

FOO E W, 皮继昂, 赵艳兵, 等. 犬离体肌肉组织微波消融区域的预测 [J]. 畜牧与兽医, 2025, 57 (11): 115-121.

FOO E W, PI J A, ZHAO Y B, et al. Prediction of microwave ablation zone in canine *ex vivo* muscle tissue [J]. Animal Husbandry & Veterinary Medicine, 2025, 57 (11): 115-121.

犬离体肌肉组织微波消融区域的预测

FOO Eric Wenhao¹, 皮继昂¹, 赵艳兵², 刘永旺², 杨珊³, 张磊³, 邓益锋^{1,2*}

(1. 南京农业大学动物医学学院, 江苏 南京 210014;

2. 南京农业大学教学动物医院, 江苏 南京 210014;

3. 南京瑞波医学科技有限公司, 江苏 南京 210000)

摘要: 旨在探索犬离体肌肉组织微波消融 (MWA) 形成的消融区域大小与消融功率、消融持续时间之间的关系, 通过回归分析建立消融区域的预测模型, 为 MWA 技术的兽医临床应用提供理论支持。以不同消融功率和消融持续时间的组合对 48 块犬离体肌肉进行 MWA, 通过超声波 (US)、电子计算机断层扫描 (CT) 和直接测量方法评估消融区域的纵径、横径及前后径, 回归分析后, 探索消融功率、消融持续时间与消融区域大小之间的关系, 构建多元线性回归模型。结果: 消融功率和消融持续时间与消融区域大小呈显著正相关。回归分析构建了 6 个不同条件下的预测方程式, 所有方程的决定系数 (R^2) 均接近或大于 0.5, 具有较好的预测能力。回归模型显示, 功率和时间的增加均会导致消融区域的增大。直接测量结果与超声测量结果差异不显著 ($P>0.05$), 与 CT 测量值存在显著差异 ($P<0.05$)。本研究成功建立了肌肉组织基于消融功率和时间的消融区域预测模型, 能够为 MWA 技术的临床应用提供理论依据。

关键词: 犬离体肌肉组织; 微波消融; 回归分析; 预测模型

中图分类号: S854.5 文献标志码: A 文章编号: 0529-5130(2025)11-0115-07

Prediction of microwave ablation zone in canine *ex vivo* muscle tissue

FOO Eric Wenhao¹, PI Ji'ang¹, ZHAO Yanbing², LIU Yongwang², YANG Shan³, ZHANG Lei³, DENG Yifeng^{1,2*}

(1. College of Veterinary Medicine, Nanjing Agricultural University, Nanjing 210014, China;

2. Veterinary Teaching Hospital, Nanjing Agricultural University, Nanjing 210014, China;

3. Nanjing Ruibo Medical Technology Co., Ltd., Nanjing 210000, China)

Abstract: This study explored the relationship between the size of the microwave ablation (MWA) zone formed in canine *ex vivo* muscle tissue and the ablation power and duration. A predictive model for the ablation zone was also established through regression analysis to provide theoretical support for the clinical application of the MWA technology in veterinary medicine. In this study, MWA was performed on canine *ex vivo* muscle tissue using different combinations of ablation power and duration. The longitudinal, transverse, and anteroposterior diameters of the ablation zone were evaluated using ultrasound, CT, and direct measurement methods. Regression analysis was conducted to explore the relationship between ablation power, duration, and the size of the ablation zone; and a multiple linear regression model was constructed. The results showed that ablation power and duration were significantly positively correlated with the size of the ablation zone. The regression analysis generated six predictive equations under different conditions, with the coefficient of determination (R^2) for all equations being close to or greater than 0.5, indicating good predictive capability. The regression model demonstrated that increases in both the power and duration led to an enlargement of the ablation zone. Furthermore, the ultrasound measurements were relatively consistent with the direct measurements, while the CT measurements showed some discrepancies. To conclude, this study successfully established a predictive model for the ablation zone based on ablation power and duration, which provided a theoretical foundation for clinical application of the MWA technology.

