

面向射频组织焊接的可降解电极结构设计与实验研究

宗乃馨, 胡钟欣, 邢绪坡, 沈俊杰, 李俊贤, 陈健, 宋成利, 毛琳*

上海理工大学健康科学与工程学院, 现代微创医疗器械及技术教育部工程研究中心, 上海

收稿日期: 2022年2月21日; 录用日期: 2022年3月16日; 发布日期: 2022年3月24日

摘要

目的: 研究可降解镁合金作为射频能量组织焊接电极时对肠道吻合口热损伤与生物力学强度的影响。方法: 对传统铜电极和新型镁合金电极在射频焊接过程中肠道吻合口的温度变化和组织热损伤进行仿真分析。同时, 通过离体实验对仿真结果进行验证, 探索在两组电极边缘处和距边缘3 mm处组织温度的变化规律, 并对镁合金电极焊接的组织吻合口进行生物力学强度测试和组织微观结构观察。结果: 与铜电极相比, 镁合金电极能够有效降低焊接区域的平均温度(90°C vs 75°C)和侧向热损伤距离(3.3 mm vs 2.7 mm), 提高吻合口的生物力学强度(爆破压: $126.01 \pm 16.02\text{ mmHg}$ vs $167.01 \pm 30.41\text{ mmHg}$, 撕脱力: $18.87 \pm 3.15\text{ N}$ vs $22.14 \pm 1.59\text{ N}$)。结论: 本文验证了镁合金作为射频组织焊接电极的可行性与有效性, 所取得的研究成果, 为实现人体管腔组织的无缝连接提供了新的思路。

关键词

射频组织焊接, 镁合金, 可降解电极, 热损伤, 吻合口生物力学强度

Innovative Design and Experimental Study of Degradable Radiofrequency Energy Tissue Welding Electrodes

Naixin Zong, Zhongxin Hu, Xupo Xing, Junjie Shen, Junxian Li, Jian Chen, Chengli Song, Lin Mao*

Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Feb. 21st, 2022; accepted: Mar. 16th, 2022; published: Mar. 24th, 2022

*通讯作者。

文章引用: 宗乃馨, 胡钟欣, 邢绪坡, 沈俊杰, 李俊贤, 陈健, 宋成利, 毛琳. 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. DOI: 10.12677/mos.2022.112042

Abstract

Objective: The effect of degradable magnesium alloy as radiofrequency energy tissue welding electrode on thermal damage and biomechanical properties of intestinal anastomosis was studied. **Methods:** The temperature change and tissue thermal damage of intestinal anastomosis during radiofrequency welding of traditional copper electrode and new magnesium alloy electrode were simulated and analyzed. Meanwhile, the simulation results were verified by *in vitro* experiments, and the two groups of electrodes were explored at the edge and 3 mm from the edge. The biomechanical properties and microstructure of the anastomosis of magnesium alloy electrode welding were tested. **Results:** Compared with copper electrode, magnesium alloy electrode can effectively reduce the average temperature of welding zone (90°C vs 75°C) and lateral thermal damage distance (3.3 mm vs 2.7 mm), and improve the biomechanical properties of anastomosis (burst pressure: 126.01 ± 16.02 mmHg vs 167.01 ± 30.41 mmHg, avulsion force: 18.87 ± 3.15 N vs 22.14 ± 1.59 N). **Conclusion:** In this study, the feasibility and effectiveness of magnesium alloy as radiofrequency tissue welding electrode were verified, and the research results provided a new idea for realizing the seamless connection of human lumen tissue.

Keywords

Radiofrequency Tissue Welding, Magnesium Alloy, Degradable Electrode, Thermal Injury, Biomechanical Properties of Anastomosis

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

结直肠癌是人类常见的恶性肿瘤，其发病率和死亡率均位于恶性肿瘤前列[1]。如何有效治疗结直肠癌是亟待解决的问题。目前，临床上主要的治疗方法是通过外科手术对病变的肠道进行切除，再将剩余的断端组织进行吻合，以重建肠道的连续结构，恢复其生理功能。与手工针线法和机械吻合法相比[2]，双极射频肠道焊接技术具有明显的优势，它能够提高手术效率，实现组织的无缝连接，降低组织的感染[3][4]。然而，射频组织焊接技术应用于肠道组织的吻合中存在组织侧向热损伤严重、吻合强度不足等问题[5]。同时，由于肠道恢复蠕动后会牵扯组织，导致吻合口区域存在一定的张力，不利于吻合口的愈合。

本课题针对射频能量组织焊接技术在现阶段所面临的主要问题，提出植入可降解镁合金电极的解决方案。镁合金具有良好的机械性能、生物安全性和生物可降解性等优点[6]，被誉为革命性的生物医用材料。同时，镁合金具有良好的导电性和导热性，作为组织焊接电极具有潜在的应用价值[7]。重庆大学潘复生团队深入研究了镁合金的导电性[8]，结果表明：随着温度的升高，镁合金的电导率呈下降趋势。这种特性使得镁合金作为组织焊接电极具有天然的优势，因为随着焊接温度的升高，镁合金电极的电导率会减小，这将有利于降低射频能量的转化，减少热量在焊接组织中的聚集，从而控制组织热损伤。

