

文章编号: 1004-7220(2023)03-0601-07

# 新型射频组织焊接电极的设计、仿真与实验研究

邢绪坡, 胡钟欣, 韩正一, 宋成利, 毛琳

(上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093)

**摘要:** **目的** 设计一种新型射频组织焊接电极, 提高吻合口生物力学强度的同时减少组织热损伤。 **方法** 设计表面存在镂空结构的新型电极(梅花形电极), 以环形电极作为对照组, 在射频能量作用下完成肠道组织焊接, 通过撕脱力和爆破压测试研究焊接吻合口的生物力学特性, 采用有限元电-热-力多场耦合仿真分析和热电偶探针研究焊接过程中的组织热损伤, 并对微观组织结构进行检查。 **结果** 当焊接功率 120 W、焊接时间 8 s、压合压强 20 kPa 时, 肠道吻合口呈现最优的生物力学特性。与环形电极对照组相比, 梅花形电极组吻合口生物力学强度更高, 撕脱力和爆破压分别从  $(8.62 \pm 1.22)$  N、 $(81.7 \pm 3.36)$  mmHg 增加到  $(9.54 \pm 1.24)$  N、 $(89.4 \pm 4.15)$  mmHg, 且组织热损伤显著减少, 组织微观结构连接更为紧密。 **结论** 该新型电极在提高吻合口生物力学强度的同时可减少组织热损伤, 进而实现更好的吻合效果。研究结果可为实现人体管腔组织的无缝连接提供参考。

**关键词:** 射频组织焊接; 新型电极; 肠道吻合; 组织热损伤

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.026

## Design, Simulation and Experimental Study of a Novel Radiofrequency Tissue Welding Electrode

XING Xupo, HU Zhongxin, HAN Zhengyi, SONG Chengli, MAO Lin

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

**Abstract:** **Objective** Aiming at improving biomechanical strength of the anastomotic stoma as well as reducing tissue thermal damage, a novel radiofrequency (RF) tissue welding electrode was developed. **Methods** A novel electrode with a hollow structure on the surface (the plum electrode) was designed and the ring electrode was used as control group to conduct the welding of intestinal tissues based on RF energy. Biomechanical properties of anastomotic stoma were studied by shear test and burst pressure test. The tissue thermal damage during welding was investigated by finite element electro-thermal-mechanical multi-field coupling simulation analysis and thermocouple probe, and the tissue microstructures were also studied. **Results** Under 120 W RF energy, 8 s welding duration and 20 kPa compression pressure, the anastomotic stoma had the optimal biomechanical properties. Compared with the ring electrode group, biomechanical strength of the anastomotic stoma in plum electrode group was higher, with the shear strength and burst pressure increasing from  $(9.7 \pm 1.47)$  N,  $(84.0 \pm 5.99)$  mmHg to  $(11.1 \pm 1.71)$  N,  $(89.4 \pm 6.60)$  mmHg, respectively. There was a significant reduction in tissue thermal damage, and intact and fully fused stomas could be formed in anastomotic area. **Conclusions** The proposed novel electrode could improve biomechanical strength of the anastomosis as well as reduce tissue thermal damage, thus achieve better fusion. The research result provide references for realizing the seamless connection of human lumen tissues.

**Key words:** radiofrequency tissue fusion; novel electrode; intestinal anastomosis; tissue thermal damage

收稿日期: 2022-07-02; 修回日期: 2022-07-27

基金项目: 科技部国家重点研发计划项目(2019YFC0120402), 国家自然科学基金项目(51901137, 51735003)

通信作者: 毛琳, 副教授, E-mail: linmao@usst.edu.cn

结直肠癌的发病率位居全球第3,严重影响患者的生活质量<sup>[1]</sup>。结直肠癌的治疗过程一般包括病变组织切除、剩余组织吻合和肠道功能恢复3个阶段,其中剩余组织的吻合质量对肠道功能恢复具有重要影响<sup>[2]</sup>。目前,临床上采用的机械吻合器吻合存在异物残留、炎症反应和吻合口瘘等并发症,严重影响临床治疗效果和患者术后康复<sup>[3]</sup>。

