

DOI: 10.3901/JME.2021.01.179

超声辅助高频电刀组织切割性能研究^{*}

姚 光^{1,2} 武文帅^{1,2} 耿大喜^{1,2} 张翔宇^{1,2} 张德远^{1,2}

(1. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100083;

2. 北京航空航天大学生物医学工程高精尖创新中心 北京 100083)

摘要: 高频电刀因其优良的切割效率和止血性能在微创手术中得到了广泛的应用,但组织粘刀和创面碳化,不利于术后愈合引发手术事故。如何解决高频电刀的粘刀和创面碳化损伤是载能手术器械面临的重要技术难题,超声振动优异的减粘降附性能为本研究提供了创新灵感。首先通过分析超声振动对高频电刀与切割组织极间电场和多能场组织去除机制的影响,提出超声振动的机械作用会加速组织去除。通过软组织载能切削试验测试了超声振动辅助高频电刀的防粘性能以及组织热损伤,试验结果证实了超声振动辅助高频电刀的组织粘附量减少了约 80%,无黑色焦痂组织,切割伤口齐整,热损伤面积减小了约 50%,满足了微创载能器械的手术技术要求。

关键词: 高频电刀; 超声辅助; 防粘; 热损伤;

中图分类号: TH77

Cutting Performance of Ultrasonic-assisted Electrosurgical Electrode

YAO Guang^{1,2} WU Wenshuai^{1,2} GENG Daxi^{1,2} ZHANG Xiangyu^{1,2} ZHANG Deyuan^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100083)

2. Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083)

Abstract: The electrosurgical electrode has been widely used in minimally invasive surgery due to its excellent cutting efficiency and hemostatic properties. However, tissue adhesion to the electrode and carbonization of the wound surface are not conducive to postoperative healing. Inspiration from the excellent anti-adhesion performance of ultrasonic vibration gives new insights into the design of a novel electrosurgical electrode to minimize tissue adhesion to the electrode. Firstly, by analyzing the mechanism of the influence of the ultrasonic vibration on the electric field and the mechanism of tissue removal under multi-energy fields, it was found that the mechanical force of ultrasonic vibration will accelerate tissue removal. Finally, the energy-based cutting experiments reveal that the cutting performance of ultrasonic vibration assisted electrosurgical electrode is significantly improved, for example tissue adhesion mass decline by 80%, 50% for thermal damage area reducing. The ultrasonic vibration assisted electrosurgical electrode satisfied the surgical technical requirements of energy-based minimally invasive devices.

Key words: electrosurgical electrode; ultrasonic vibration assisted; anti-adhesion; thermal injury

0 前言

近年来,高频电刀因其失血量少、切割效率高和手术风险低等优点被广泛用于腹腔手术中切割和凝血。但是,组织对电刀的粘附会阻碍能量输送并撕裂附近组织,从而导致止血失败,这些风险会引

发伤口愈合不良和术后粘连^[1-6]。过去几十年,已经有大量学者研究如何降低组织对高频电刀的粘附,较常使用的方法有表面涂层法^[7-15]和表面织构法^[16-17]。RYAN 和 MIKAMI 等^[7-8]电极表面喷涂金、银等金属涂层,并探索了金属涂层的高温防粘性能;CUNNINGHAM 等^[9]利用原子层沉积技术在电极表面涂覆了一层疏水的非金属涂层;CEVIKER 等^[10]在双极电凝钳尖端表面涂覆 50 μm 厚的 Teflon,用以减少组织粘附,但效果不佳;KANG 等^[11]在电凝