为研究可降解镁合金(AZ31B)作为组织焊接电极对肠道吻合口的热损伤与生物力学强度的影响，本文通过有限元建模和电学仿真，探究镁合金电极在焊接过程中对组织温度变化和热损伤的影响。并通过离体组织焊接实验，对肠道吻合口的温度分布、力学强度以及微观组织结构进行了深入的研究，为开发新一代可降解的组织焊接电极提供了重要的理论支持和实践参考。

2. 材料与方法

2.1. 有限元分析模型

2.1.1. 控制方程

电热耦合的物理现象遵循 Pennes 生物热传导方程[9]:

$$\rho_i c_i \frac{\partial T_i}{\partial t} = \nabla \cdot (k_i \nabla T_i) + c_b \omega_i (T_b - T_i) + Q_i \quad (1)$$

式中: ρ (kg/m^3)为组织密度, c ($\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$)为组织比热, k ($\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$)为组织的热导率, $T(x, y, t)$ 为组织温度, T_b 为动脉血的温度, c_b ($\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$)为血液的比热, ω ($\text{kg}/\text{m}^3\cdot\text{s}$)为血液灌注速率。

基于 Arrhenius 方程[10], 可以得到组织损伤程度 α :

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp\left(-\frac{\Delta E}{RT}\right) \quad (2)$$

式中: A (s^{-1})为频率因子, ΔE (J/mol)为不可逆损伤反应的活化能。坏死组织占比 θ_d 的表达式为:

$$\theta_d = 1 - \exp(-\alpha) \quad (3)$$

2.1.2. 模型尺寸

模型结构包含环形正电极、肠道组织和柱面负电极, 如图 1 所示, 其中环形正电极外径为 26 mm、壁厚为 2 mm、电极宽为 6.5 mm, 柱面负电极的外径为 16 mm。肠道组织的理论模型将两层肠道组织简化成一个整体进行建模, 并参考猪小肠的尺寸, 其外径设为 22 mm、厚度设为 3 mm。

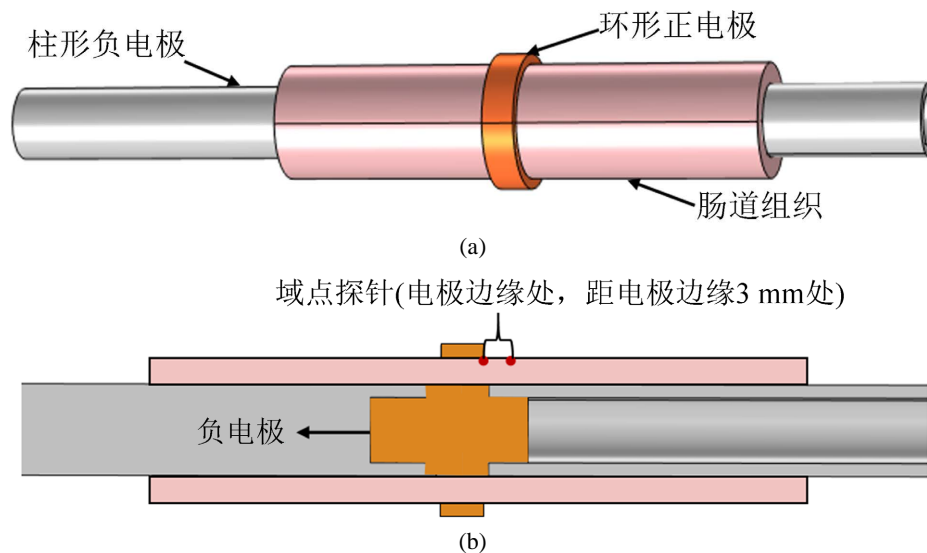


Figure 1. Simulation models of intestinal tissue-electrode. (a) Overall diagram; (b) Cross section view

图 1. 肠道组织 - 电极模型结构。(a) 整体模型图; (b) 模型截面图

2.1.3. 材料参数

本文选用紫铜作为铜电极材料, 其主要成分质量分数为 $\text{Cu} \geq 99.7\%$, $\text{P} \leq 0.001\%$ 。AZ31B 作为镁合金电极材料, 其主要成分质量分数为 $\text{Mg} 96.13\%$ 、 $\text{Al} 2.7\%$ 、 $\text{Zn} 0.96\%$ 、 $\text{Mn} 0.21\%$ [11]。仿真过程中材料参数如表 1、表 2 所示[12] [13] [14] [15]。

Table 1. Electrode material parameters**表 1.** 电极材料参数

参数	$\rho/(\text{kg}/\text{m}^3)$	$\sigma/(\text{S}/\text{m})$	ε	$C/(\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K})$	$K/(\text{W}/\text{m}\cdot\text{K})$	$E/(\text{Pa})$	nu
铜(紫铜)	8960	5.99×10^7	1	385	400	1.1×10^{11}	0.35
镁合金(AZ31B)	1770	1.09×10^7	1	1000	96	4.5×10^{10}	0.35

Table 2. Biological tissue material parameters**表 2.** 生物组织材料参数

参数	肠道组织	
$\rho/(\text{kg}/\text{m}^3)$	1088	
$\sigma/(\text{S}/\text{m})$	$0.28 * [1 + 0.015 * (T - T_0)], (T \leq 100^\circ\text{C})$	0.6384, ($T > 100^\circ\text{C}$)
$C/(\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K})$	3665	
$K/(\text{W}/\text{m}\cdot\text{K})$	$0.54 * [1 + 0.015 * (T - T_0)], (T \leq 100^\circ\text{C})$	0.1945, ($T > 100^\circ\text{C}$)