随着医疗技术的进步,相关学者对射频组织焊接技术进行研究,其原理主要是在射频能量和外界压力作用下使细胞中蛋白溢出并实现新的交联,具有无异物残留、吻合口连续等优点,具有良好的临床应用前景<sup>[4]</sup>。Holmer等<sup>[5]</sup>使用射频组织焊接技术分别对猪结肠和大鼠肠道组织进行吻合,其爆破压测试结果与对照组(手工缝合和机械吻合)基本一致。Smulders等<sup>[6]</sup>对射频能量焊接后的离体猪回肠进行微观组织切片观察,并与手工缝合的组织进行对比,结果表明,射频能量焊接组的微观结构优于手工缝合组。Pan等<sup>[7]</sup>通过比较射频组织焊接技术、手工缝合、机械吻合3种方式的吻合效果差异发现,对于射频焊接组,吻合口两端肌层之间的间隙充满了胶原纤维。以上研究均证实了射频能量用于肠道组织焊接具有独特的优势。

为提高肠道吻合质量,焊接功率、焊接时间、压力等实验参数和电极结构被用来研究对焊接效果的影响。Zhao等<sup>[8]</sup>针对电极结构和压力对离体猪小肠吻合效果影响的研究表明优化的电极结构有助于提高吻合效果。胡钟欣等<sup>[4]</sup>设计一款压力可控组织焊接电极,包括3个离散正电极和1个负电极,进而研究压强对肠道组织焊接的影响。Yin等<sup>[9]</sup>研究组织焊接过程中压力、焊接温度和组织含水率对肠道组织动态阻抗的影响。上述研究表明,优选的实验参数组合和合适的电极结构可显著提高组织吻合效果。

现阶段,射频组织焊接电极多为不可降解金属铜,受限于肠道腔体环境和焊接方式,电极不易取出,而镁合金作为广泛使用的医用金属材料,具有良好的生物降解性、导电性和导热性,为其应用于组织焊接技术领域提供可能<sup>[10]</sup>。可降解镁合金电极在结构连接阶段,作为焊接电极对组织进行无缝焊接;在组织愈合阶段,为肠道提供力学支撑实现吻合口增强;在功能恢复阶段,电极降解吸收避免

异物残留,具体流程如图1(a)所示。使用射频组织焊接技术进行肠道组织焊接存在吻合口生物力学强度和热损伤控制不能兼顾的问题,不利于肠道功能恢复<sup>[11]</sup>。因此,为提高肠道吻合口强度的同时降低组织热损伤,本文设计了新型梅花形电极,以环形电极作为对照组,使用实验测试和有限元分析对两种电极的焊接性能进行评估,对比分析吻合口生物力学特性、焊接过程中组织热损伤和吻合口微观组织结构等重要的焊接性能指标,为人体管腔组织的无缝连接提供参考。

## 1 材料与方法

### 1.1 焊接电极

设计两种不同结构的射频组织焊接电极:环形电极和新型梅花形电极。为了初步验证该新型电极的性能和便于加工,对该新型电极进行简化设计。环形电极为空心圆柱体,相对于环形电极,在梅花形电极的中间区域存有镂空结构用于肠道组织焊接。除此之外,两种电极的几何结构完全相同[见图1(b)]。本文选用具有优异均匀腐蚀性能的医用镁合金(Mg-Nd-Zn-Zr)作为电极材料<sup>[10]</sup>。