^{*} 国家自然科学基金资助项目(51905024、51975035)。20200220 收到初稿,20200509 收到修改稿

钳表面高压沉积了一层六甲基二硅氧烷(HMDSO)非金属聚合物薄膜,显著降低了器械的组织粘附;MIKAMI 等^[12]在电凝钳尖端沉积了一层金-聚四氟乙烯(PTFE)复合膜,并将之与金涂层的粘附和切割性能进行对比,结果表明:复合膜的凝结防粘效果更好,更易切割;除了金属和聚合物涂层之外,SHIELDS 等^[13]试图在电极表面喷涂绝缘的多孔陶瓷材料实现防粘效果;LEE 等^[14-15]提出了一种新型涂层,氢化铜结合的一类金刚石碳(DLC-Cu),他们利用这种涂层降低了电极的组织粘附和损伤。表面涂层法能显著降低电刀表面粘附,但是涂层在高温高压作用下会释放一些有毒气体伤害人体。刘光等^[16]基于猪笼草湿滑防粘机制提出液膜式防粘,在电极表面制备仿生防粘结构,试验结果表明这种仿生防粘结构可显著降低组织粘附和损伤;LIN 等^[17]利用飞秒激光脉冲对电极表面进行纳米结构表面处理,试验发现这种纳米结构表面可显著降低热损伤和组织粘附。表面涂层法能显著降低电刀表面粘附,但是涂层在高温高压作用下会释放一些有毒气体伤害人体。表面织构法短时间内能降低表面组织粘附,但是随着切割时间延长,表面织构会被电离溅射的焦痂分子破坏,无法持久性防粘。因此,需要探索新的防粘技术来解决高频电刀的软组织粘附问题。

目前超声因其断续切割特性被广泛用于切割工程材料和生物组织。超声手术刀出现于 20 世纪 50 年代末,到 80 年代后开始应用于临床外科手术。因其出血量少、热损伤小、烟雾量少、愈合快等特点,被广泛应用于各种外科手术中^[18]。与传统的电外科手术相比,超声辅助切割(即超声手术刀)已被证明是一种有效的技术,超声手术刀可以切割软组织而没有组织粘连,但由于能量输出较低,因此超声手术刀的切割较慢,止血效果差,其临床应用受到限制^[19-22]。YAMAMOTO 等^[19]研究了超声振动作用下不同介质与组织的粘附机理,结果表明超声刀表面介质的极性官能团和热特性对于介质与组织的粘附结合是必需的。VETERE 等^[20-21]对比了高频电刀和超声刀的手术效果,虽然高频电刀未显示出临床优势,但超声刀术后早期的组织炎症和坏死的组织学指标明显下降,但术后后期的研究结果无法验证早期的组织学发现,二者在组织粘连形成方面无明显优势。PHILLIPS 等^[22]对比了不同载能器械的切割热损伤,结果表面超声手术刀的切割热损伤最小。超声手术刀的这种优异的防粘性能为高频电刀的软

组织防粘提供了一种新思路,鉴于此,我们提出了一种新型的超声辅助高频电刀,将超声与高频电刀结合起来解决高频电刀的防粘和热损伤问题。

1 试验与方法

1.1 试验装置

本文所设计的超声辅助高频电刀是一种纵向激励式超声振动辅助高频电刀系统,如图 1 所示,它是由超声振动系统和高频电刀系统组成;它们相互之间的连接关系是:超声振动系统向刀头提供超声振动,高频电刀系统从超声振动系统引入向刀头输入高频电流,超声振动系统中加装绝缘片以隔离超声振动电路和高频电路,避免两电路干扰。超声振动换能器通过陶瓷堆向钛合金刀头提供超声振动;本次设计中选用的压电陶瓷材料和刀头材料均是基于现有的超声手术刀换能器,压电陶瓷材料为内外径 $\phi 20\text{ mm}\times 6\text{ mm}$,厚度 4 mm 的 PZT-8,刀头选用钛合金材料;高频电刀的电源接入后盖板,电流通过后盖板连接的紧固螺栓传给前盖板从而传至钛合金刀头,同时由于绝缘片的绝缘效应,高频电流不会影响陶瓷堆的电路。钛合金刀头有两个功能:一是相当于超声振动换能器的变幅杆,传递超声振动;二是高频电流通电后用作电刀头切割软组织。切割前首先打开超声振动电源开关启动超声振动,切割时采用控制开关接通高频电流,钛合金刀头尖端产生的高频电流,在超声振动辅助的作用下分离和凝固肌体组织,实现切割和止血的目的。

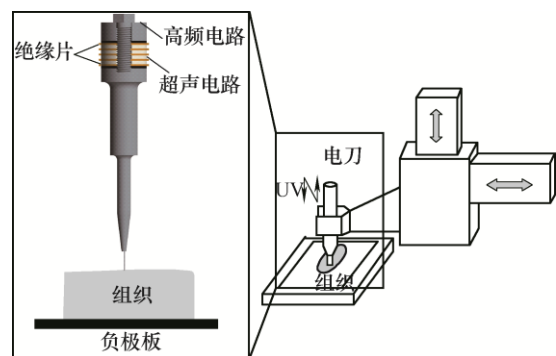


图 1 超声辅助高频电切试验装置

经调试,搭建试验平台利用激光测微仪测定刀头的振动特性,超声辅助高频电刀的实物如图 2a 所示,刀头的纵振振幅曲线和频谱图如图 2b 所示,振幅为 51 μm 。利用 Matlab 通过快速傅里叶变换可

