

微波与射频对离体猪股骨干骺端制热效应的对照研究

任刚 韦兴 姚雨 陈秉耀 李南 左坦坦 史亚民

DOI: 10.3969/j.issn.2095-252X.2013.05.012 中图分类号: R681.8

基金项目: 首都临床特色应用研究 (D101100050010024)

作者单位: 100853 北京, 中国人民解放军医学院 (任刚, 左坦坦); 100048 北京, 中国人民解放军总医院第一附属医院骨科 (韦兴, 史亚民, 陈秉耀, 李南); 100141 北京, 武警北京总队第三医院 (姚雨)

通信作者: 史亚民, Email: wxing304@hotmail.com

【摘要】 目的 比较微波与射频对离体猪股骨干骺端的制热效应, 以指导临床应用。方法 取 20 条新鲜成年猪股骨, 根据数据随机法分成微波组与射频组 2 组, 每组 10 个股骨样本分别采用微波和射频进行加热凝固。加热功率为 60 W, 加热时长为 300 s, 旁开加热点 5、10、15 mm 测温, 比较两种热疗技术的凝固范围和形状以及温度分布和变化趋势。结果 60 W·300 s 微波和射频凝固的纵径分别为 37.1 ± 3.2 mm, 28.3 ± 2.5 mm, 前者明显大于后者 ($P < 0.05$), 横径分别为 21.3 ± 1.6 mm, 19.8 ± 1.4 mm, 前者明显大于后者 ($P < 0.05$)。微波消融后出现明显的炭化带, 凝固区及充血带分布, 射频消融后仅可观察到明显的凝固区。射频形成的凝固体较微波更接近球形。微波和射频的中心温度分别为 126.2 ± 1.51 °C, 100.2 ± 0.70 °C, 前者明显高于后者 ($P < 0.05$), 旁开 10 mm 处温度分别为 91.5 ± 3.7 °C, 58.3 ± 2.4 °C, 前者明显高于后者 ($P < 0.05$)。射频消融与微波消融各测温点分别在 210 s 与 255 s 内达到稳态, 二者距离加热中心越近温度越高, 上升速度越快。微波消融中心温度可达到 120 °C 以上, 射频消融中心温度不超过 100 °C。结论 微波和射频对离体猪股骨干骺端凝固形状及凝固范围存在差异, 中心温度和旁开 10 mm 处温度, 微波显著高于射频。微波较射频热场温度高, 凝固范围大, 在较大骨肿瘤的治疗中宜选用微波, 射频消融较微波有更好的温控性。了解各自的制热特性有利于两种技术的合理选择。

【关键词】 微波; 脉冲射频术; 股骨; 骨骺; 动物实验

Swine femoral metaphysis ablation experiment in vitro: a comparative study of heating effects between microwave and radiofrequency ablation REN Gang, WEI Xing, YAO Yu, CHEN Bing-yao, LI Nan, ZUO Tan-tan, SHI Ya-min. PLA Medical College, Beijing, 100853, PRC

【Abstract】 Objective To compare the heating effects between microwave and radiofrequency ablation in porcine femoral metaphysis. **Methods** Microwave and radiofrequency were applied for 300 seconds at 60 Watts in 20 porcine femoral metaphysis. Thermo sensors were placed at 5, 10 and 15 mm from the electrodes, and temperatures were recorded using an advanced temperature monitor system. The diameter, shape and temperature in the ablation zone, the pathologic appearance of the ablation zone and the distribution and variation tendency of temperature were compared between microwave and radiofrequency ablation. **Results** The longitudinal diameters of lesions ablated with microwave and radiofrequency were (37.1 ± 3.2) mm and (28.3 ± 2.5) mm respectively, and the former was significantly longer than the later ($P < 0.05$). The transverse diameters were (21.3 ± 1.6) mm and (19.8 ± 1.4) mm respectively, and the former was significantly longer than the later ($P < 0.05$). The carbonized zone, coagulation zone and hyperemia zone could be found apparently from the microwave group, but only the coagulation zone could be found from the radiofrequency group. The radiofrequency induced more spherical lesions than microwave did. The central temperatures of microwave and radiofrequency were (126.2 ± 1.51) °C and (100.2 ± 0.70) °C respectively, and the former was significantly higher than the later ($P < 0.01$). The temperatures 10mm from the centers of microwave and radiofrequency were (91.5 ± 3.7) °C and (58.3 ± 2.4) °C respectively, and the former was significantly higher than the later ($P < 0.01$). The microwave and radiofrequency groups could reach the steady-state at 210 s and 255 s independently. The shorter the distance to the heating point, the higher the temperature reached, and faster the temperature rose. The heating center temperature of microwave could reach over 120 °C, while the heating center temperature of radiofrequency could reach a point below 100 °C. **Conclusions** Lesions induced by radiofrequency and microwave