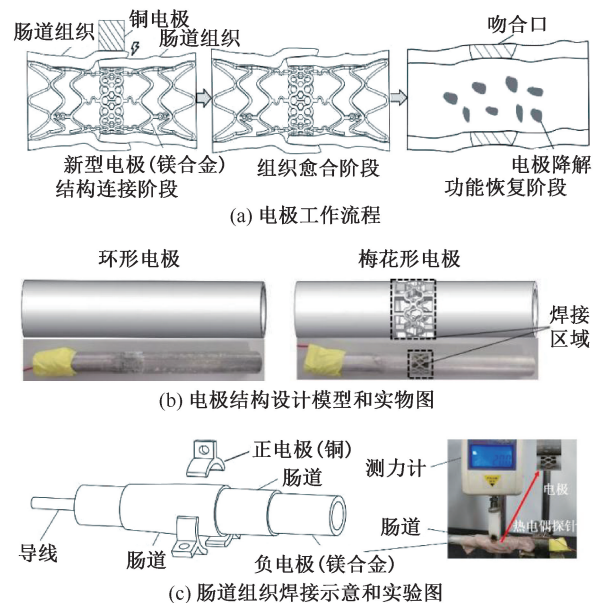


图1 电极结构设计及焊接实验

Fig. 1 Structure design of electrode and intestinal tissue fusion  
(a) Flow chart of electrode working, (b) Structure design of electrode and picture, (c) Schematic and experiment diagram of intestinal tissue fusion

## 1.2 肠道焊接实验

将新鲜猪小肠(长约 50 mm)用生理盐水清洗后存储在磷酸缓冲液中。实验时,将两段待吻合肠道按“浆膜-黏膜”方式重叠嵌套负电极上(环形电极或梅花形电极),重叠区域宽约 5 mm,通过正电极(铜)向待吻合区域施加射频能量[见图 1(c)]。本文所需的射频能量由 LigaSure 仪器提供,其可稳定输出 120、140、160 W 射频能量。

焊接实验中发现,压合压力过大时,梅花形电极组的组织吻合口强度过低、易破裂;而压合压力较小时,实验操作难度较大。因此,为了对比两种电极的焊接性能,实验中将压合压力固定为 20 N,即压合压强为 20 kPa。压合压强的计算公式为:

$$p = 10^3 \cdot F / (\pi \cdot D / 3 \cdot d) \quad (1)$$

式中: $F$  为对正电极施加的压力,单位 N; $D$ 、 $d$  分别为正电极弧形部分的内径和正电极的轴向宽度,单位 mm。

根据前期试验研究,焊接功率 120 W、焊接时间 6 s,吻合口的撕脱力和爆破压较小,分别为 4.10 N 和 30.4 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa),不满足吻合强度要求<sup>[12]</sup>,各种参数组合(见表 1)被施加于焊接区域以实现肠道吻合,包括焊接功率、焊接时间和压合压强。每组实验重复 3 次,结果以均值±标准差表示。

表 1 射频组织焊接的实验参数

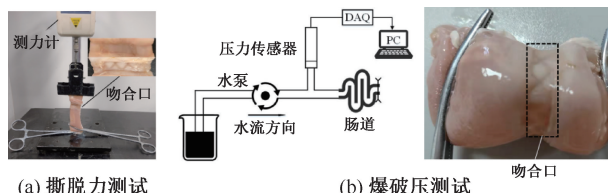
Tab. 1 Experiment parameters of radiofrequency-induced tissue fusion

分组	焊接功率/W	焊接时间/s	压合压强/kPa
I	120	8	20
II	120	10	20
III	140	6	20
IV	140	8	20
V	160	6	20
VI	160	8	20

## 1.3 吻合口强度测试

本研究使用撕脱力和爆破压测试评估吻合口强度。撕脱力测试时,将已吻合的肠道组织一端固定,另一端与数显式推拉力计(简称拉力计)相连,然后缓慢转动拉力计直至肠道组织断裂,在此过程中拉力计所记录的最大值即为吻合口撕脱力[见图 2(a)]。爆破压测试时,将小肠一端用手术钳闭合,另一端通过水泵以 1 mL/min 速度将生理盐水

注入组织内直至其破裂,此时压力传感器所采集到的压力信号即为爆破压[见图 2(b)]。



(a) 撕脱力测试

(b) 爆破压测试

图 2 吻合口强度测试

Fig. 2 Anastomotic strength test (a) Shear test (b) Burst pressure test

注:DAQ 为数据采集卡,PC 为计算机。

## 1.4 焊接温度监测

肠道组织在焊接过程中温度逐步升高,增加热损伤风险,影响吻合口的生物活性和力学性能,故使用热电偶探针针对关键位置的温度进行监测[见图 1(c)]。

## 1.5 微观结构观察

取宽度 8 mm、长度 10 mm 的吻合口组织固定在 10% 福尔马林溶液中,经包埋、切片和苏木精-伊红(HE)染色后,使用荧光显微镜观察肠道组织焊接区域的微观结构。

