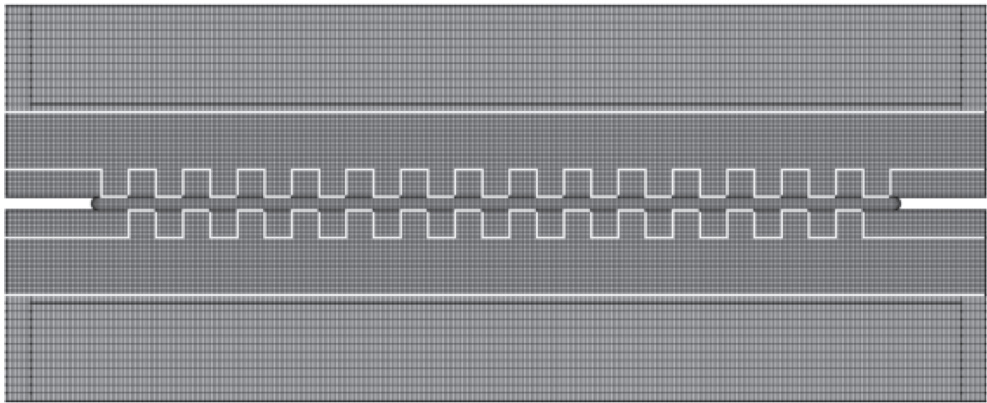


图 4 有限元网格

Fig.4 Finite element meshes

流场计算采用稳态步骤求解, 求解方法为全耦合方式, 计算结果为生物传热提供稳定的流体速度场分布。电场和热场采用瞬态步骤求解, 求解器类型为 PARDISO 直接求解器^[24], 求解方法为分离步方式, 以减少计算量, 加快求解速度。

1.4 焊接实验与爆破压实验

焊接材料选取新鲜的离体猪小肠组织, 剔除小肠外表面与浆膜相连的脂肪, 冲洗干净后将猪小肠分为长度 50~60 mm 的小段, 放至生理盐水溶液中待用。

猪小肠焊接和爆破压实验平台如图 5 所示。焊接实验共两组(A 和 B), 每组 10 个样本, 两组实验使用相同的压力(100 N)和功率(150 W)输入挡位。A 组为对照组, 使用金属电极焊接; B 组为实验组, 使用水冷式电极焊接。焊接实验中: 射

频能量发生器(Ligasure-8, Valleylab)为小肠提供 470 kHz 的三档恒功率能量输入; 待用小肠样品夹持于电极中间位置, 数显式推拉力计(HF-300, Aliyiqi)保证稳定压力作用于焊接电极; 蠕动泵(KKDD-12B17A, Kamoer)由小型直流电源单独供电(4 V), 为水冷式电极内部空腔提供恒定流量(2.3 mL/s)的室温生理盐水循环溶液; 焊接电极之间的实时电压由示波器(DS2302A, RIGOL)采集; 小肠的内部中心温度由热电偶(ETA-G-K-30-SLE, ETA)和温度数据记录仪(TC-08, Picolog)实时测量, 并使用数据记录软件 Picolog 处理。爆破压实验中: 管路正确连接、密封后, 使用医用注射器向封闭的吻合小肠腔内缓慢注水直至吻合口破裂, 精密数字压力表(YB-80A, XSENR)记录该过程中的最大压强即为爆破压。



图 5 实验平台

Fig.5 Experimental platforms

2 结果与讨论

2.1 流动速度

流体速度场分布如图 6 所示。由计算结果可知, 通孔外溶液的最大流动速度为 0.41m/s; 通孔

内溶液流动速度较小, 最大流动速度为 0.08 m/s, 贴近壁面处基本不流动; 距离来流入口越远的区域, 通孔处的溶液流动速度越小。稳定的流场分布为生物传热提供了强制对流换热条件, 有利于降低小肠组织的焊接温度。