have some differences in shape and temperature distribution. The temperature of the heating zone and the boundary of microwave are higher and larger than that of radiofrequency. Microwave is a better choice for larger bone tumors. Compared with microwave, the temperature of radiofrequency group could be better controlled. The understanding of these differences will help us better use these ablation techniques.

【 Key words 】 Microwaves; Pulsed Radiofrequency Treatment; Femur; Epiphyses; Animal Experimentation

射频消融 (radiofrequency ablation, RFA) 的基本工作原理是将电极针插入组织中, 通过射频发射改变电流活动, 引起局部离子震荡, 产生高温使组织发生凝固性坏死^[1]。微波消融的基本原理是将微波刀头插入组织中, 通过微波发射频率 ≥ 900 MHz 的电磁波, 引起周围组织中偶极分子的旋转来产生热量, 从而使组织发生凝固性坏死^[2-3]。微波和射频技术在治疗骨肿瘤 /X/TOX 中, 既起到了杀灭肿瘤组织, 又可以保留骨的支架, 为骨的再生和修复提供了良好条件^[4]。射频和微波消融肿瘤的机理都是通过高温使肿瘤细胞凝固坏死, 但射频与微波的产热原理、产热效率及热场分布均存在差异。本实验将对射频和微波消融离体猪干骺端松质骨的制热效应进行比较研究, 以指导临床应用。

资料与方法

一、实验仪器

1. 微波治疗系统: 南京亿高医疗设备有限公司 E-100c 内冷式微波治疗仪。工作频率 2450 MHz, 输出功率为 0 ~ 100 W。内冷式硬质天线外径为 2.0 mm, 长度 150 mm。自带水循环动力泵, 室温生理盐水 (20 ℃) 作为降温水源。

2. 射频治疗系统: 上海迈德医疗科技有限公司 S-1500 肿瘤射频治疗仪。工作频率 375 kHz, 输出功率: 5 ~ 150 W, 阻抗测量范围: 10 ~ 500 Ω , 温度设定范围: 50 ~ 120 ℃。电极直径为 1.2 mm, 长度 150 mm。室温生理盐水 (20 ℃) 作为灌注水源。

3. 测温系统: 测温采用 Luxtron M3304OEM 光纤测温仪。此光纤测温仪自带数据采集软件。

二、实验方法

取 20 条新鲜成年猪股骨, 根据数据随机法分成微波组与射频组 2 组, 每组 10 个股骨样本, 采用射频和微波临床常用的功率和时间组合即 60 W · 300 s。旁开中心距离分别为 5、10、15 mm 行实时测温。凝固结束后, 沿微波天线和射频电极长轴纵行切开标本, 测量凝固区纵径、横径, 炭化区宽度, 充血带宽度等。

三、统计分析

统计分析采用 SPSS19.0 软件。凝固范围以最大横径和纵径, 以及横径和纵径均数评定, 形态评价采用横径与纵径之比。计量资料 $\bar{x} \pm s$ 表示, 两组间均数比较采用 *t* 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

微波和射频凝固的纵径分别为 37.1 ± 3.2 mm, 28.3 ± 2.5 mm, 前者明显大于后者 ($P < 0.05$), 横径分别为 21.3 ± 1.6 mm, 19.8 ± 1.4 mm, 前者明显大于后者 ($P < 0.05$)。横径与纵径之比, 射频明显大于微波, 射频的凝固形态优于微波, 更接近球形 (表 1)。微波消融后, 在凝固区中心出现了明显的炭化带, 凝固区外围出现了明显的充血带 (图 1), 在射频消融后未见明显炭化带和充血带 (图 2)。

自凝固中心旁开射频电极与微波天线 5 mm 处温度分别为 (126.2 ± 1.51) ℃, (100.2 ± 0.70) ℃, 前者明显高于后者 ($P < 0.01$), 微波显著高于射频 ($P < 0.01$); 10 mm 处温度分别为 (91.5 ± 3.7) ℃, (58.3 ± 2.4) ℃, 前者明显高于后者 ($P < 0.05$), 微波显著高于射频 ($P < 0.05$); 15 mm 处温度分别为 (66.5 ± 4.5) ℃, (55.8 ± 2.6) ℃, 微波明显高于射频 ($P < 0.05$) (表 2)。射频消融各测温点在 210 s 内达