以获得刀头的纵振频率为 42 kHz, 振动稳定输出。

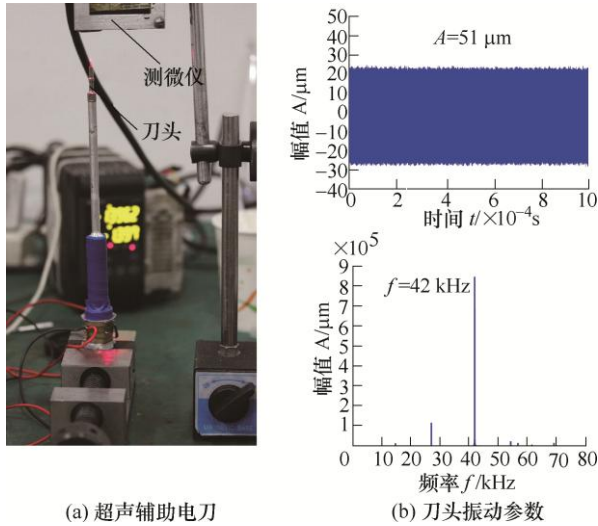


图 2 超声辅助高频电刀

1.2 电切割试验

本试验使用的高频电刀是单极电刀, 通过 XY 两轴移动台实现夹紧和控制, 以实现移动速度的无级调节。超声振动沿着高频电刀的切割速度方向。超声手术刀由于其切割机理, 易于切割液体含量较高的组织, 如疏松的结缔组织和肌肉组织, 其中肌肉组织含水量高达 75%。因此从试验选材的易得性和典型性考虑, 本试验采用死亡时间不超过 4 个小时的新鲜鸡胸肉来模拟人体软组织, 禽类胸大肌主要是由白肌纤维构成, 纤维束结构发达, 脂肪和结缔组织膜等杂质分较少, 因此本课题选取鸡胸肌组织代表典型的人类的肌肉组织, 将鸡胸肉切成约 40 mm×20 mm×18 mm 的样品^[23-24]。在试验过程中, 将鸡组织牢固地放在负极板上以确保良好的电接触, 通过微操作台向下加载振动电刀切割软组织, 其中电极沿垂直方向切割组织, 切入深度为 5 mm。电刀的工作模式和工作功率见下表 1。表中切割参数的选取依据为: ① 切割速度: 医生手术手持高频电刀进行切割组织, 切割太慢易烧焦组织, 切割太快易伤到相邻组织; 参考手术机器人的切割速度 0-1 mm/s, 选取中间值 0.5 mm/s; ② 切割模式: 高频电刀的输出模式有两种: 切割模式和凝血模式, 这两种模式的切割机理不同, 因此研究超声对这两种模式的影响; ③ 切割功率: 高频电刀系统中输出功率共有三种选择: 40 W、60 W、80 W, 这三种功率下切割机理不变, 只是切割能量变化, 因此本文选取中间能量 60 W; 借鉴本课题组之前的研究成果^[25], 当超声刀的频率为 42 kHz 时, 空化效应最好, 热损伤相对 55 kHz 较小, 所以本文设计超声频率为 42 kHz, 振幅可控由超声电源的输出功率决定。

表 1 试验条件和加工参数

参数	数值
切割速度/(mm/s)	0.5
切割功率/W	60
切割模式	切割模式、凝血模式
切入深度/mm	5
超声频率 f/kHz	42
超声幅值 A/μm	51

2 试验结果与讨论

2.1 超声振动对电场的影响

高频电刀通过电极尖端产生的高频高压电流与肌体接触, 进而对组织进行加热, 电流越大加热速度越快, 则高频电刀的切割效率越高。超声辅助高频电刀切割时放电通道等离子体的能量主要由以下几部分组成: 1) 等离子体运动所具有的热能、动能; 2) 等离子体中储存的电场、磁场能量; 3) 超声振动传播的弹性波的能量等。这几种能量相互耦合, 使放电通道等离子体发生振荡、波动、偏移。当超声辅助后, 电刀的高频振动导致极间放电间隙发生高频周期性变化。由于放电间隙 d 通常很小, 因此放电间隙的高频变化必然会引起极间电场强度的高频变化, 如图 3 所示。极间距离 d 的变化还会导致极间电流密度的变化。