图注: T 为实时温度($^\circ\text{C}$)。 T_0 为初始温度 37°C 。

2.1.4. 载荷与边界条件

焊接过程中射频电流从正电极输入, 通过焊接区域的肠道组织后到达负电极, 交流电的有效值为 120 V, 占空比为 62.5%, 将其作为电载荷施加在正电极的内表面, 同时, 由正电极对焊接区域的肠道组织施加 60 N 的径向力, 将其作为压力载荷施加在正电极的内表面。负电极外表面的电势定义为 0 V, 肠道组织的初始温度设定为 37°C , 环境温度设为室温 25°C , 空气与组织接触面的散热系数设为 $10 \text{ W}/\text{m}^2/\text{K}$ 。为模拟真实的射频组织焊接的工作过程, 进行 8 s 瞬态分析。

2.2. 离体组织焊接实验

本文采用自主研发的新型联动式压力可控型组织焊接电极[16] (专利号: CN201810891397.6)用于肠道焊接, 如图 2 所示。将两段待吻合肠道按“黏膜-浆膜”的方式固定在负电极表面(图 2(a)), 离散正电极对组织施加压合压力, 并通过 LigaSure 能量发生装置(Valleylab, Covidien, 美国)对组织施加 160 W 的射频能量, 焊接时间为 8 s。每组实验重复 3 次, 结果取平均值。

吻合口撕脱力由数显式推拉力计(HF-30, 艾力仪器, 中国)进行测试(图 2(b))。爆破压测试系统由 T 型管、压力传感器(WMB-HS, 焯立, 中国)和输液泵(BT100-02, 齐力, 中国)三部分组成(图 2(c))。测试过程以 $1 \text{ mL}/\text{min}$ 的速度将水注入待测试小肠中(图 2(c)), 由压力传感器输出爆破压信号, 再通过数据采集卡(PCI6221, NI, 德国)接收和处理, 最后传送至 PC 机的 LabVIEW 程序中处理和记录。使用红外热感成像仪(FOTRIC 320Pro, 菲尔泰电子, 中国)对焊接区域温度进行采集(图 2(d)), 再将图像信息传至 PC 机的 AnalyziR 程序中处理和记录。

组织病理学观察的实验步骤是先取约 1 cm^2 大小的焊接区域肠道组织, 用中性福尔马林缓冲液对组织进行固定, 再经过脱水、透明、浸蜡、包埋、切片、烤片、苏木精-伊红(HE)染色等操作处理后, 最后在荧光显微镜(DMi8, Leica, 德国)下观察焊接区域组织吻合程度及组织的病理学情况。

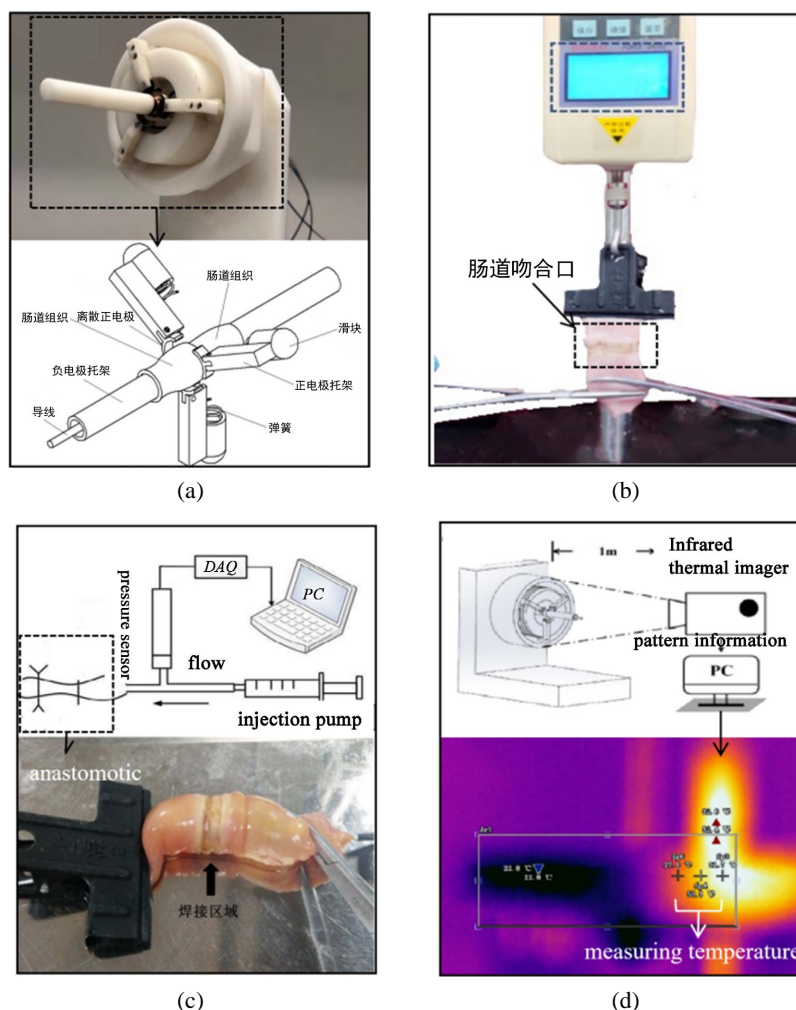


Figure 2. *In vitro* experiment of intestinal tissue welding. (a) Physical structure diagram of linkage type pressure-controlled welding electrode; (b) Avulsion force test; (c) Bursting pressure testing; (d) Infrared thermal imager to monitor temperature
图 2. 离体组织焊接实验。(a) 组织焊接电极实物及结构图；(b) 撕脱力测试；(c) 爆破压测试；(d) 红外热成像仪温度监测