## 1.6 组织热损伤评估方法

组织热损伤可通过 Arrhenius 方程、组织病理学、红外热成像仪、超声和核磁共振等多种方法进行评估。Arrhenius 方程基于有限元模型求解组织热损伤,其对组织热损伤描述较为精确,一般需结合热电偶探针或其他测温仪器对有限元模型进行验证。组织病理学可以从微观结构角度评估组织热损伤,观察到的组织热损伤一般为不可逆损伤。红外热成像仪通过监测组织表面的温度,对测得的温度图像进行分割,图像中高于热损伤温度(50~60 °C)的区域被认为出现组织热损伤<sup>[13]</sup>。超声和功能磁共振测温精度较高,但由于设备昂贵,操作复杂,在组织热损伤监测领域应用较少<sup>[14]</sup>。

## 1.7 有限元电-热-力多场耦合分析

1.7.1 模型构建 使用 SolidWorks 软件建立射频组织焊接有限元几何模型(见图 3)。其中,环形电极为空心圆柱体,而梅花形电极为含镂空结构的空心圆柱体(镂空区域长 6 mm),二者的内径均为 12 mm,外径 14 mm,长 150 mm,两层肠道组织简化为整体(总厚度为 3 mm)。

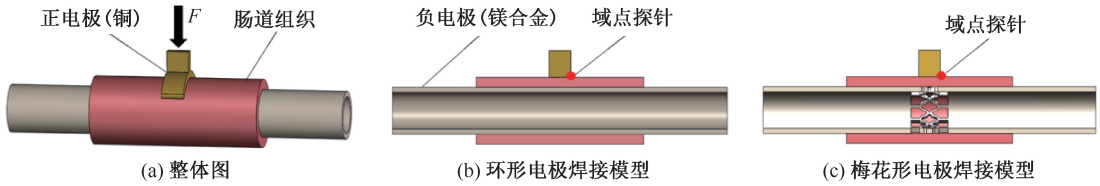


图 3 焊接模型

**Fig. 3 Fusion model** (a) Overall sketch, (b) Fusion model with the negative ring electrode, (c) Fusion model with negative plum electrode

**1.7.2 控制方程** 使用 COMSOL 软件的结构力学模块对射频组织焊接过程中肠道组织的应力-应变关系进行数值求解。为降低模型复杂度,将肠道组织视为各向同性材料,且仅考虑其线性形变,其力学控制方程为:

$$\nabla \cdot (F \cdot S)^T + F_V = 0 \quad (2)$$

$$F = I + \nabla u \quad (3)$$

式中: $F$  为位移梯度; $S$  为应力,单位 Pa; $F_V$  为体载荷,单位  $\text{N} \cdot \text{m}^{-3}$ ; $I$  为单位矩阵; $u$  为位移,单位 m。

将求解产生形变的肠道组织用于电热耦合分析。肠道组织的电导率被认为是一个受温度和压缩状态影响的参数,在射频能量的激发下,肠道组织中会产生电流并由此产生热量。电场结果单向的影响传热过程,肠道组织中的电流方程为:

$$\nabla \cdot J = Q_j \quad (4)$$

$$J = \sigma E + J_e + \partial D / \partial t \quad (5)$$

$$D = \varepsilon_0 \varepsilon_r E \quad (6)$$

$$E = -\nabla V \quad (7)$$

式中: $J$  为电流密度,单位  $\text{A} \cdot \text{m}^{-2}$ ; $Q_j$  为初始体电流密度,单位  $\text{A} \cdot \text{m}^{-3}$ ; $\sigma$  为电导率,单位  $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ; $E$  为电场强度,单位  $\text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ ; $J_e$  为外部电流密度; $D$  为电位移,单位  $\text{C} \cdot \text{m}^{-2}$ ; $\varepsilon_0$  为绝对介电常数,单位  $\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$ ; $\varepsilon_r$  为相对介电常数; $V$  为电势,单位 V。