极间电场强度与放电电压、放电间隙之间的关系为

$$E = \frac{U}{d} \quad (1)$$

式中, E 为电场强度; U 为极间放电电压; d 为放电间隙。超声辅助后, 极间电场强度为

$$E(t) = \frac{U}{d + A \sin 2\pi ft} \quad (2)$$

电场强度的变化范围为 $\left[\frac{U}{d+A}, \frac{U}{d-A} \right]$ 。即, 一个

振动周期内极间电场强度变化曲线如图 3 所示^[21]。无超声辅助时, 电场强度为下图中斜线填充区域; 有超声辅助的电场强度为下图纯色填充区域; 高频电刀一个周期内的电场强度为 $E_e = \frac{U}{d} T$; 超声辅助高频电刀一个周期内的电场强度约为

$$E_s = \int_0^T \frac{U}{d + A \sin 2\pi ft} dt \approx \frac{U}{d} T + \frac{UA}{d^2 - A^2} T$$

常用高频电刀的电压范围为 40~100 V^[26], 为了方便计算, 电压选为 60 V, 高频电刀切割时的平

均放电间隙设约为 $d=1\text{ mm}$, $A=51\text{ }\mu\text{m}$, 显然超声辅助高频电刀的电场强度大于高频电刀的, 因此超声放大了极间电场强度, 提高了切割效率。之前已有研究证实有超声辅助时, 流经软组织的电流值更大, 因此理论和试验结果一致^[28]。

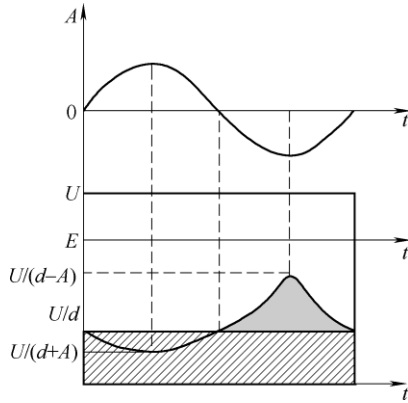


图 3 超声振动对极间电场的影响

2.2 超声振动对组织去除的影响

人体组织由细胞和细胞间质组成, 细胞质中含有带电粒子或离子, 阳离子来自钠钾钙等小原子, 阴离子来自氯和蛋白质分子(由于体内氨基酸的碱性离子化, 蛋白质通常以带负电的粒子形式存在)。电外科手术时, 当电刀头靠近组织时, 电流集中在电极尖端形成高能量密度, 在电极和组织间形成电弧, 迅速升温, 局部的细胞温度超过 $100\text{ }^{\circ}\text{C}$, 随后大量细胞扩增导致细胞爆炸性破裂, 形成一团团烟雾, 这些烟雾是由离子和有机分子组成的“等离子体云”^[29]。由于电场的存在, 烟雾中的带电粒子被加速撞击到电刀上, 这些颗粒堆积在电刀表面碳化, 形成具有紧密微观结构的粘附组织。超声辅助后, 超声波能量集中能够传播很强的能量, 使得“等离子体云”作激烈的强迫机械振动, 烟雾中的部分离子和有机分子来不及撞击到电刀表面被加速抛出。此外, 超声振动产生的冲击波对切割表面产生强烈射流及局部微冲流, 使得切割界面的凝结组织或焦痂组织受到一定的搅拌作用, 粘着力较小的凝结组织被击碎抛出。因此超声辅助切割界面比较干净齐整。

“等离子体云”在超声振动和高频电场的多能场作用下, 同时受到超声惯性力和电场力作用, 在这两个力的合力作用下运动。对于“等离子体云”中的离子和有机分子来说, 所受到的超声惯性力为^[30]

$$F_s = ma = 4m\pi^2 f^2 A \quad (3)$$

式中, A 、 f 分别是超声振动的幅值和频率, 由表 1

中超声振动的振幅和频率可求得 $a=3.48\times 10^6\text{ m/s}^2=348\text{ }000\text{ g}$, 其中 g 代表重力加速度, C^{12} 的质量为 $1.993\times 10^{-23}\text{ g}$, 因此它受到的最大超声惯性力为 $F_s = 7\times 10^{-17}\text{ N}$ 。