3. 结果与分析

3.1. 有限元分析结果

有限元分析结果表明, 对于不同电极焊接的肠道组织, 其温度分布具有相似的规律, 如图 3(a)、图 3(b)所示。对于铜电极焊接的肠道组织, 其侧向热扩散距离约为 3.3 mm, 电极压缩区域温度较低, 平均温度为 90℃。未压缩区域组织温度较高, 最高温度为 190℃; 而镁合金电极焊接的组织, 其温度及侧向热扩散距离均小于铜电极焊接的组织, 侧向热扩散距离约为 2.7 mm, 电极压缩区域组织的平均温度为 75℃, 未压缩区域组织的最高温度为 130℃。

对于不同电极焊接的肠道组织, 其坏死组织占比如图 3(c), 图 3(d)所示。时间为 3 s 时, 铜电极、镁合金电极压缩区域的坏死组织占比均较小, 约为 0.1。时间为 5 s 时, 铜电极压缩区域和未压缩区域 3 mm 内坏死组织占比约为 1, 而镁合金电极压缩区域的坏死组织占比小, 约为 0.25。随着时间的增加(8 s), 镁合金电极压缩区域坏死组织占比增加到为 0.8, 未压缩区域 2.7 mm 内坏死组织占比约为 1。由此可见, 镁合金作为射频组织焊接电极时, 能够有效的控制组织热损伤。