Keywords: canine *ex vivo* tissue blocks; microwave ablation; regression analysis; prediction model

微波消融 (microwave ablation, MWA) 是一种近年来在临床医学中得到广泛应用的微创治疗技术, 尤

其在肿瘤治疗中展现出巨大的潜力^[1]。MWA 基本原理是通过微波使组织内部的极性分子高速振动产生热能, 对肿瘤组织进行局部加热, 使肿瘤细胞发生凝固、坏死, 最终达到治疗目的^[2-4]。近年来, MWA 技术因具有操作简便、恢复周期短、对周围组织损伤小等显著优势, 备受医学界重视, 成为肿瘤治疗的重

收稿日期: 2025-02-25; 修回日期: 2025-08-28

第一作者: FOO Eric Wenhao, 男, 马来西亚, 硕士

* 通信作者: 邓益锋, 博士, 副教授, 研究方向为小动物疾病学,

E-mail: dengyif@njau.edu.cn。

要手段之一^[5]。

在兽医学领域，微波消融的相关研究仍处于起步阶段，报道鲜见。消融区域是消融时热量辐射使组织变性、死亡的范围，包括内层黑色的碳化区、中层白色的凝固坏死区以及外层红色的充血水肿区。消融区域的大小与治疗效果密切相关，消融区域过小、不能覆盖肿瘤区域则治疗不彻底，消融区域过大、远超出肿瘤区域则造成不必要的损伤。因此，有效预测消融区域是该技术临床应用的关键^[6-7]。消融区域与消融功率和时间有关，也受动物种类、组织类型的影响。确定消融功率和消融时间对消融区域的影响程度是建立消融区域预测模型的关键^[8-9]。

本研究采用犬离体肌肉组织进行 MWA 试验，利用超声、CT 技术测定消融区域的纵径、横径及前后径，与组织实体测定值进行回归分析，探索出消融功率、消融时间等因素与消融区域之间的关系，建立消融区域预测模型，为 MWA 技术的兽医临床应用提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 试验材料

犬离体肌肉组织样本，要求肌肉组织质地均质，无明显病变或异常病灶。设定不同的消融功率及消融时间组合，仅纳入可清晰展示凝固区大小的消融样本，排除消融边缘不明确的样本。

1.2 试验设备

微波消融仪 A 型（南京瑞波医学科技有限公司），MylabW7 兽医超声波检查仪（万东百胜医疗科技有限公司），32 排 16 层螺旋 CT（日本日立公司），WGP-Z01 无菌一次性微波消融针（规格：1.4 mm/100 mm/3 mm）（南京瑞波医学科技有限公司），SL 2325 高频线阵探头（万东百胜医疗科技有限公司），TM-100 型医用超声耦合剂（天津津亚科技发展有限公司）。

1.3 试验方法

1.3.1 MWA

将市售肌肉组织分割成 48 块，每块大小为 4.0 cm×2.0 cm×2.0 cm，分别选择相应的消融功率和时间组合进行 MWA，消融功率和时间组合见表 1。

在超声引导下，将消融针沿长轴方向插入，直至针尖到达肌肉组织中心，然后以不同组合消融。消融结束后，为避免对周围组织造成损伤，等待消融针冷却后，再沿原路径缓慢拔出。

表 1 不同消融功率及时间的组合 (n=8)

组合编号	功率/W	时间/s
1	20	120
2	20	300
3	30	120
4	30	300
5	40	120
6	40	300

1.3.2 CT 测量

对肌肉组织进行 CT 平扫，扫描参数如下：120 kV 管电压、200 mA 管电流、1.25 mm 层厚、0.56 螺距。排除消融区域边缘不完整的样本，使用 RadiAnt DICOM Viewer 软件中的多平面重建功能（窗位：40，窗宽：300），测量消融区域的纵径（LCT）、横径（TCT）和前后径（ACT）（图 1a、1b）。

1.3.3 超声测量

使用高频线阵探头对消融区域进行超声观察，在超声下消融区域呈低回声，边缘清晰，中心的碳化区可见呈无回声的消融针途径（图 1c）。仅纳入边缘完整的样本并测量其纵径（LU）和横径（TU）。