它所受到的电场力为

$$F_e = Eq = \frac{U}{d} q$$

式中, 高频电刀切割模式下的输出电压约为 $U=1\text{ }000\sim 2\text{ }000\text{ V}$, 电荷量 $q=9.6\times 10^{-16}\text{ C}$, 假设放电间隙为 1 mm , 则它受到的电场力为 $F_s = 2.3\times 10^{-13}\text{ N}$ 。

显然, 带电粒子由于质量太小, 受到的电场力远大于超声惯性力, 对于微小带电粒子电场力仍是主力; 但对于“等离子体云中”的质量较大的有机分子来说, 例如肌球蛋白相对分子质量为 $220\text{ }000$, 则它的实际质量为 $4\times 10^{-17}\text{ g}$, 则它所受到的超声惯性力为 $F_s = 7\times 10^{-11}\text{ N}$, 蛋白质分子的电荷量小于 C^{12} 原子, 因此其电场力小于 C^{12} 原子, 对比可知蛋白质分子受到的超声惯性力远大于电场力, 超声惯性力为主力。

因此, 超声辅助后, 质量较小的粒子路径改变较小, 但对于大质量的分子, 电场力不在是主力, 超声惯性力为主力被抛出。即, 超声辅助电刀表面, 只有质量较小的粒子才能撞击到电刀表面, 大质量的分子都被惯性力抛出无法达到电刀表面, 如图 4 所示, 因此超声辅助电刀表面的组织粘附量大大降低。

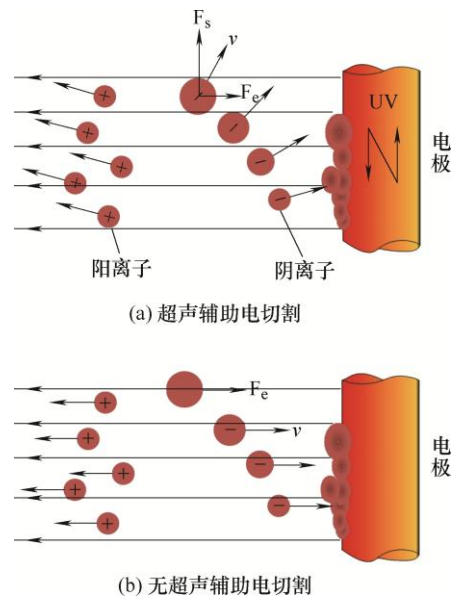


图 4 组织的去除过程

通过对比观察有无超声振动电刀切割软组织的过程如图 5 所示, 可发现无超声振动时, 烟雾沿四面八方排出; 这说明, 无超声振动时, “等离子体云”

在电场力、高速气流冲击的共同作用下在空间不定向运动,因此烟雾沿多个方向被排出。超声辅助后,烟雾集中在刀柄周围被排出,“等离子体云”在电场力、高速气流冲击和超声振动惯性力的共同作用下被加速抛出,抛出方向集中在刀柄四周,这说明“等离子体云”被抛出,超声振动惯性力起主要作用。且超声振动电刀切割时烟雾浓度相对较高,说明烟雾中大质量分子含量较多,验证了前面的理论分析结果。