电热耦合过程遵循 Penns 生物热传导方程:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + c_b \omega (T_b - T) + Q \quad (8)$$

$$Q = \sigma E^2 \quad (9)$$

式中: $\rho$  为组织密度,单位  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ; $c$  为组织比热,单位  $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ; $k$  为组织热导率,单位  $\text{W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}$ ; $T$  为组织内温度,单位 K; $T_b$  为动脉血温度,单位 K; $c_b$  为血液比热,单位  $\text{J} \cdot (\text{kg} \cdot \text{K})^{-1}$ ; $\omega$  为血流灌注速率,单位  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1}$ ; $Q$  为射频热源,单位  $\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$ 。

基于 Arrhenius 方程,可以得到组织损伤程度:

$$\Omega(\tau) = \int_0^\tau A e^{\frac{-E_a}{RT}} dt \quad (10)$$

式中: $\tau$  (s) 为加热时间; $A$  为频率因子, $A = 7.39 \times 10^{39} \text{ s}^{-1}$ ; $E_a$  为不可逆损伤反应的活化能, $E_a = 285 \text{ kJ} \cdot \text{mol}^{-1}$  [15]。

**1.7.3 边界条件** 实验中使用示波器测得焊接中正负电极两端的电压为正弦电压。为提高有限元模型的收敛性,将此正弦电压转换为对应的直流电压有效值 [16]。将转换后的 102 V 有效电压(占空比 60%)施加到有限元模型正电极,零电压施加到负电极,仿真时间 8 s。其中, $t = 0$  时,肠道组织温度为 37 °C,环境温度为 25 °C,空气-组织接触面的散热系数为  $10 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ 。

**1.7.4 物理参数设定** 负电极材料选用医用镁合金 (Mg-Nd-Zn-Zr),并通过实验测定其热导率为  $105.22 \text{ W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}$ ,导热系数  $6.41 \text{ MS} \cdot \text{m}^{-1}$ ,正电极材料选用紫铜。肠道组织的电导率和热导率可由温度相关的分段函数表示,当温度小于 100 °C 时,随着温度升高,电导率和热导率以 1.5%/°C 的速率增大;当温度大于 100 °C,为恒定常数。37 °C 时,肠道组织的热导率为  $0.54 \text{ W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}$ ,电导率为  $0.28 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ ,当肠道组织受压时电导率下降至 1/4,材料参数如表 2 所示 [17-18]。

表 2 模型物理参数

Tab. 2 Physical parameters of the model

参数	肠道组织	铜	镁
$\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1 088	8 960	1770
$\mu$	0.49	0.35	0.35
$E / \text{MPa}$	1.84	$1.1 \times 10^5$	$4.5 \times 10^4$
$\sigma / (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$	0.28, 0.07*	$5.99 \times 10^7$	$6.41 \times 10^6$
$\varepsilon$	2 430	1	1
$C / [\text{J} \cdot (\text{kg} \cdot \text{K})^{-1}]$	3 665	385	1 000
$k / [\text{W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}]$	0.54	400	105.22

注: $\sigma$  和  $k$  为 37 °C 下测量值,\* 为压缩状态的肠道组织。

## 2 结果

### 2.1 生物力学特性

在不同焊接参数下,使用两种电极对肠道组织进行焊接,吻合口强度(撕脱力和爆破压)对比如图4所示。在6个实验组中,当焊接功率120 W、焊接时间8 s和压合压强20 kPa时(I组),吻合口强度最高。环形电极组吻合口的撕脱力为 $(8.62 \pm 1.22)$  N,爆破压为 $(81.7 \pm 3.36)$  mmHg;梅花形电极组吻合口的撕脱力为 $(9.54 \pm 1.24)$  N,爆破压为 $(89.4 \pm 4.15)$  mmHg。

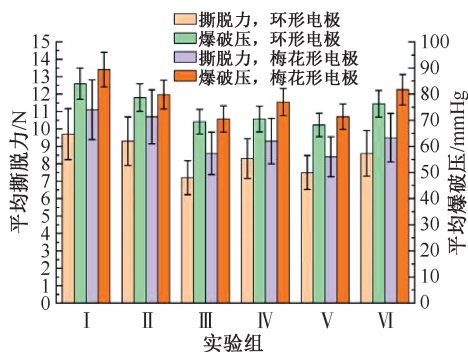


图4 吻合口强度测试结果(1 mmHg=0.133 kPa)