1.3.4 直接测量

将肌肉组织沿着消融区域的长轴方向切开，确保凝血区和碳化区完全暴露，并检查凝血区边缘的完整性。使用游标卡尺测量消融区域的纵径（LD）和横径（TD）（图 1d）。

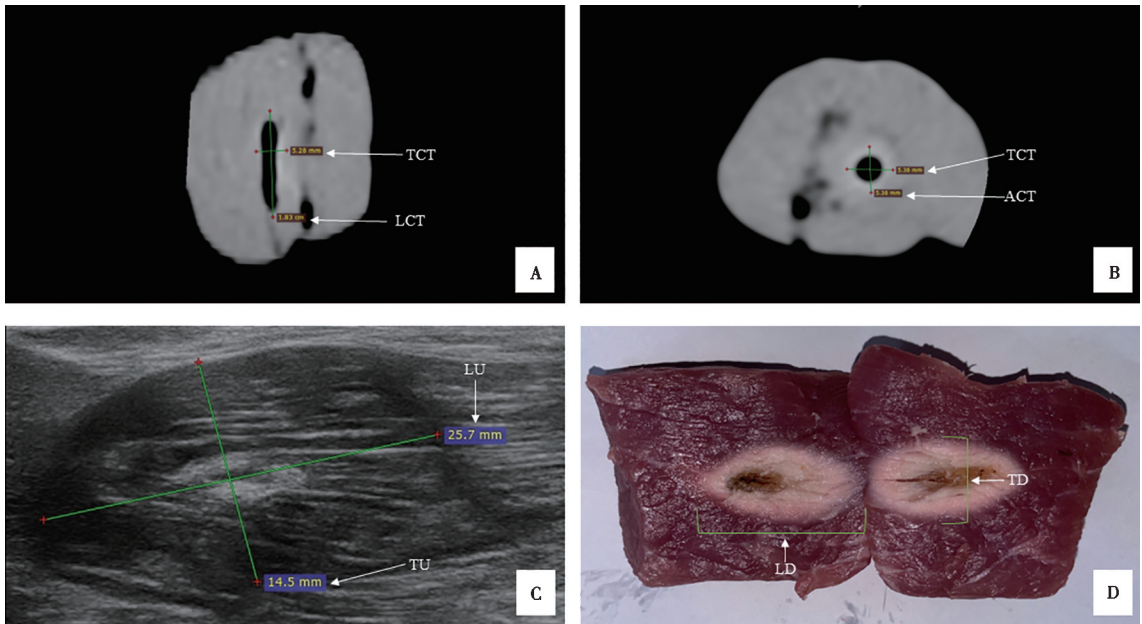
1.3.5 统计分析

采用 SPSS 24.0 统计学软件进行统计分析。采用 Shapiro-Wilk 检验（S-W 检验）对数据进行正态性检验。符合正态分布的数据用“平均数±标准差”表示。两组样本间的结果比较采取独立样本 *t* 检验，而两组以上的组间差异且符合方差齐性的则采用单因素方差分析。非正态分布数据则用中位数（四分位数间距）[M (Q1~Q3)] 表示，两组样本间的结果比较则采用 Wilcoxon 秩和检验，而两组以上的组间差异和/或不满足方差齐性的则采用 Kruskal-Wallis 秩和检验。相关性检验则采用皮尔逊相关分析（Pearson correlation analysis）。以 $P < 0.05$ 作为统计界限值。数据绘图处理采用 GraphPad Prism 9.5.1 软件。

2 结果与分析

2.1 不同组合的测定

本研究最终共纳入 33 个样本进行统计学分析，具体结果见表 2。



a. 消融区域的 CT 平扫矢状面；b. 消融区域的 CT 平扫横切面；c. 超声下消融区域影像，整体呈低回声，边界清晰，中心碳化区呈强回声，内可见消融针途径；d. 将 MWA 后的肌肉组织沿长轴切开，完全暴露消融区域。

图 1 犬离体肌肉组织消融区域的 3 种测量方法

表 2 不同消融功率-时间组合下的纵径、横径测量结果

组合编号	LD/cm	TD/cm	LCT/cm	TCT/cm	LU/cm	TU/cm
1	2.25±0.32	0.98±0.08	1.38±0.24	0.47 (0.42~0.54)	2.20±0.35	1.18 (1.05~1.29)
2	2.80±0.44	1.50±0.10	2.16±0.07	0.96 (0.83~0.98)	2.70±0.38	1.59 (1.33~1.82)
3	2.27±0.12	1.20±0.10	1.65±0.03	0.64 (0.60~0.65)	2.26±0.11	1.07 (1.05~1.12)
4	3.08±0.10	1.48±0.05	2.28±0.20	0.95 (0.88~0.98)	3.08±0.14	1.67 (1.62~1.70)
5	2.83±0.17	1.38±0.30	2.03±0.05	0.67 (0.62~0.75)	2.83±0.16	1.20 (1.18~1.37)
6	3.18±0.33	1.80±0.17	2.06±0.06	0.69 (0.61~0.81)	3.15±0.27	1.79 (1.67~1.93)

注：表中符合正态分布的数据用“平均数±标准差”表示，而非正态分布数据则用“中位数（四分位数间距）”表示。

2.2 正态性分析

S-W 检验结果显示，LD、TD、LCT、LU 的 P 值分别为 0.222、0.272、0.259 和 0.183，说明数据未显著偏离正态分布。而为了满足回归分析的正态性假设，对 TCT 及 TU 进行了倒数变换 ($TCT' = 1/TCT$)、($TU' = 1/TU$)。TCT' 和 TU' 的 D'Agostino & Pearson 检验、Anderson - Darling 检验、Shapiro - Wilk 检验及 Kolmogorov - Smirnov 检验结果均符合正态分布。