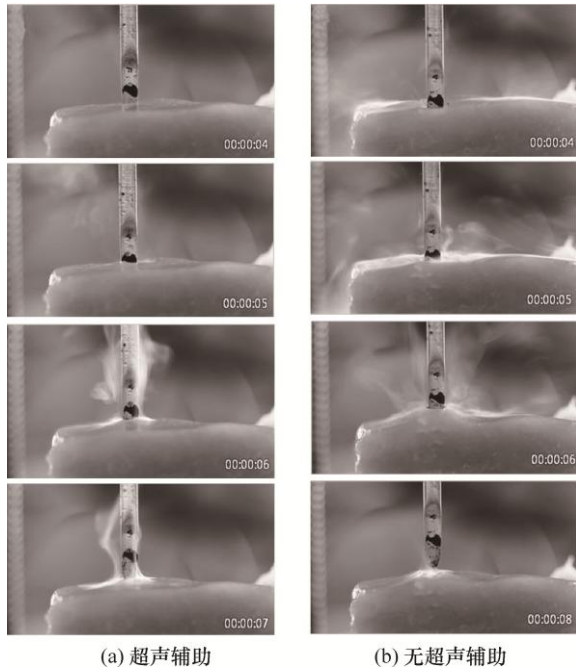


图 5 软组织的高频电刀切割过程

2.3 超声对高频电刀切割性能影响

为了全面评价超声辅助高频电刀的切割性能,我们首先对比了有无超声辅助高频电刀表面组织的粘附情况,如图 6 所示。对比图 6a 和 6b 的上层可直接看出,超声辅助电刀表面组织粘附更少,图 6c 为有无超声辅助电刀表面组织粘附量对比,综合验证了超声辅助电刀表面组织粘附量减少了约 80%。此外,可从图 6a 上层看出有超声振动辅助电刀表面的粘附组织是一层薄薄的均匀细致的组织,黑色焦痂组织较少。受超声振动加速度的影响,刀头周围的气场流速更快且冲击压力更强,从而导致刀头表面的组织很容易摆脱分子间粘合力被甩掉,因此减少了刀头表面的组织粘附。结果证明超声电刀具有显著的减少软组织粘着质量的能力以及优良的防粘稳定性。

对比切割后电刀表面粘附组织形貌,如图 6 下层所示。显然,有无超声振动电刀表面都有焦痂组织,这是电离溅射离子,从图 6 下层的 SEM 图可看出焦痂组织中有很多气孔,这是细胞高温爆炸留下

的。图 6b 显示无超声振动电刀表面粘附组织较多且组织中气孔较大相对不致密,还残留有明显的凝结组织;这是因为无超声振动电刀切割组织时,细胞爆炸产生的“等离子体云”中的所有负离子(包括大分子和小分子)在电场力的作用下高速冲击电极表面,电极表面的粘附组织中气孔较大,且电极表面在高温下会粘附部分凝结组织。而超声辅助高频电刀表面的粘附组织较少且组织中气孔较小较致密,这是因为细胞爆炸产生的“等离子体云”中的只有小负离子在电场力和超声振动作用下冲击电极表面,而大负离子在超声振动作用下被抛出,凝结组织在振动剪切力作用下无法附着到超声辅助高频电刀表面,因此超声辅助高频电刀表面的粘附组织中气孔较小且组织较少。

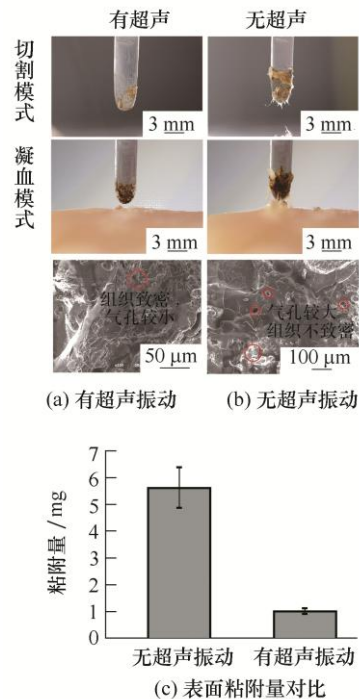


图 6 电极表面粘附组织

接着对比研究了有无超声振动辅助的高频电刀诱导的热损伤。从图 7a 可看出有无超声振动辅助的高频电刀引起的热损伤区域存在显著差异。无超声振动辅助电刀引起的热损伤面积(白色组织区域)无超声振动辅助电刀引起的热损伤面积(白色组织区域)约是超声振动辅助电刀引起的损伤面积的 1.5 倍。为了更严谨的判断超声对热损伤的影响,对切割后的组织冷冻沿切口横线切割,得到有无超声辅助电刀切口的冷冻切片,如图 7c 所示,可从冷冻切片明确看出超声辅助电刀切割热损伤层更小。热损伤区域的大小与电极上的粘附组织一致,即由产生较少量粘附组织的超声振动辅助电刀引起的热损伤

区域也很小。上一节已经对比了有无超声时, 软组织对电刀的粘着情况, 试验结果显示超声可显著降低组织粘附, 这是由于电刀和组织的接触率降低所致。因此, 超声电刀的间歇性切割会降低软组织的粘着强度, 较低的粘着力意味着软组织吸收的能量更少, 因此切割后组织的热损伤更少。此外, 较低的粘着力会利于电刀切割软组织, 切口界面会更均匀。