Fig. 4 Results of anastomotic strength test

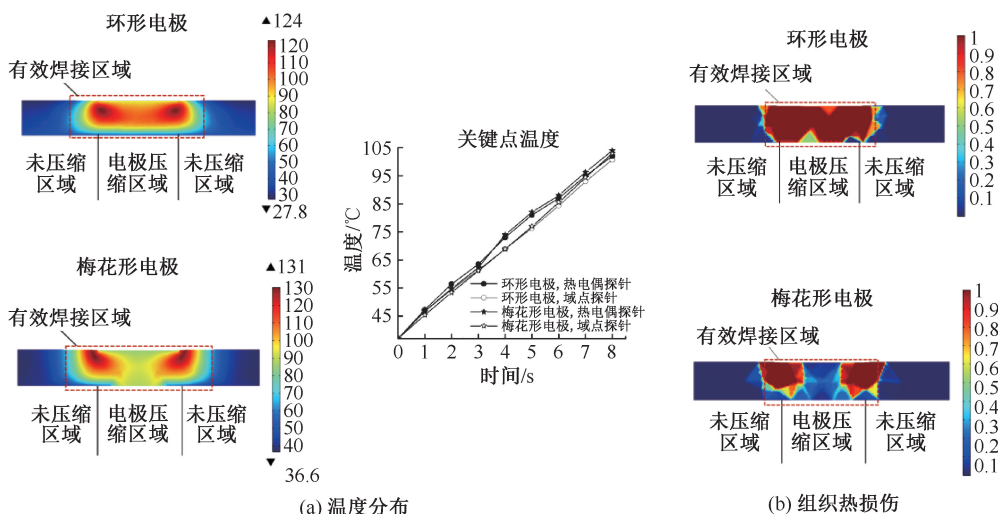


图5 温度监测与组织热损伤

Fig. 5 Temperature monitoring and thermal damage

### 2.2 有限元电-热-力多场耦合分析

吻合口强度结果表明,当焊接功率120 W、焊接时间为8 s和压合压强20 kPa时(I组),吻合口强度最高。为了提高吻合口强度的同时减少组织热损伤,通过有限元电-热-力多场耦合分析研究该参数组合下肠道组织的温度分布和组织热损伤。

肠道组织温度分布结果表明,电极压缩区域及其与未压缩区域临界处的温度满足吻合最低温度要求( $>60$  °C),为肠道组织有效焊接区域<sup>[19]</sup>。电极压缩区域与未压缩区域临界处肠道组织温度较高,环形电极组焊接最高温度约为124 °C,梅花形电极组焊接最高温度为131 °C。实验中通过热电偶探针监测关键点的温度,热电偶探针放置的位置和有限元仿真中域点探针的位置相同。热电偶探针所测实际温度和有限元仿真中域点探针温度的误差在6%以内[见图5(a)]。

通过有限元仿真对焊接过程中的组织热损伤进行分析。结果表明,肠道组织的热损伤集中在电极压缩区域及其与未压缩区域临界处。在 $t=8$  s时,对于环形电极组,在有效焊接区域约80%肠道组织出现组织热损伤,而梅花形电极组在有效焊接区域组织热损伤降低至约30%[见图5(b)]。实验中,环形电极组和梅花形电极组的组织热扩散距离约1.4 mm<sup>[4]</sup>。