2.3 相关性分析

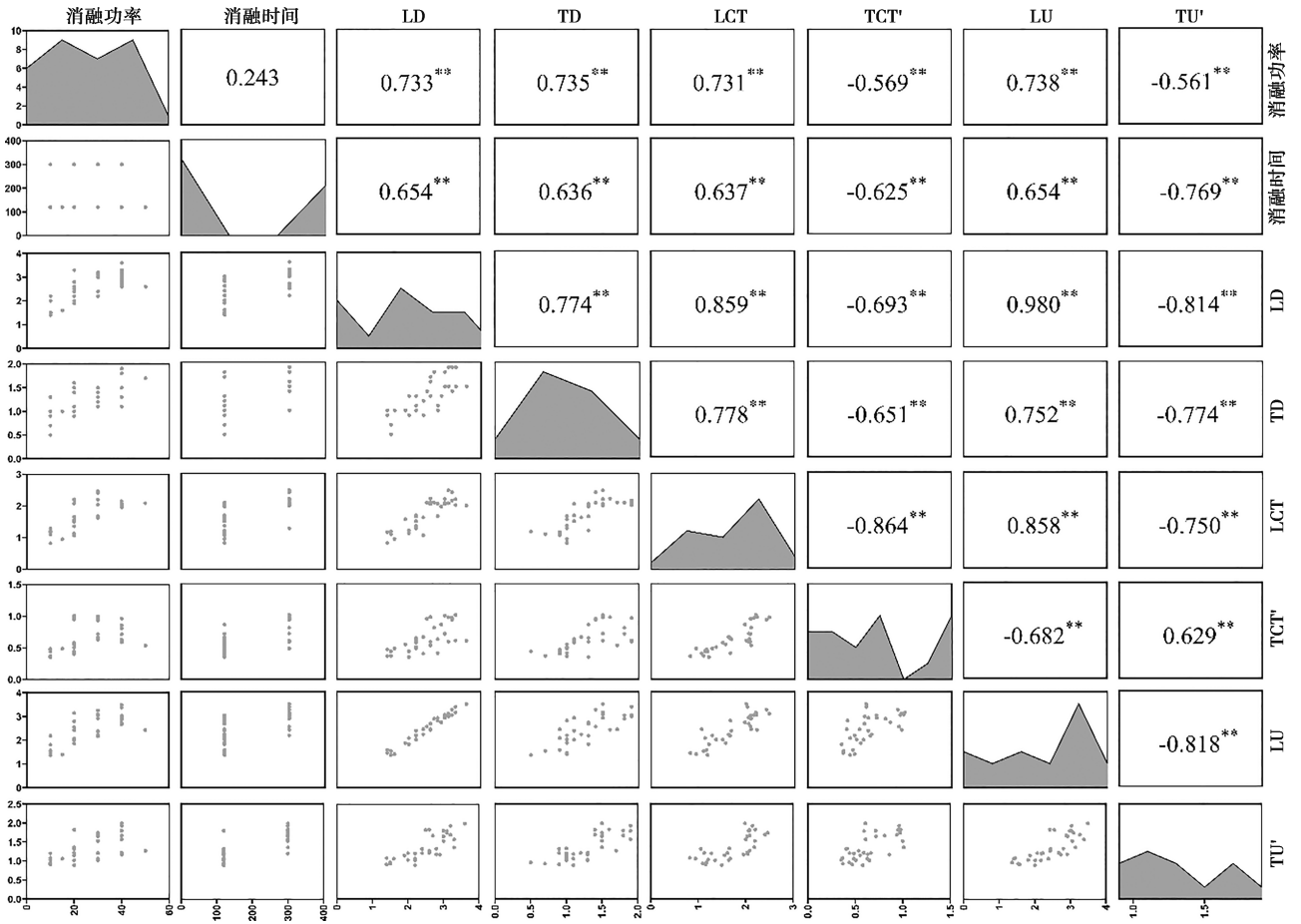
图 2 显示，除功率和时间两个自变量之间的相关性不显著 ($P > 0.05$) 外，其他变量之间的相关系数绝对值均超过 0.5，且相关性均达到显著水平 ($P <$