高频电刀在输出模式为凝血模式时, 可以实现止血作用。超声辅助电刀是在高频电刀的基础上加上超声振动, 与高频电刀的能量相比更大, 因此完全可以实现止血目的; 从图 7 可看出, 凝血模式下, 有无超声辅助电刀切口处都有焦痂, 但是超声辅助电刀的热损伤层远小于高频电刀。

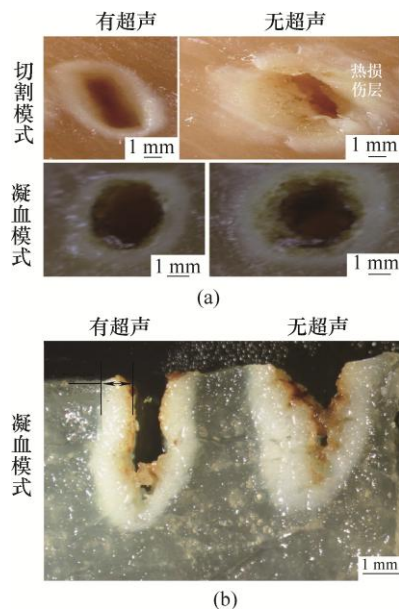


图 7 超声振动对组织热损伤的影响

3 结论

(1) 通过理论分析和试验验证超声通过周期性地改变极间间隙, 放大了极间电场强度。

(2) 附加超声后, 质量较小的粒子受超声影响较小, 大质量的分子由于受到超声惯性力较大, 在到达电刀表面前被抛出, 因此超声通过加速组织去除从而降低了电刀表面的组织粘附量。

(3) 超声辅助高频电刀不仅改善了电刀表面的组织粘附, 同时还降低了切割热损伤。

参 考 文 献

- [1] WU M P, OU C S, CHEN S L, et al. Complications and recommended practices for electrosurgery in laparoscopy[J]. American Journal of Surgery, 2000, 179(1): 67-73.
- [2] HAROLD K L, POLLINGER H, MATTHEWS B D, et al. Comparison of ultrasonic energy, bipolar thermal energy, and vascular clips for the hemostasis of small-, medium-, and large-sized arteries[J]. Surgical Endoscopy & Other Interventional Techniques, 2003, 17(8): 1228-1230.
- [3] DAVIDE D, CARTER, FIONA, et al. Electrosurgery and energized dissection[J]. Surgery, 2014, 32(3): 126-130.
- [4] TAHERI A, MANSOORI P, SANDOVAL L F, et al. Electrosurgery: Part I. basics and principles[J]. Journal of the American Academy of Dermatology, 2014, 70(4): 591.e1-e14.
- [5] MASSARWEH N N, COSGRIFF N, SLAKEY D P. Electrosurgery: History, principles, and current and future uses[J]. Journal of the American College of Surgeons, 2006, 202(3): 520-530.
- [6] KUMAGAI S G, ROSALES R F, HUNTER G C, et al. Effects of electrocautery on midline laparotomy wound infection[J]. American Journal of Surgery, 1991, 162(6): 620-622.
- [7] RYAN T P. New electrosurgical ball electrode with nonstick properties[J]. Proc SPIE, 1998, 3249: 142-146.
- [8] MIKAMI T, TAKAHASHI A, HASHI K, et al. Performance of bipolar forceps during coagulation and its dependence on the tip material: A quantitative experimental assay. Technical note[J]. Journal of Neurosurgery, 2004, 100(1): 133-138.
- [9] CUNNINGHAM J S. Electrosurgical instrument having a coated electrode utilizing an atomic layer deposition Technique: US8303582 B2 [P]. 2012-11-06.
- [10] CEVIKER N, KESHIL S, BAYKANER K, A new coated bipolar coagulator: Technical note[J]. Acta Neurochirurgica, 1998, 140(6): 619-620.
- [11] KANG S K, KIM P Y, KOO I G, et al. Non-stick polymer coatings for energy-based surgical devices employed in vessel sealing[J]. Plasma Processes & Polymers, 2012, 9(4): 446-452.
- [12] TAKESHI M, YOSHIHIRO M, IZUMI K, et al. Novel bipolar forceps with protein repellence using gold-polytetrafluoroethylene composite film[J]. Neurosurgery, 2007, 60(1): 160-1.
- [13] SHIELDS C, MEAGHER E C, Electrically conductive/insulative over-shoe for tissue fusion: US7442193 B2 [P]. 2008-10-28.