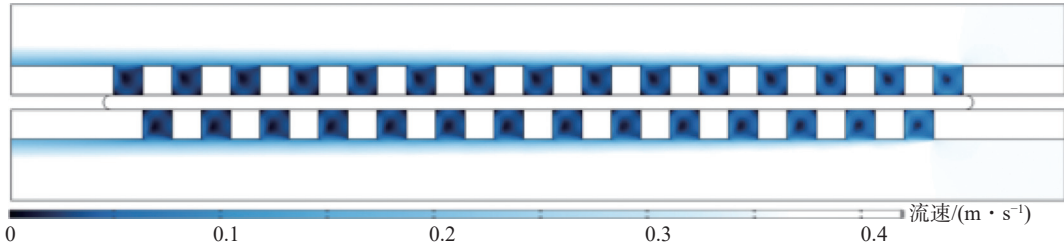


图 6 流速仿真结果
Fig.6 Simulation results of flow velocity

2.2 电流密度与温度

电流密度的仿真结果如图 7 所示。原理上水冷电极能建立起电流通路，同时交错排布的生理盐水通孔为小肠组织提供了相对均匀的电流密度，有利于小肠的均匀焊接。不同于金属电极，水冷电极使用生理盐水溶液作为电极的一部分，改变了焊接电极的作用介质。金属电极仅由外部室温空气与小肠组织进行自然对流换热；水冷电极提供了循环流动的室温生理盐水溶液，具备强制对流冷却作用，为焊接组织提供了良好的降温环境。

小肠的温度分布如图 8 所示。生物组织产热密集区域与强电流密度区域一致，主要在通孔对角处温度最高。在 0~1 s 的时间内，最高温度已

经超过 100 ℃，在生理盐水溶液的对流冷却作用下，部分热量随来流方向不断向出水口附近转移；5 s 时热场整体分布趋于稳定；12 s 后随着射频能量输入的消失，温度逐渐降低。

焊接实验结果如图 9(a)~(b) 所示，可以看出：金属电极焊接后，生物组织吻合区域存在部分焦黑碳化现象；水冷电极焊接后，生物组织质地均匀，形态上无明显焦黑区域。图 9(c) 为实验与仿真温度结果，可以看出：a. 在金属电极焊接实验中，小肠平均焊接温度维持在 169.7 ℃，最高温度可达 263.7 ℃；在水冷电极焊接实验中，小肠平均焊接温度为 112.5 ℃，最高温度仅为 139.8 ℃。焊接实验证明在相同的功率和压力下，水冷电极结