0.05)，而 TCT' 和 TU' 与其他变量显示显著负相关，这一结果符合数学变换的预期。

2.4 回归分析

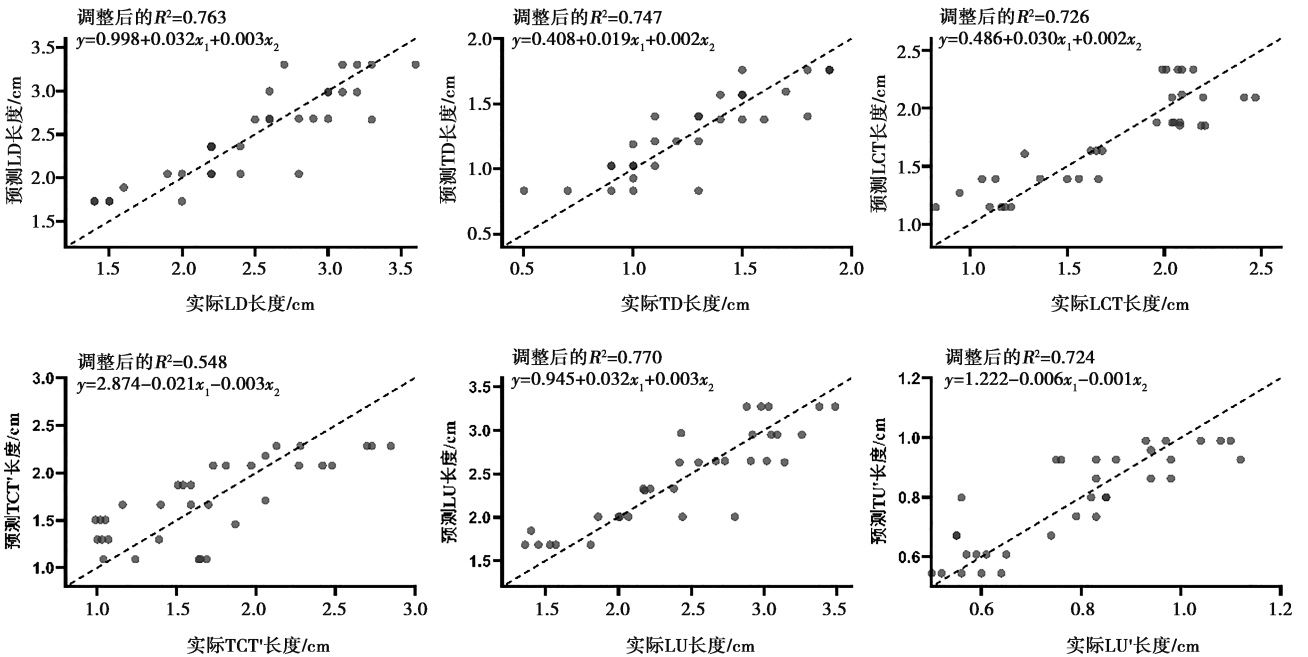
回归分析构建了 6 个多元线性回归方程，分别用于预测直接测量、超声和 CT 下得到的消融区域纵径和横径，具体结果见图 3。所有方程的 Durbin - Watson 值均在 1.5 至 2.4 之间，表明数据间不存在自相关，增加了分析结果的可靠性。

此外，分析结果显示，所使用的功率和持续时间均与消融区域大小呈正线性回归关系。这一发现突出了这些变量对组织消融范围的重要影响。



左下象限的散点图显示了数据点的分布情况，对角线表示数据分布的曲线。右上象限展示了相关系数的数值。TCT' = 1/TCT, TU' = 1/TU。***表示 $P < 0.001$, **表示 $P < 0.01$, *表示 $P < 0.05$ 。

图2 皮尔逊相关分析



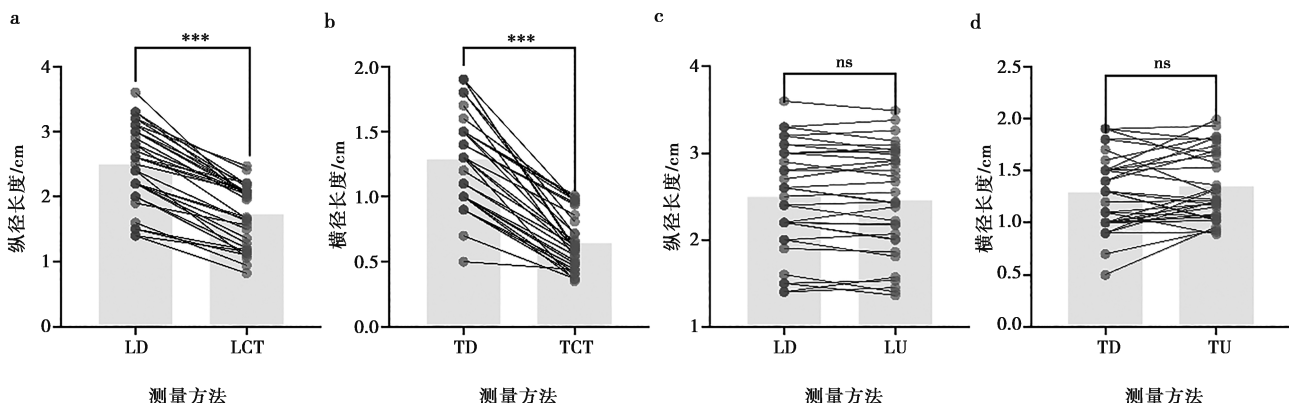
方程式中的 y 值为所求的预测值, x_1 表示使用功率 (W), x_2 表示持续时间 (s); TCT' = 1/TCT, TU' = 1/TU。