[1] WU M P, OU C S, CHEN S L, et al. Complications and recommended practices for electrosurgery in laparoscopy[J].

- [14] LEE F P, WANG D J, CHEN L K, et al. Antibacterial nanostructured composite films for biomedical applications: Microstructural characteristics, biocompatibility, and antibacterial mechanisms[J]. *Biofouling*, 2013, 29(3-4): 295-305.
- [15] OU K L, CHENG H Y. The application of advanced nanostructured film in electrosurgical device: Anti-sticking behavior and thermal injury[J]. *Journal of Nanomedicine & Nanotechnology*, 2015, 6(3): 1000291.
- [16] 刘光, 张鹏飞, 陈华伟, 等. 载能电刀仿生防粘表面技术[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(17): 21-27.
- LIU Guang, ZHANG Pengfei, CHEN Huawei, et al. Bio-inspired anti-adhesion surfaces of electrosurgical scalpel[J]. *Journal of Mechanical engineering*, 2018, 54(17): 21-27.
- [17] LIN C C, LIN H J, LIN Y H, et al. Micro/nanostructured surface modification using femtosecond laser pulses on minimally invasive electrosurgical devices[J]. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 2017, 105(4): 865-873.
- [18] FELDMAN L, FUCHSHUBER P, JONES D B. SAGES manual on the fundamental use of surgical energy (FUSE) [M]. New York: Dordrecht Heidelberg, 2011.
- [19] YAMAMOTO K, KIMURA T, NAM K, et al. Synthetic polymer-tissue adhesion using an ultrasonic scalpel[J]. *Surgical Endoscopy*, 2011, 25(4): 1270-1275.
- [20] VETERE P F, LAZAROU G, MONDESIR C, et al. Strategies to minimize adhesion formation after surgery[J]. *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 2011, 15: 350-354.
- [21] VETERE P F, GEORGE L, RADU A, et al. Postoperative adhesion formation in a rabbit model: Monopolar electrosurgery versus ultrasonic scalpel[J]. *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 2015, 19(2): e2015.00018.
- [22] PHILLIPS C K, HRUBY G W, DURAK E, et al. Tissue response to surgical energy devices[J]. *Urology*, 2008, 71(4): 744-748.
- [23] YANG D, CONVERSE M C, MAHVI D M, et al. Measurement and analysis of tissue temperature during microwave liver ablation[J]. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2007, 54(1): 150-155.
- [24] LEE J M, HAN J K, KIM S H, et al. An ex-vivo experimental study on optimization of bipolar radiofrequency liver ablation using perfusion-cooled electrodes[J]. *Acta Radiologica*, 2005, 46(5): 443.
- [25] 毕培信. 超声手术刀作用机理及载能控制研究[D]. 北京: 北京航空航天大学, 2015.
- BI PEIXIN. Research on ultrasonic scalpel action mechanism and energy control [D]. Beijing: Beihang University, 2015.
- [26] DODDE, ROBERT E, et al. Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage[J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2012, 59(1): 167-73.
- [27] 徐明刚. 超声振动—气体介质电火花复合加工技术及机理研究[D]. 济南: 山东大学, 2007.
- XU MINGANG. Research on ultrasonic vibration-gas dielectric edm processing technology and mechanism [D]. Jinan: Shandong University, 2007.
- [28] YAO G, ZHANG D, GENG D, et al. Improving anti-adhesion performance of electrosurgical electrode assisted with ultrasonic vibration[J]. *Ultrasonics*, 2017, 84: 126-133.
- [29] LIANG Z, JIANFEI W, YUNJIANG L, et al. Effect of high-frequency electric field on the tissue sticking of minimally invasive electrosurgical devices[J]. *Royal Society Open Science*, 2018, 5(7): 180125-.
- [30] BLEKHMANN I. Vibrational mechanics: Nonlinear dynamic effects, general approach, applications[M]. Singapore: World Scientific, 2000.

作者简介: 姚光, 女, 1988年出生, 博士研究生。主要研究方向为仿生载能微创器械。

E-mail: yghit316@buaa.edu.cn

张德远(通信作者), 男, 1963年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为生物加工、振动切削、MEMS加工。

E-mail: zhangdy@buaa.edu.cn