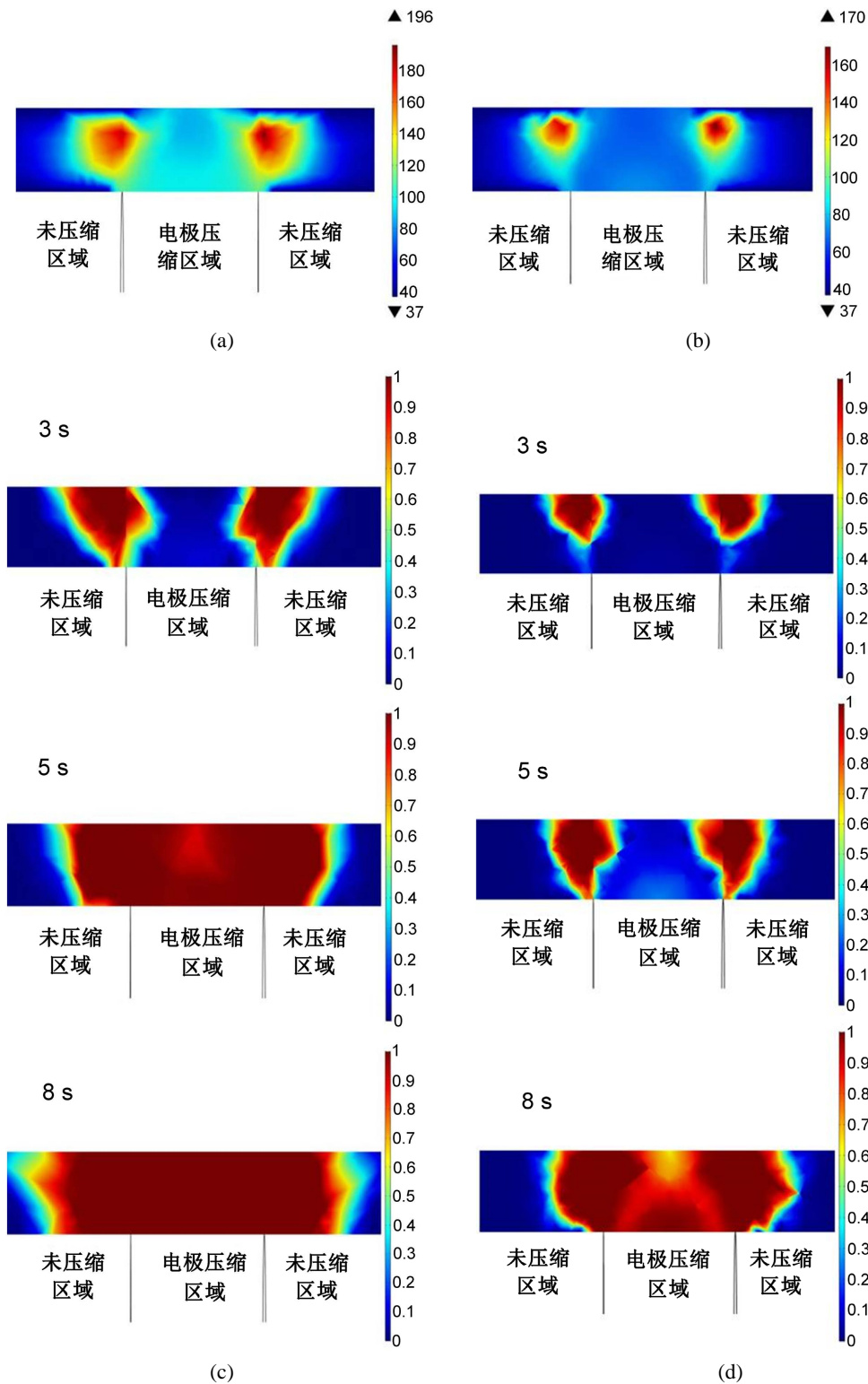


Figure 3. Simulation results of tissue temperature distribution and proportion of necrotic tissue. (a) (b) Temperature distribution results of copper and magnesium alloy electrodes; (c) (d) Proportion of necrotic tissue of copper and magnesium alloy electrodes

图 3. 不同电极焊接的组织温度分布和坏死组织占比的仿真结果。(a) (b) 铜电极、镁合金电极焊接的组织温度分布；(c) (d) 不同时间下铜电极、镁合金电极焊接的坏死组织占比

3.2. 离体实验结果

3.2.1. 焊接区域温度变化

本文通过红外热成像仪对两个特定点(电极边缘处、距电极边缘 3 mm 处)的温度变化进行监测,结果如图 4 所示。可以看出,在 0~4 s 时,仿真与实验结果相近,但在 4~8 s 时,铜电极的仿真温度高于实验温度,这可能是由于组织温度的不断升高导致其水分蒸发,造成部分热量散失。而镁合金电极(距边缘 3 mm 处)的实验温度高于仿真温度,这主要是因为镁合金的导热性较铜更好[12],能够更快地促进组织散热,有利于减小组织热损伤的形成。实验结果表明,仿真结果与实际结果相近,铜电极组的升温速率明显高于镁合金电极组,两种电极焊接的组织最高温度均满足组织吻合所需条件(70℃~80℃) [17]。

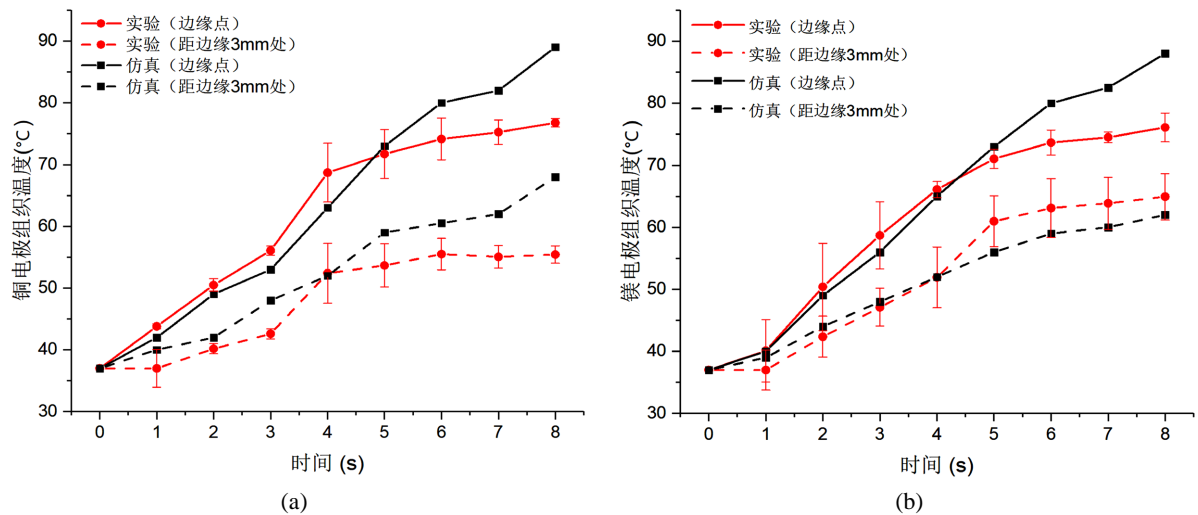


Figure 4. Comparison between welding experiment and simulation results. (a) Copper electrode; (b) Magnesium alloy electrode
图 4. 实验结果与仿真结果对比。(a) 铜电极组织温度; (b) 镁合金电极组织温度