图3 多元线性回归方程式

2.5 直接测量结果与 CT、超声测量结果的比较

Wilcoxon 秩和检验结果显示，CT 测量与直接测量消融区域的纵径和横径差异极显著 ($P < 0.001$)，

具体结果见图 4a、4b；而超声测量与直接测量消融区域的纵径和横径差异不显著 ($P > 0.05$)，具体结果见图 4c、4d。



a. 纵径的直接测量与 CT 测量比较；b. 横径的直接测量与 CT 测量比较；c. 纵径的直接测量与超声测量比较；d. 横径的直接测量与超声测量比较。***表示 $P < 0.001$ ，**表示 $P < 0.01$ ，*表示 $P < 0.05$ ，ns 表示 $P > 0.05$ ，下同。

图 4 不同方法在测量消融区纵径和横径上的比较

2.6 横径与前后径结果对比

通过 CT 的三维成像，分别测量了消融区域的 LCT、TCT 和 ACT，并进行了统计学分析。结果显示，TCT 与 ACT 之间的相关系数为 0.976 ($P < 0.01$)，表明两者之间存在显著相关性。

Wilcoxon 符号秩检验结果如图 5 所示。LCT 与 TCT、ACT 相比差异极显著 ($P < 0.001$)，表明消融区域的纵径与横径、前后径之间均存在极显著差异 ($P < 0.001$)；而 TCT 与 ACT 相比差异不显著 ($P > 0.05$)，表明消融区域的横径与前后径之间没有显著差异。

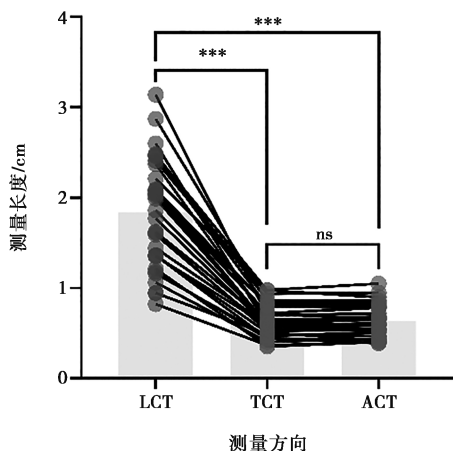


图 5 LCT、TVT 和 ACT 的对比分析

考虑，依据不同消融区域横径、纵径给出了功率-时间参数组合推荐表 (表 3)。

表 3 不同纵径、横径的消融功率-时间参数推荐

消融纵径/cm	消融横径/cm	消融功率/W	消融时间/s
1.30	0.87	10	10
1.40	0.90	10	45
1.50	0.92	10	80
1.60	0.96	10	120
1.70	0.94	20	40
1.80	0.98	20	80
1.90	1.00	20	100
2.00	0.99	30	30
2.10	1.02	30	60
2.20	1.06	30	100
2.30	1.12	30	150
2.40	1.08	40	60
2.50	1.12	40	90
2.60	1.16	40	120
2.70	1.15	50	50
2.80	1.20	50	90
2.90	1.25	50	120
3.00	1.22	60	45

2.7 不同纵径、横径的消融功率-时间参数推荐

本研究最终建立了 6 个回归模型，根据消融区域大小、碳化区域大小、手术过程的可控性等综合考

3 讨论

考虑到动物福利，本研究通过收集犬离体肌肉组

织进行消融试验,以获取消融区域基本数据,可减少后续活体试验动物数量。理论上每种功率和时间组合应尽量保持平衡,但在实际操作中仍出现了一些调整。预试验结果显示,10 W 功率组合下形成的消融区域过小,即使延长消融时间依然无法进一步扩大消融区域。50 和 60 W 功率组合下,即便通过缩短消融时间来减小碳化区,但所形成的碳化区依然较大且消融区域不均匀,影响术后组织吸收和治疗效果^[10-11]。20、30 和 40 W 功率组合能保证消融区域适中的同时,避免碳化区过大或消融区域过小,符合临床治疗需求。经过综合考虑,选取这 3 个功率组合进行试验分析。