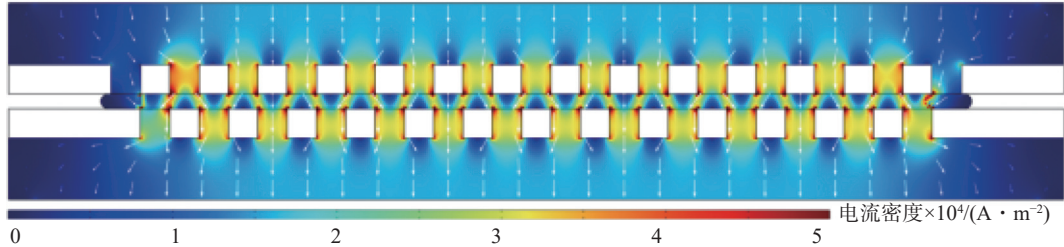


图 7 电流密度仿真结果
Fig.7 Simulation results of electric current density

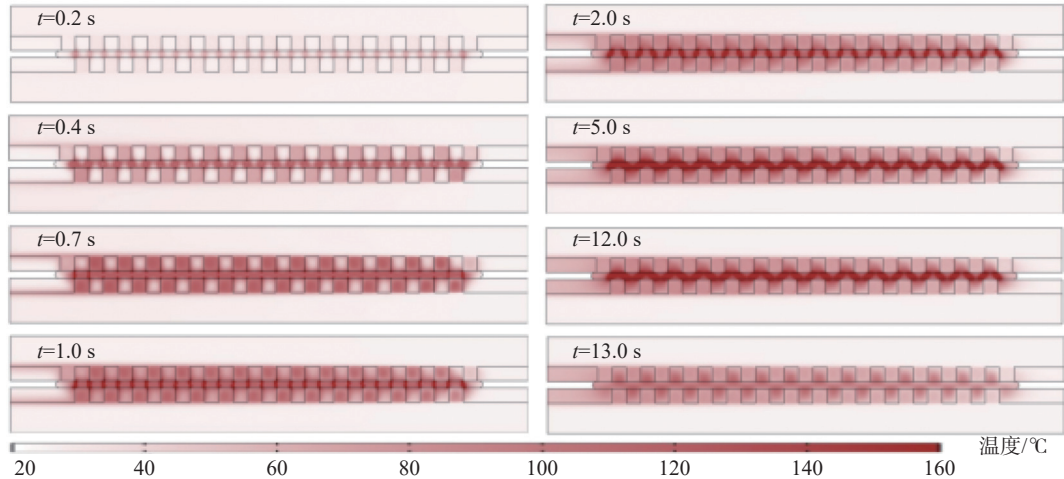


图 8 温度仿真结果
Fig.8 Simulation results fo temperature

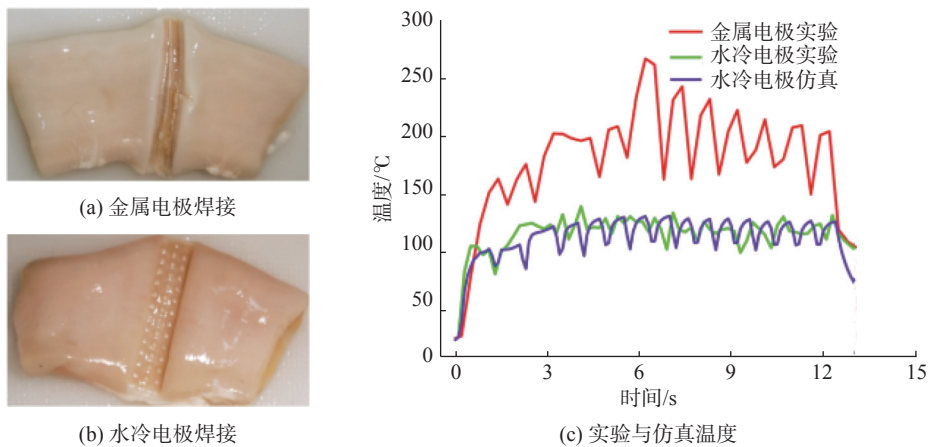


图 9 焊接结果及温度曲线

Fig.9 Welding results and temperature curves

构设计有效地控制了小肠组织的焊接温度。b. 水冷电极仿真温度为小肠域的温度积分平均值, 其数值与实验结果基本一致, 拟合度良好, 相对误差为 5.1%。水冷电极的实验与仿真温度结果证明了有限元仿真模型的有效性和正确性。

2.3 爆破压

爆破压实验结果如表 2 所示。结果表明, 在相同的功率和压力下, 金属电极爆破压为 82.5 ± 16.1 mmHg, 水冷电极爆破压为 62.3 ± 13.7 mmHg, 水冷电极的焊接强度略低于金属电极。周华彬等^[6]、Tu 等^[10] 研究发现, 金属电极焊接猪小肠的最大爆破压可以达到 86.28 ± 20.89 mmHg 和 63.5 ± 2.05 mmHg, 水冷电极焊接强度与前述研究水平相当, 且人体小肠的基础压为 $6.2\sim 7.7$ mmHg, 证明水冷电极焊接强度具有研究价值。此外, 水冷电极焊接强度从以下角度出发有望继续提高: a. 改进电极结构。水冷电极与小肠为部分固体(绝缘外壳)、部分流动液体(生理盐水)接触, 通孔处生物组织的压力条件弱, 可以优化结构, 改善焊接效果。b. 施加最佳钳口压力。本文对照组为 LigaSure 器械, 压力恒定, 水冷电极的焊接压力与其保持一致。射频组织焊接压力是影响爆破压强度的参考因素^[25], 探究最佳压力可以改善焊接效果。c. 优化

能量输入。LigaSure 能量平台是基于人体血管闭合设计的能量平台, 本文使用 LigaSure 对水冷电极的焊接效果进行了探索性研究, 依据猪小肠的材料属性开发匹配的智能输出能量平台可以改善焊接效果。

3 结 论

水冷电极通过新的结构特性和介质属性, 改变了金属电极的电流分布与散热条件, 实验结果证明其有效焊接了猪小肠组织, 控制了焊接温度。构建了流场、电场和热场结合的多物理场模型进行了有限元仿真分析, 其中“温度阈值”控制方法近似模拟了生物组织受损后水分的不可逆蒸发过程, 焊接温度的仿真结果与实验结果拟合度良好, 仿真模型有效。水冷式射频组织焊接方法为吻合手术提供了新的思路和技术探索方向, 具有临床研究和应用的价值。

参考文献:

[1] KRAMER E A, RENTSCHLER M E. Energy-based tissue fusion for sutureless closure: applications, mechanisms, and potential for functional recovery[J]. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2018, 20: 1–20.