3.2.2. 力学性能测试

组织吻合口的爆破压和撕脱力结果如图 5 所示。铜电极焊接的组织平均爆破压为 126.01 ± 16.02 mmHg,

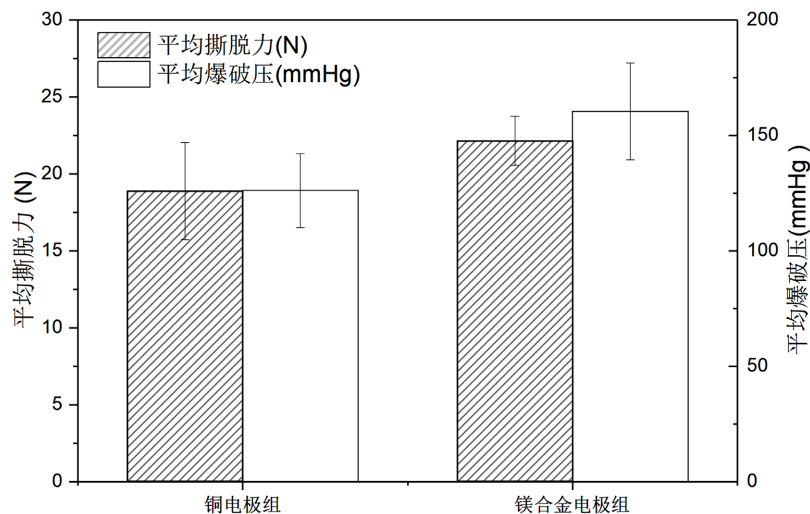


Figure 5. Results of avulsion force and bursting pressure
图 5. 撕脱力和爆破压结果

撕脱力为 16.70 ± 2.43 N；而镁合金焊接组的平均爆破压和撕脱力均优于铜电极焊接组，其爆破压为 167.01 ± 30.41 mmHg，撕脱力为 18.87 ± 3.45 N。相关研究表明[18]，当肠道吻合口的力学性能达到正常肠道的 50% 时，即可认为达到有效的吻合，正常肠道组织的爆破压和撕脱力分别为 154.44 ± 18.75 mmHg 和 30.1 ± 2.07 N。因此，可认为两组电极焊接的组织吻合口力学性能均达到吻合标准，而镁合金电极焊接组织的吻合口具有更高的生物力学强度。

3.2.3. 力学性能测试

肠道焊接区域的组织微观结构如图 6 所示。两组电极焊接的组织均出现了不同程度的压缩，组织之间形成紧密连接，但是铜电极焊接的吻合口组织可见细小缝隙，而镁合金电极焊接的组织吻合口厚度均匀、结构完整。因此，镁合金电极能够在一定程度上降低焊接缺陷，促进组织的有效融合，有利于提高组织的吻合口生物力学强度。

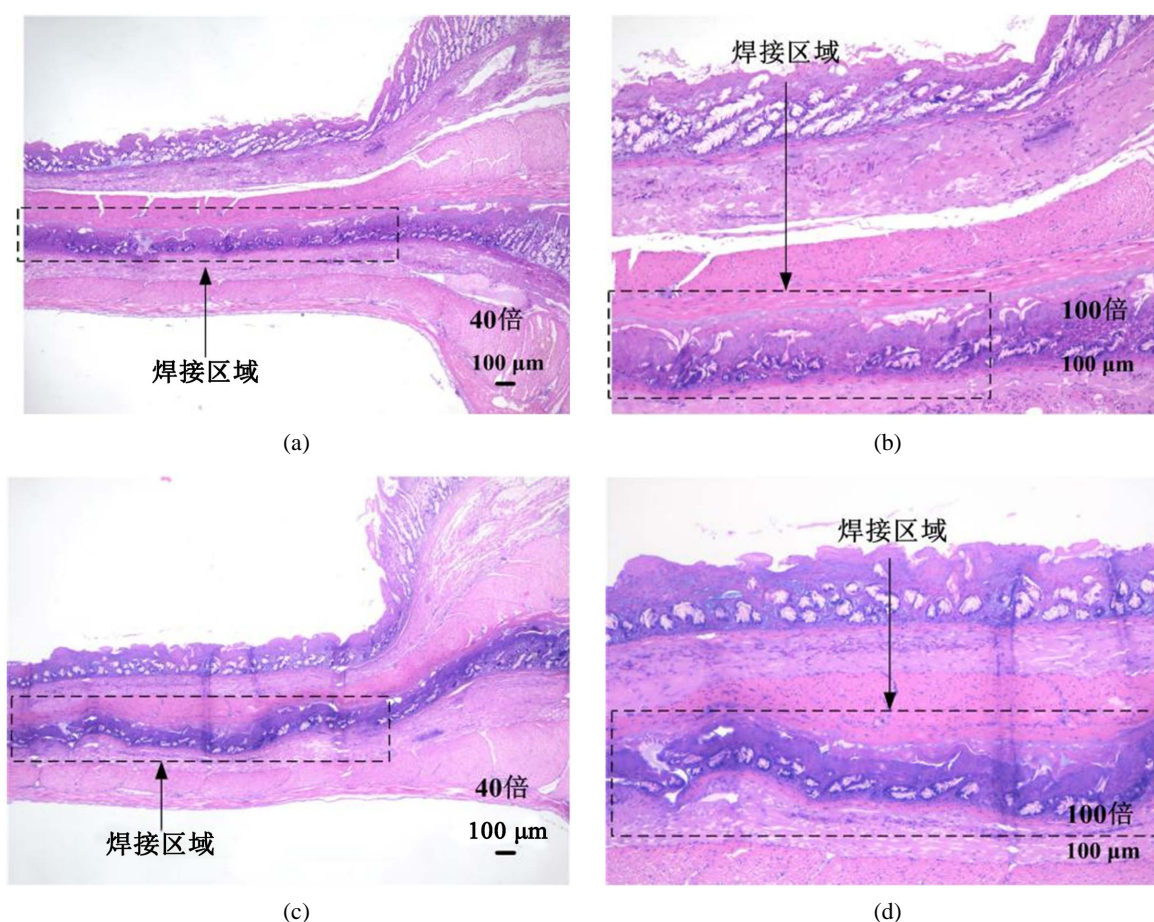


Figure 6. HE staining section diagram. (a) Anastomotic tissue of copper (40 times); (b) Anastomotic tissue of copper (100 times); (c) Anastomotic tissue of magnesium (40 times); (d) Anastomotic tissue of magnesium (100 times)