### 2.3 组织病理学观察

使用焊接功率120 W、焊接时间8 s和压合压强20 kPa(I组)的参数组合进行肠道组织焊接后,

采用HE染色分析吻合口焊接区域的组织病理学特征。结果表明,正常肠道组织的浆膜层、肌层、黏膜下层和黏膜层各层边界结构清晰,吻合口焊接区域

(a) Temperature distributions, (b) Thermal damage

(黑色箭头所示)结构完整且紧密。与环形电极组相比,梅花形电极组焊接区域肠道组织连接得更紧密(见图6)。

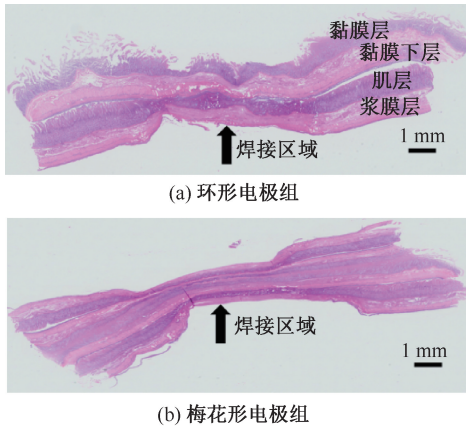


图6 吻合口区域 HE 染色图片

Fig. 6 Histopathological images of anastomosis stoma

(a) Ring electrode group, (b) Plum electrode group

注:1组,放大20倍。

## 3 讨论

### 3.1 生物力学特性

射频组织焊接是射频电流和压合压强共同参与的复杂过程,其焊接效果受电流强度、压合压强、焊接时间等多个因素影响。离体实验表明,在焊接功率 120 W,焊接时间 8 s 和压合压强 20 kPa 的焊接条件下(I组),吻合口可获得最高的生物力学强度,相对于环形电极组,梅花形电极组吻合口的撕脱力和爆破压分别从  $(8.62 \pm 1.22)$  N、 $(81.7 \pm 3.36)$  mmHg 增加到  $(9.54 \pm 1.24)$  N、 $(89.4 \pm 4.15)$  mmHg。

在其余焊接参数组合下(II~VI),梅花形电极组吻合口强度也高于环形电极组。该结果表明,相较于环形电极,梅花形电极可明显提高吻合强度,降低吻合口瘘的风险。此外,本文采用的射频能量供应平台仅可输出3档功率(120、140、160 W),相对于中高功率,在低功率 120 W 时,吻合口表现最好的力学特性。因此,在后续工作中可开发功率可调的射频能量供应平台以研究更低焊接功率下的肠道组织焊接性能,这可能更有利于提高吻合口强度和降低组织热损伤。

### 3.2 有限元-热-力多场耦合分析

尽管在使用两种电极进行射频组织焊接时,施

加在肠道组织上的电压存在微小差别,为更好地比较两种电极的工作性能,有限元仿真模型在边界条件设置中均将电压设置为有效值 102 V、占空比 60% 的方波电压。实验中热电偶探头测得的关键点温度与有限元模型中域点探头温度的误差均在 6% 以内,表明有限元分析结果可靠。

根据有限元仿真结果,肠道组织在电极压缩区域及其与未压缩区域临界处的温度较高,这与实验中肠道组织易在电极压缩区域及其与未压缩区域临界处破裂的现象一致。梅花形电极组肠道组织有效焊接区域的最高温度高于环形电极组,这是由于梅花形电极的镂空结构使得局部电流密度增大导致,但其组织热损伤显著小于环形电极组,这是由于在有效焊接区域,梅花形电极的镂空结构使得肠道组织与焊接电极接触面积减少、散热较快引起的。对于环形电极组,在有效焊接区域约 80% 肠道组织出现组织热损伤,而梅花形电极组在有效焊接区域组织热损伤降低至约 30%。

### 3.3 组织病理学观察

组织病理学检查结果表明,相对于环形电极组,使用梅花形电极进行肠道组织焊接后组织厚度明显缩小,压实紧密无空洞,这也是梅花形电极组力学强度更高的原因,此结果进一步验证了该新型电极可以提高吻合口性能。组织热损伤是由于焊接温度和焊接时间的累积导致,在焊接过程中,焊接温度逐渐升高至 105 °C,在最优焊接参数条件下(I组),由于造成组织热损伤的能量值低于不可逆损伤阈值,因此,在有效焊接区域,组织病理学检查并没有发现明显的组织热损伤。

## 4 结论

本文设计了一种新型射频组织焊接电极(梅花形电极),以环形电极作为对照组,使用离体实验和有限元法对比分析两种焊接电极的工作性能。在焊接功率 120 W、焊接时间 8 s、压合压强 20 kPa 时,肠道吻合口呈现最优的生物力学特性。与环形电极组相比,梅花形电极组吻合口强度更高,撕脱力和爆破压力结果分别从  $(9.7 \pm 1.47)$  N、 $(84.0 \pm 5.99)$  mmHg 增加到  $(11.1 \pm 1.71)$  N、 $(89.4 \pm 6.60)$  mmHg;且组织热损伤显著降低,组织微观结构连接更为紧密。该新型电极在提高吻合口生物