表 1 离体猪股骨远端松质骨射频与微波凝固参数比较 ($\bar{x} \pm s$, $n=10$)

Tab.1 Comparison of coagulation parameters between microwave and radiofrequency ($\bar{x} \pm s$, $n=10$)

方法	纵径 (mm)	横径 (mm)	横径/纵径
射频	28.3 ± 2.5	19.8 ± 1.4	7.0 ± 0.5
微波	37.1 ± 3.2	21.3 ± 1.6	5.7 ± 0.6
<i>P</i> 值	0.0001	0.0386	0.0001

表 2 射频与微波离体猪股骨远端松质骨凝固温度分布 ($\bar{x} \pm s$, $n=10$)

Tab.2 Temperature distribution of porcine femoral metaphysis ablated with microwave and radiofrequency ($\bar{x} \pm s$, $n=10$)

方法	5 mm'	10 mm'	15 mm'
射频	100.2 ± 0.70	58.3 ± 2.4	55.8 ± 2.6
微波	126.2 ± 1.51	91.5 ± 3.7	66.5 ± 4.5

注: '距凝固中心旁开相应距离处温度

Notice: 'Standed for the temperatue of different distances from the heating center

到稳态,微波消融各测温点在 255 s 内达到稳态,并且,二者距离加热中心越近温度越高,上升速度越快。微波消融中心温度可达到 120 ℃ 以上,射频消融中心温度不超过 100 ℃ (图 3)。

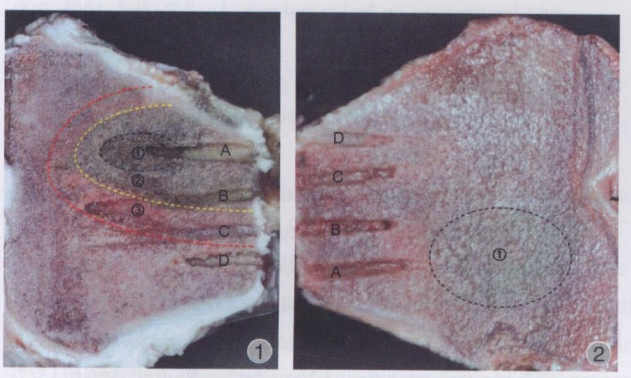


图 1 离体猪股骨干骺端微波凝固 60 W · 300 s 标本 (图中: ① 炭化区, ② 凝固区, ③ 充血带; A 微波刀头插入通道, B、C、D 旁开加热中心距离 5 mm、10 mm 和 15 mm 测温通道)

图 2 离体猪股骨远端松质骨射频消融 60 W · 300 s 标本 (图中: ① 凝固区; A 射频天线插入通道, B、C、D 旁开加热中心距离 5 mm、10 mm 和 15 mm 测温通道)

Fig.1 Porcine femoral metaphysis was ablated with microwave of 60 W · 300 s (① Carbonized zone, ② Coagulation zone, ③ Hyperemia zone; A Channel for microwave knife, B, C and D Channels for temperature determination which were 5 mm, 10 mm and 15 mm far from the heating center)

Fig.2 Porcine femoral metaphysis was ablated with radiofrequency of 60 W · 300 s (① Coagulation zone; A Channel for microwave knife, B, C and D Channels for temperature determination which were 5 mm, 10 mm and 15 mm from the heating center)

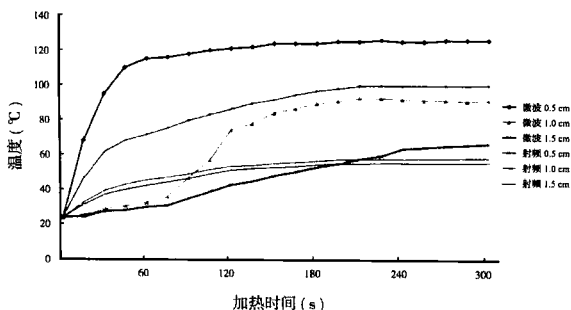


图 3 微波与射频消融时间与温度的关系

Fig.3 The relationship between time and temperature of microwave and radiofrequency