图 6. HE 染色切片图。(a) 铜电极焊接的组织(40 倍)；(b) 铜电极焊接的组织(100 倍)；(c) 镁合金电极焊接的组织(40 倍)；(d) 镁合金电极焊接的组织(100 倍)

4. 讨论

射频能量组织焊接作为一种新型的组织吻合技术，可以避免异物残留对吻合口愈合的影响，提高吻合口质量，同时简化手术操作，缩短手术时间，具有广阔的临床应用前景[4]。射频电流是频率在 300

kHz~300 GHz 区域的交流电, 当其通过生物组织时, 会产生两种效应, 一是细胞膜的电穿孔效应, 焊接时组织细胞中的蛋白质析出并进入细胞间质, 为组织焊接提供充足的焊料; 二是生物的电热效应, 该效应会使组织温度升高, 细胞间质中蛋白质的三螺旋结构会在热量的作用下发生变性[19], 解链为随机卷曲的多肽链, 并借助外部机械压力的作用形成稳定的组织交联, 最终达到离断组织连接的目的。

射频肠道组织焊接过程中, 组织温度逐渐升高, 热量的积聚会导致组织热损伤的形成, 从而降低焊接强度和吻合口的组织活性, 不利于组织恢复。之前的研究表明, 焊接过程中组织温度与压合压强有关[20][21]。在本文仿真的温度分布结果中, 压缩区域组织温度和坏死组织占比较未压缩区域低, 由于压缩区域的组织因受到电极挤压而使其电导率降低, 从而吸收更多的射频能量, 导致温度升高。同时, 镁合金电极组的最高温度和热损伤程度均明显低于铜电极组。这是由于镁合金的电导率随温度的升高呈现更加明显的下降趋势, 有利于降低射频能量的转化, 减少热量在焊接组织中的聚集, 从而降低组织热损伤的程度[8]。并且镁合金的导热性明显低于纯铜, 故对周围组织造成的侧向热扩散较低, 有利于降低组织侧向热损伤距离。

在焊接过程中组织温度与其内部胶原变性存在相关性, 合适的温度是肠道焊接过程中胶原蛋白发生合理变性的保障, 控制温度可以减小组织热损伤, 增加吻合口的生物力学强度。因此, 在本文的离体实验结果中, 镁合金电极组的吻合口生物力学强度更高, 组织厚度更均匀、结构更完整。镁合金电极在焊接过程中, 产生的热量既能保证吻合口进行充分融合, 又能避免组织出现“过焊”现象, 组织侧向热扩散距离较低, 吻合口呈现最优的生物力学强度。

另外, 镁合金在生理环境中可以降解, 所释放的镁离子能够促进组织愈合[22], 从而增加吻合口的生物力学强度; 镁合金在含有 Cl^- 的电解质如人体体液中的腐蚀过程遵循如下电化学反应式[23][24][25]:

阳极反应:



阴极反应:



在这个过程中会形成腐蚀产物:



$\text{Mg}(\text{OH})_2$ 腐蚀层受到 Cl^- 的侵蚀, 生成易溶解的 MgCl_2 , 从而促进镁合金的腐蚀:



镁合金作为新型植入式组织焊接电极, 首先可以对肠道组织进行射频能量焊接; 之后在组织愈合早期, 可以作为支架对吻合口提供力学支撑, 以减小肠道在蠕动过程中对吻合口的牵引力; 最终, 在肠道完成结构与功能的重建后, 镁合金电极完全降解为无毒无害的小分子, 由生物体自主吸收或排出体外, 形成无异物残留的吻合口。

5. 结论

本文从吻合口生物力学强度和组织热损伤两方面, 通过有限元仿真和离体实验, 验证了可降解镁合金作为植入式射频组织焊接电极的可行性与有效性, 得到的主要结论如下:

1) 相比于铜电极, 镁合金电极能够促进肠道组织的有效融合, 提高吻合口的生物力学强度(爆破压: $126.01 \pm 16.02 \text{ mmHg}$ vs $167.01 \pm 30.41 \text{ mmHg}$, 撕脱力: $18.87 \pm 3.15 \text{ N}$ vs $22.14 \pm 1.59 \text{ N}$)。

2) 相比于铜电极, 镁合金电极在焊接过程中产生更低的焊接区域平均温度(90°C vs 75°C)和更小的侧向热损伤距离(3.3 mm vs 2.7 mm), 可以有效降低坏死组织占比、减少组织损伤范围。