[2] SLIEKER J C, DAAMS F, MULDER I M, et al. Systematic review of the technique of colorectal anastomosis[J]. *JAMA Surgery*, 2013, 148(2): 190–201.

[3] HO Y H, ASHOUR M A T. Techniques for colorectal anastomosis[J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2010, 16(13): 1610–1621.

[4] 梁军, 邢慧敏, 苗蕊, 等. LigaSure、超声刀及双极电凝对山羊肠系膜血管热损伤及止血效果的实验研究 [J]. *中国*

表 2 爆破压结果

Tab.2 Bursting pressure results

组别	爆破压/mmHg
金属电极	82.5±16.1
水冷电极	62.3±13.7
文献[6]	86.28±20.89
文献[10]	63.5±2.05

微创外科杂志, 2015, 15(12): 1101–1103, 1116.

- [5] GOMES D F, GALVÃO I, LOJA M A R. Overview on the evolution of laser welding of vascular and nervous tissues[J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(10): 2157.
- [6] 周华彬, 韩帅, 陈军, 等. 应用软组织高频焊接仪闭合小肠的可行性研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2014, 31(6): 1332–1335.
- [7] REMS L, TANG X R, ZHAO F W, et al. Molecular dynamics of cell membrane electroporation[J]. *Biophysical Journal*, 2021, 120(S3): 42a.
- [8] SRIRAMUJU V, ALFANO R R. *In vivo* studies of ultrafast near-infrared laser tissue bonding and wound healing[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(10): 108001.
- [9] PAN H, LEUNG K K C, NG E K W. Tissue fusion technology versus suture and staple in porcine bowel anastomosis: an *in vivo* study[J]. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 2020, 53(5): e9305.
- [10] TU L Y, ZHOU Y, SONG C L, et al. Preliminary study of a control algorithm for radio-frequency-induced intestinal tissue fusion[J]. *International Journal of Hyperthermia*, 2019, 36(1): 1296–1305.
- [11] ZHAO L X, SONG C L, WANG Z G, et al. Novel concave-convex electrode for colonic anastomoses by radiofrequency thermo-fusion[J]. *Surgical Endoscopy*, 2015, 29(7): 1809–1816.
- [12] 胡钟欣, 宗乃馨, 宋成利, 等. 基于射频能量的肠道组织焊接研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 790–796.
- [13] CHEN R K, CHASTAGNER M W, DODDE R E, et al. Electrosurgical vessel sealing tissue temperature: experimental measurement and finite element modeling[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(2): 453–460.
- [14] TUNGJITKUSOLMUN S, STAELIN S T, HAEMMERICH D, et al. Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002, 49(1): 3–9.
- [15] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1998, 85(1): 5–34.
- [16] BOST C. Heat transfer in biological tissue with thermal damage analysis[EB/OL]. (2019-11-21)[2022-7-31]. <https://www.comsol.com/blogs/heat-transfer-in-biological-tissue-with-thermal-damage-analysis/?setlang=1>.
- [17] STOGRYN A. Equations for calculating the dielectric constant of saline water (correspondence)[J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 1971, 19(8): 733–736.
- [18] CHEN R K, THAN K D, PARK P, et al. Thermoelectrical modeling of bipolar coagulation on posterior spinal artery in a porcine spinal surgery model[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61(1): 182–188.
- [19] DODDE R E. Bioimpedance of soft tissue under compression and applications to electrosurgery[D]. Ann Arbor: The University of Michigan, 2011.
- [20] Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, et al. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues[DB/OL]. (2022-2-22)[2022-7-31]. <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/overview/>.
- [21] YANG D S, CONVERSE M C, MAHVI D M, et al. Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(8): 1382–1388.
- [22] YANG C H, LI W, CHEN R K. Determination of tissue thermal conductivity as a function of thermal dose and its application in finite element modeling of electrosurgical vessel sealing[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2020, 67(10): 2862–2869.
- [23] LI X R, LI W, YANG C H, et al. Dynamic impedance monitoring for large diameter vessel sealing using bipolar electrosurgery[J]. *Journal of Medical Devices*, 2020, 14(2): 021006.
- [24] SCHENK O, GÄRTNER K. Solving unsymmetric sparse systems of linear equations with PARDISO[J]. *Future Generation Computer Systems*, 2004, 20(3): 475–487.
- [25] LI X R. An experimental study of compression force effect on electrosurgical tissue welding[D]. Austin: The University of Texas at Austin, 2015.

(编辑: 董伟)