讨 论

一、应用现状

近年来, RFA 在临床上已广泛应用于肝癌、肺癌、肾癌^[5-7]等软组织肿瘤的治疗。国内外学者对射频的热场分布已进行了广泛的研究^[8-9]。近年来, RFA 治疗骨肿瘤也得到逐步开展, 如利用 RFA 治疗椎体血管瘤、骨样骨瘤以及椎体转移性骨肿瘤^[10-12]。微波消融在肝癌、肺癌等软组织肿瘤治

疗中已得到了广泛应用, 梁萍等^[13]在射频消融治疗肝脏肿瘤领域取得了良好的临床效果。同时, 微波消融治疗骨肿瘤也得到广泛开展, 范清宇^[14]、卢世璧^[15]等利用微波消融治疗四肢骨肿瘤; 近年来, 范清宇^[16]、韦兴^[17]等尝试将微波应用于脊柱肿瘤的治疗中, 取得了较好的临床疗效。射频和微波消融治疗骨肿瘤已取得了较好的疗效, 特别是在保肢手术中的应用取得了较好的疗效。二者在治疗骨肿瘤中, 既起到了杀灭肿瘤组织, 又可以保留骨的支架, 为骨的再生和修复提供了良好条件^[18]。射频和微波都是通过诱导组织产生局部高温使瘤组织发生凝固性坏死, 两种方法的临床应用相似, 但是由于射频与微波的产热原理存在差异, 造成二者的产热效率、制热效应及热场分布均存在差异。

二、结果分析

实验结果表明, 相同能量, 微波的凝固范围显著大于射频, 而且微波的热场温度较射频高, 说明微波的热效率较射频高。这主要是微波和射频与组织的作用方式不同所致。射频消融通过射频波使周围组织产生交变电流, 引起电极针周围组织中自由离子发生震荡, 摩擦生热并传导扩散, 产热部位主要位于电极周围几毫米内, 而且易受组织内自由离子浓度和周围组织电导率的影响, 凝固范围的扩大主要靠传导散热^[19]。离体猪股骨远端松质骨组织中自由离子浓度和组织电导率均较低^[19], 这在很大程度上削弱了射频的产热效率, 同时多孔而且含气的松质骨组织较差的热传导也减弱了射频对周围组织的加热。微波能量通过使组织中偶极子在微波场中旋转并不断加速碰撞产生热能。微波在组织中有一定的穿透力, 穿透范围内组织的偶极子均为热源, 可以自体加热, 而且对于低热传导的松质骨来说, 其穿透性更佳; 由于微波具有组织穿透力, 其对于组织热传导系数的依赖明显小于射频^[20]。

实验证明, 射频对组织加热的温度为 100 ℃ 以下, 而微波可将组织加热到 130 ℃。在加热过程中, 温度接近或者达到 100 ℃ 会引起水的汽化, 从而引起组织失水、自由离子减少和电阻抗瞬间增大, 均可减弱射频消融的工作效率。然而微波可以穿透并加热任何温度和水含量的组织, 即使组织内水分有一部分的减少, 微波依然可以持续加热^[19]。试验中, 旁开 5 mm 温度达到 120 ℃ 后, 温度继续呈上升趋势, 旁开 10 mm、15 mm 组织温度呈梯度上升也与这一点相吻合。从实验结果中也可以看出, 旁开 5 mm 温度在上升到 115 ℃ 时, 上升趋势

明显减缓,旁开 10 mm 和 15 mm 处温度上升未见明显减缓,这与加热中心部位炭化、失水引起加热效率降低有关,而频率为 2.45 GHz 微波在骨组织中的波长为 36 mm,介电常数为 11.4^[21],所以,在中心部位加热效能降低时,周围未炭化区由于微波穿过率未有明显改变,加热效能未受明显影响^[20]。另外,中心部位温度较周围温度高,明显的温度梯度会形成自中心高温区至周围低温区的热传导效应,使周围区域温度升高。

三、前景展望

近年来,微波与射频技术在治疗骨肿瘤中得到了越来越广泛的应用,并取得了较好的临床效果。根据本实验结果可知,微波较射频热场温度高,凝固范围大,在较大骨肿瘤的治疗中宜选用微波。射频消融较微波有更好的温控性,两种技术的热场特点及组织凝固特性均与工作端子的结构相关,在临床应用中可以根据二者的制热特性做出合理选择。相信随着技术不断改进,微波和射频消融技术会在骨肿瘤的治疗中发挥更重要的作用。