力学强度的同时可减少组织热损伤,进而实现更好的吻合效果。研究结果可为人体管腔组织的无缝连接提供参考。

### 参考文献:

- [ 1 ] SUNG H, FERLAY J, SIEGEL RL, *et al.* Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries[J]. *CA Cancer J Clin*, 2021, 71(3): 209-249.
- [ 2 ] 赵灵犀,周宇,卓长华,等. 射频组织焊接技术用于结直肠吻合的探索性研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2013, 32(5): 626-630.
- [ 3 ] 潘贞,艾辽元,王皓辰,等. 电动吻合器柔性转弯结构的设计与实验研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(6): 883-889.
- PAN Z, AI LY, WANG HC, *et al.* Design and experimental study on flexible articulation of electric stapler [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(6): 883-889.
- [ 4 ] 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.
- HU ZX, RONG NX, SONG CL, *et al.* Intestinal tissue fusion based on radiofrequency energy [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 790-796.
- [ 5 ] HOLMER C, WINTER H, KRÖGER M, *et al.* Bipolar radiofrequency-induced thermofusion of intestinal anastomoses-feasibility of a new anastomosis technique in porcine and rat colon [J]. *Langenbeck Arch Surg*, 2011, 396(4): 529-533.
- [ 6 ] SMULDERS JF, HINGH IHJT, STAVAST J, *et al.* Exploring new technologies to facilitate laparoscopic surgery: Creating intestinal anastomoses without sutures or staples, using a radio-frequency-energy-driven bipolar fusion device [J]. *Surg Endosc*, 2007, 21(11): 2105-2109.
- [ 7 ] PAN H, LEUNG KKC, NG EKW. Tissue fusion technology versus suture and staple in porcine bowel anastomosis: an in vivo study [J]. *Braz J Med Biol Res*, 2020, 53(5): e9305.
- [ 8 ] ZHAO L, SONG C, WANG Z, *et al.* Novel concave-convex electrode for colonic anastomoses by radiofrequency thermo-fusion [J]. *Surg Endosc*, 2015, 29(7): 1809-1816.
- [ 9 ] YIN L, ZHU C, XU J, *et al.* Dynamic impedance analysis of intestinal anastomosis during high-frequency electric field welding Process [J]. *Sensors*, 2022, 22(11): 4101.
- [ 10 ] 袁广银,章晓波,牛佳林,等. 新型可降解生物医用镁合金 JDBM 的研究进展[J]. *中国有色金属学报*, 2011, 21(10): 2476-2488.
- [ 11 ] 宗乃馨,胡钟欣,邢绪坡,等. 面向射频组织焊接的可降解电极结构设计与实验研究[J]. *建模与仿真*, 2022, 11(2): 454-464.
- [ 12 ] 王一帆. 可降解内支架结肠吻合技术及其在特殊腹腔环境中应用的研究[D]. 杭州:浙江大学, 2008.
- [ 13 ] 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.
- [ 14 ] 古家玮. 聚焦超声治疗系统中磁共振测温技术的工程实现及应用[D]. 上海:上海交通大学, 2016.
- [ 15 ] COMSOL. Heat transfer and thermal damage analysis in biological tissues [EB/OL]. <http://cn.comsol.com/blogs/heat-transfer-in-biological-tissue-with-thermal-damage-analysis>.
- [ 16 ] JIMÉNEZ-LOZANO J, VACAS-JACQUES P, ANDERSON, *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.
- [ 17 ] DODDE RE, BULL JL, SHIH AJ. Bioimpedance of soft tissue under compression [J]. *Physiol Meas*, 2012, 33(6): 1095-1109.
- [ 18 ] HASGALL PA, DI GENNARO F, BAUMGARTNER C, *et al.* IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, Version 3.0 [EB/OL]. <http://www.itis.ethz.ch/database>.
- [ 19 ] SPADARO JA, BECKER RO. Effects of thermal denaturation on metal binding and ultrastructure in collagen fibrils [J]. *Bba Proteins Proteom*, 1972, 263(3): 585-592.