在本研究中,直接测量和超声测量均为 2D 成像,仅能获取消融区域的纵径和横径,无法同时获得前后径数值。而通过 CT 的 3D 成像技术,可以同时获取消融区域的纵径、横径和前后径^[12]。CT 结果表明,横径与前后径差异不显著,说明微波能量在两个短轴方向上的热传导速度相近,横径与前后径长度接近。这一发现提示,在临床实践中,通过简单的 2D 超声检查测量消融区域的横径或前后径,即可有效估算其 3D 区域大小,为临床评估提供便利。

本研究最终建立了 6 个回归模型并依据不同消融横径、纵径给出了功率-时间参数组合推荐表。例如,超声下测得肿瘤大小约为 1.50 cm×0.50 cm,考虑到 0.5 cm 的安全范围^[13],最终所需的消融区域约为 2.00 cm×1.00 cm。根据表 3 推荐参数,使用 30 W 功率消融 60 s 可形成 2.10 cm×1.02 cm 的消融区域,可以将肿瘤完全覆盖,达到治疗效果。虽然理论上存在其他等效参数组合(如 20 W/180 s 的回归方程预测可获得相同大小的消融区域),但考虑到消融范围存在的物理极限,在 20 W 条件下持续延长消融时间可能无法保证进一步扩大消融区域。另一方面,虽然在 40 W 功率下仅需 10 s 即可产生更大的消融区(2.25 cm×1.03 cm),但该方案因消融时间过短而难以在术中实时调控,同时产生的消融区纵径超出需求范围,存在过度消融风险。综合考量下,推荐 30 W 功率持续消融 60 s 的组合,是该目标大小下的最合适选择。

此外,当消融目标的纵径超过 2.70 cm 时,尽管表 3 推荐采用 50 W 进行消融,但考虑到高功率可能导致碳化区扩大、不利于术后组织吸收,建议采用分次多点消融的方案,并将单次消融功率控制在 30~40 W 范围内,且全程在超声实时引导下以确保消融范围完全覆盖目标区域。

虽然理论回归模型预测消融区域会随着功率和时间的增加而持续扩大,但前期试验数据表明,消融范

围的扩展存在明显的物理极限,即初期消融范围随时间延长而增长,但当达到临界阈值后,继续延长消融时间并不会导致消融区域的进一步扩大。这种自我限制现象与组织热沉积和散热性能有关。这为功率参考提供重要参考。

在宠物临床病例的 MWA 治疗中,确定消融区域的大小是评估治疗效果和预后情况的重要依据^[14-15]。然而,由于 MWA 具有微创手术特性,无法通过直接观察来判定消融区域,因此通常需要借助 CT、超声等影像学检查进行辅助评估^[16-17]。本研究通过对离体肌肉组织进行 CT 和超声测量消融区域大小,并与直接测量结果进行比对,以验证其与实际情况的接近程度,为后续的临床应用提供参考。根据统计学分析结果,超声测量的消融区域更接近实际大小,且其具备实时监测消融进程以及无辐射风险等优势,在临床应用中可作为首选的影像学辅助手段。

近年来,MWA 凭借创伤小、恢复快和住院时间短等优势,在肿瘤治疗领域取得显著进展^[18-19],在某些病例中甚至优于传统治疗方法^[20-21]。在兽医临床上,MWA 技术仍处于起步阶段。本研究通过对一定数量的犬离体肌肉组织进行 MWA,采用不同测量方法评估其形成的消融区域大小,发现相关规律,为 MWA 技术在兽医临床中的应用提供参考依据。在临床治疗时,消融区域的大小除了受消融功率和持续时间影响外,还受到组织物理特性、血管灌注、散热效应及组织收缩等多种因素的影响^[22-24],离体预测模型和活体间的差异还有待进一步研究。

参考文献:

- [1] LUBNER M G, BRACE C L, ZIEMLEWICZ T J, et al. Microwave ablation of hepatic malignancy [J]. *Semin Intervent Radiol*, 2013, 30 (1): 56-66.
- [2] JOCELYN PARÉ J R, BÉLANGER J M R, CORMIER G, et al. Microwave - assisted chemical ablation (MA - CA): a novel microwave - assisted tissue ablation procedure: preliminary assessment of efficiency [J]. *Appl Sci*, 2023, 13 (12): 7177.
- [3] VOGL T J, NOUR - ELDIN N A, ALBRECHT M H, et al. Thermal ablation of lung tumors: focus on microwave ablation [J]. *Rofo*, 2017, 189 (9): 828-843.
- [4] GOPALAKRISHNAN K, ADHIKARI A, PALLIPAMU N, et al. Applications of microwaves in medicine leveraging artificial intelligence: future perspectives [J]. *Electronics*, 2023, 12 (5): 1101.
- [5] ARDESHNA D R, LEUPOLD M, CRUZ - MONSERRATE Z, et al. Advancements in microwave ablation techniques for managing pancreatic lesions [J]. *Life*, 2023, 13 (11): 2162.
- [6] LUBNER M G, HINSHAW J L, ANDREANO A, et al. High - powered microwave ablation with a small - gauge, gas - cooled anten-