参考文献

- [1] Pereira PL, Trübenbach J, Schenk M, et al. Radiofrequency ablation: In vivo comparison of four commercially available devices in pig livers. *Radiology*, 2004, 232(5):482-490.
- [2] Diederich CJ. Thermal ablation and high-temperature thermal therapy: overview of technology and clinical implementation. *Int J Hyperthermia*, 2005, 21(5):745-753.
- [3] Metaxas AC, Meredith RJ. *Industrial microwave heating*. London: Peter Peregrinus Ltd, 1983: 281-282.
- [4] Fan QY, Ma BA, Qiu XC, et al. Preliminary report on treatment of bone tumors with microwave induced hyperthermia. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(3):1-4.
- [5] Lencioni R, Cioni D, Crocetti L, et al. Early-stage hepatocellular carcinoma in patients with cirrhosis: long-term results of percutaneous image-guided radiofrequency ablation. *Radiology*, 2005, 234:961-967.
- [6] Rose SC, Thistlethwaite PA, Sewell PE, et al. Lung cancer and radiofrequency ablation. *Vasc Interv Radiol*, 2006, 17(6): 927-951.
- [7] Gervais DA, McGovern FJ, Arellano RS, et al. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: part 1, indications, results, and role in patient management over a 6-year period and ablation of 100 tumors. *AJR Am J Roentgenol*, 2005, 185(1):64-71.
- [8] Lee JM, Choi SH, Park HS, et al. Radiofrequency thermal ablation in canine femur: evaluation of coagulation necrosis reproducibility and MRI-histopathologic correlation. *AJR Am J Roentgenol*, 2005, 185(3):661-667.
- [9] Goldberg SN, Gazelle GS, Dawson SL, et al. Tissue ablation with radiofrequency: effect of probe, size, gauge, duration and temperature on lesion volume. *Acad Radiol*, 1995, 2(5): 399-404.
- [10] 隰建成, 刘向东, 白一冰, 等. 经皮射频消融椎体成形术治疗症状性胸腰椎椎体血管瘤19例临床疗效观察. *中国骨肿瘤骨病*, 2008, 7(5):261-264.
- [11] Cantwell CP, O'Byrne J, Eustace S. Radiofrequency ablation of osteoid osteoma with cooled probes and impedance-control energy delivery. *AJR Am J Roentgenol*, 2006, 186(5):244-248.
- [12] Nakatsuka A, Yamakado K, Maeda M, et al. Radiofrequency ablation combined with bone cement injection for the treatment of bone malignancies. *J Vasc Interv Radiol*, 2004, 15(7): 707-712.
- [13] Dong B, Liang P, Yu X, et al. Percutaneous sonographically guided microwave coagulation therapy for hepatocellular carcinoma: results in 234 patients. *AJR Am J Roentgenol*, 2003, 180(6):1547-1555.
- [14] Fan QY, Ma BA, Guo AL, et al. Surgical treatment of bone tumors in conjunction with microwave-induced hyperthermia and adjuvant immunotherapy: A preliminary report. *Chinese Med J*, 1996, 109(5):425-431.
- [15] 胡永成, 卢世璧, 王继芳, 等. 恶性骨肿瘤微波原位热疗保留肢体的手术技术. *中华骨科杂志*, 2000, 20(7):410-415.
- [16] Shen WA, Fan QY, Zhang MH, et al. The surgical treatment of spinal tumors with the hyperthermia induced by inserted microwave antenna arrays: A report of 2 cases. *Modern Oncology*, 2007, 15(3):401-404.
- [17] 朱方正, 韦兴, 史亚民, 等. 微波诱导高温原位灭活治疗脊柱恶性肿瘤的临床初步观察. *中国骨肿瘤骨病*, 2008, 7(2): 96-99.
- [18] 刘振东, 范清宇, 马保安, 等. 成年狗股骨微波高温灭活后的再血管化研究. *中华骨科杂志*, 1998, 18(11):682-685.
- [19] Brace LC. Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney and bone: What are the differences: "Organ-specific thermal ablation". *Curr Probl Diagn Radiol*, 2009, 38(3):135-143.
- [20] Simon CJ, Dupuy DE, Mayo-Smith WW. Microwave ablation: principles and applications. *Radiographics*, 2005, 25(1):69-83.
- [21] Duck FA. *Physical properties of tissue: a comprehensive reference book*. Michigan:Academic Press, 1990: 214-226.

(收稿日期: 2013-01-30)

(本文编辑: 王永刚)