致 谢

感谢国家自然科学基金项目(51735003, 51901137), 科技部国家重点研发计划——数字诊疗装备研发(2019YFC0120402)的资助。

参考文献

- [1] 王悠清, Sung, H., Ferlay, J., 等. 2020 年全球癌症统计报告[J]. 中华预防医学杂志, 2021, 55(3): 398.
- [2] 贾振杰. 胃肠吻合技术进展研究[J]. 中国医疗器械信息, 2019, 25(5): 60-61.
- [3] 陈力, 宋成利, 于锡潼, 毛琳. 射频能量肠道焊接技术的研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2020, 39(1): 92-95, 107.
- [4] 胡钟欣, 宗乃馨, 黄婷, 宋成利, 毛琳. 基于能量的生物组织吻合技术研究进展[J]. 生物医学工程学进展, 2021, 42(1): 25-29.
- [5] Tu, L.Y., Zhou, Y., Song, C.L., Li, Y., Chen, L. and Xue, Y. (2019) Preliminary Study of a Control Algorithm for Radio-Frequency-Induced Intestinal Tissue Fusion. *International Journal of Hyperthermia*, **36**, 1297-1306. <https://doi.org/10.1080/02656736.2019.1702723>
- [6] 张宏辉, 冯海全, 李治国, 韩青松. 镁合金冠脉支架支撑性能分析及其优化[J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 14-20.
- [7] 袁广银, 章晓波, 牛佳林, 陶海荣, 陈道运, 何耀华, 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.
- [8] Pan, H.C., Pan, F.S., Wang, X., Peng, J., Gou, J., She, J., *et al.* (2013) Correlation on the Electrical and Thermal Conductivity for Binary Mg-Al and Mg-Zn Alloys. *International Journal of Thermophysics*, **34**, 1336-1346. <https://doi.org/10.1007/s10765-013-1490-3>
- [9] Kabiri, A. and Talaei, M.R. (2021) Analysis of Hyperbolic Pennes Bioheat Equation in Perfused Homogeneous Biological Tissue Subject to the Instantaneous Moving Heat Source. *SN Applied Sciences*, **3**, Article No. 398. <https://doi.org/10.1007/s42452-021-04379-w>
- [10] Xie, Z.W. (2019) Bio-Organism Damage under the Influence of Microwave Heating. *Journal of Biosciences and Medicines*, **7**, 41-45. <https://doi.org/10.4236/jbm.2019.74005>
- [11] 郑三龙. 挤压 AZ31B 镁合金及纯镁疲劳裂纹扩展研究[D]: [博士学位论文]. 杭州: 浙江工业大学, 2013.
- [12] Jo, B. and Aksan, A. (2010) Prediction of the Extent of Thermal Damage in the Cornea during Conductive Keratoplasty. *Journal of Thermal Biology*, **35**, 167-174. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2010.02.004>
- [13] Baldwin, S.A., Pelman, A. and Bert, J.L. (2001) A Heat Transfer Model of Thermal Balloon Endometrial Ablation. *Annals of Biomedical Engineering*, **29**, 1009-1018. <https://doi.org/10.1114/1.1415521>
- [14] Dodde, R.E., Bull, J.L. and Shih, A.J. (2012) Bioimpedance of Soft Tissue under Compression. *Physiological Measurement*, **33**, 1095-1109. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/1095>
- [15] Hasgall, P.A., Neufeld, E., Gosselin, M.C., *et al.* (2012) It's Database for Thermal and Electromagnetic Parameters of Biological Tissues. *Journal of Cell Biology*, **93**, 170.
- [16] 毛琳, 陈力, 刘晨旭, 于锡潼, 宋成利. 一种联动式压力可控组织焊接电极及其应用[P]. 中国专利, CN201810891397.6. 2019-01-11.
- [17] Cameron, J. (1991) Physical Properties of Tissue. A Comprehensive Reference Book, Edited by Francis A. Duck. *Medical Physics*, **18**, 834. <https://doi.org/10.1118/1.596734>
- [18] Wu, M.P., Ou, C.S., Chen, S.L. and Yen, E.Y.T. (2000) Complications and Recommended Practices Forelectrosurgery in Laparoscopy. *American Journal of Surgery*, **179**, 67-73. [https://doi.org/10.1016/S0002-9610\(99\)00267-6](https://doi.org/10.1016/S0002-9610(99)00267-6)
- [19] Derman, R.D., Enel, E.C., Ferhanolu, O., *et al.* (2020) Effect of Heat Level and Expose Time on Denaturation of Collagen Tissues. *Cellularand Molecular Bioengineering*, **14**, 113-119. <https://doi.org/10.1007/s12195-020-00653-w>
- [20] Kröger, M., Jaenicke, A., Winter, H., *et al.* (2012) Reduction of Thermal Tissue Damage Caused by Bipolar Radiofrequencyinduced Thermofusion. *Biomedizinische Technik*, **57**, 432. <https://doi.org/10.1515/bmt-2012-4318>
- [21] 胡钟欣, 宗乃馨, 宋成利, 周宇, 涂良勇, 毛琳. 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.
- [22] Zhao, Y.X., Zeng, L.L. and Liang, T. (2017) Advances in Biocompatibility of Biodegradable Magnesium. *Acta Metallurgica Sinica*, **53**, 1181-1196.

- [23] 郑玉峰, 刘彬, 顾雪楠. 可生物降解性医用金属材料的研究进展[J]. 材料导报, 2009, 23(1): 1-6.
- [24] Mao, L., Yuan, G., Niu, J., *et al.* (2013) *In Vitro* degradation Behavior and Biocompatibility of Mg-Nd-Zn-Zr Alloy by Hydrofluoric acid Treatment. *Materials Science and Engineering: C*, **33**, 242-250.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2012.08.036>
- [25] Gu, X., Mao, Z., Ye, S.H., *et al.* (2016) Biodegradable, Elastomeric Coatings with Controlled Anti-Proliferative Agent Release for Magnesium-Based Cardiovascular Stents. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, **144**, 170-179.
<https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2016.03.086>