- na: initial *ex vivo* and *in vivo* results [J]. *J Vasc Interv Radiol*, 2012, 23 (3): 405-411.
- [7] RADJENOVIĆ B, SABO M, ŠOLTES L, et al. On efficacy of microwave ablation in the thermal treatment of an early-stage hepatocellular carcinoma [J]. *Cancers*, 2021, 13 (22): 5784.
- [8] MENDEZ MARIA J, LARA HERNANDEZ G, TRUJILLO-ROMERO C J, et al. Stereotactic positioning system: towards a mechanism used in thermal ablation therapy [J]. *Appl Sci*, 2022, 12 (15): 7795.
- [9] SEBEK J, PARK W K C, GEIMER S, et al. Computational modeling of microwave ablation with thermal accelerants [J]. *Int J Hypertherm*, 2023, 40 (1): 2255755.
- [10] DONG J, GENG X, YANG Y, et al. Dynamic imaging and pathological changes in pig liver after MR-guided microwave ablation [J]. *BMC Cancer*, 2018, 18 (1): 397.
- [11] SINGH S, SIRIWARDANA P N, JOHNSTON E W, et al. Perivascular extension of microwave ablation zone: demonstrated using an *ex vivo* porcine perfusion liver model [J]. *Int J Hypertherm*, 2018, 34 (7): 1114-1120.
- [12] LU M, ZHANG M, ZHANG K, et al. Femtosecond UV laser ablation characteristics of polymers used as the matrix of astronautic composite material [J]. *Materials*, 2022, 15 (19): 6771.
- [13] VASINIOTIS KAMARINOS N, VAKIANI E, GONEN M, et al. Biopsy and margins optimize outcomes after thermal ablation of colorectal liver metastases [J]. *Cancers*, 2022, 14 (3): 693.
- [14] WILL M, GERLACH T, SAALFELD S, et al. Temperature simulation of an ablation needle for the prediction of tissue necrosis during liver ablation [J]. *J Clin Med*, 2024, 13 (19): 5853.
- [15] CHHEANG S, ABTIN F, GUTEIRREZ A, et al. Imaging features following thermal ablation of lung malignancies [J]. *Semin Intervent Radiol*, 2013, 30 (2): 157-168.
- [16] ZHAO W, GUO J, LI H, et al. Safety and efficacy of percutaneous microwave ablation using combined computed tomography and ultrasound-guided imaging in patients with hepatocellular carcinoma: a retrospective study [J]. *J Cancer Res Ther*, 2022, 18 (2): 418-425.
- [17] TOKUDA J, PLISHKER W, TORABI M, et al. Graphics processing unit-accelerated nonrigid registration of MR images to CT images during CT-guided percutaneous liver tumor ablations [J]. *Acad Radiol*, 2015, 22 (6): 722-733.
- [18] ZHANG M, MA H, ZHANG J, et al. Comparison of microwave ablation and hepatic resection for hepatocellular carcinoma: a meta-analysis [J]. *Onco Targets Ther*, 2017, 10: 4829-4839.
- [19] DI COSTANZO G G, TORTORA R, OPRAMOLLA A, et al. Thermal ablation of large unresectable hepatocellular carcinoma in cirrhotic patients [J]. *Hepatoma Res*, 2018, 4 (9): 53.
- [20] LUCCHINA N, TSETIS D, IERARDI A M, et al. Current role of microwave ablation in the treatment of small hepatocellular carcinomas [J]. *Ann Gastroenterol*, 2016, 29 (4): 460-465.
- [21] KULAKOVSKA L V, GERASSIMENKO N P, USIK V I, et al. Middle paleolithic site ruban' in transcarpathia: stratigraphy, chronology, industry [J]. *Journal*, 2018, 26 (1): 7-19.
- [22] RINGE K I, LUTAT C, RIEDER C, et al. Experimental evaluation of the heat sink effect in hepatic microwave ablation [J]. *PLoS One*, 2015, 10 (7): e0134301.
- [23] ZHOU F, SUN Y, HOU Y, et al. Intratumoral perfusion may affect microwave ablation area of hepatocellular carcinoma [J]. *Int J Hypertherm*, 2023, 40 (1): 2268892.
- [24] TSUDA A, KANAOKA Y. Submyometrial vasopressin injection before microwave ablation of vascular-rich submucosal myomas: a preliminary case study [J]. *Int J Hypertherm*, 2019, 36 (1): 738-742.