

血管对肝脏微波消融温度场的影响

南 群, 郭雪梅, 翟 飞, 王赛楠
(北京工业大学 生命学院, 北京 100124)

摘 要: 为了研究血管对消融温度场的影响,运用离体实验的方法测定距天线不同距离及血流量不同的血管对温度场的影响. 实验中采用输液管代替肝动脉,并依据肝动脉的血流速度设定管内的水流速度;利用铜-康铜热电偶测量血管周围的温度场. 并在相同的条件下进行微波消融的仿真计算,对比实验与仿真结果的不同. 结果显示:当微波天线距血管 1.0 cm 时,由于血液对流换热的影响,微波消融域并没有关于微波天线对称,在靠近血管的一侧出现了很大的温度梯度,且随着血流量的增大,微波消融域变小;当微波天线距离血管 1.5 cm 时,微波消融域的形状开始变圆,并且天线两侧相同距离的点的升温曲线的温差也开始减小;当微波天线距离血管 2.0 cm 时,微波消融域几乎呈圆形,且关于微波天线对称,血管的影响可以忽略. 当血流量增大时(从 22 cm/s 变为 55 cm/s),血管对温度场的影响增大(与 22 cm/s 的温差最大可达 10 °C),消融温度场进一步减小. 当微波天线与血管之间的距离大于 2.0 cm 时,对于小流量的血管可以忽略其对于温度场的影响,热疗前不用进行血管阻断术. 当微波天线与血管之间的距离小于 2.0 cm 且血流量大于 22 cm/s 时,为了不影响消融的疗效,建议进行血管阻断术.

关键词: 微波消融; 温度场; 血流速度; 血管

中图分类号: Q 819

文献标志码: A

文章编号: 0254-0037(2014)12-1917-06

Effect of the Blood Vessel on the Microwave Ablation Temperature Field of Liver

NAN Qun, GUO Xue-mei, ZHAI Fei, WANG Sai-nan

(College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: To study the effect of the vessel on the ablation field, the temperature field near the blood vessel at different distances from the antenna and different blood flow rates were measured in vitro experiments. Using infusion tube instead of hepatic lartery, and setting the flow rate based on the blood flow velocity of the hepatic artery, copper-constantan thermocouples (TCs) were used to measure the temperature near the blood vessel in vitro experiments, which were compared with the simulation results in the same condition. Experimental results showed that when the microwave antenna was 1.0 cm away from the vessel, the heating pattern was not symmetrical about the antenna because the heat convective of blood, and large temperature gradient existed in the side of the blood vessel. The greater the blood flow was, the smaller the temperature field of microwave ablation was. When the antenna was 1.5 cm away from the blood vessel, the heating pattern was more circular, and the temperature contours of two blood flows were almost overlapped. When the antenna was 2.0 cm away from the blood vessel, the heating

收稿日期: 2013-11-13

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(31070754); 北京市教委科研计划资助项目(km201410005028); 北京市属高等学校高层次人才引进与培养计划项目; 北京工业大学基础研究基金资助项目(X4015999201401)

作者简介: 南 群, 女, 副教授, 主要从事微波热疗、房颤消融、肝脏消融的实验研究和数值模拟方面的研究, E-mail: nanqun@bjut.edu.cn

pattern was circle, and almost symmetrical about the microwave antenna. When the blood flow increased (from 22 cm/s to 55 cm/s), vessel influence on the temperature field increased (the temperature difference with 22 cm/s up to 10 ℃), and temperature fields further reduced. The effect of blood on the temperature field could be ignored if the distance between blood vessel and the microwave antenna exceeded 2.0 cm. When the distance was less than 2.0 cm and the blood velocity was more than 22 cm/s, in order not to affect the efficacy of the ablation, blood vessel blocking was suggested to implement.

Key words: microwave ablation; temperature field; blood flow velocity; blood vessel

血管传热已成为近年来生物热医学工程研究的焦点^[1-2]。热场与肿瘤组织的“适形”配合是微波消融术中最关键的问题之一。临床研究表明,肿瘤组织在血管附近生长较为旺盛。在微波消融过程中,血管中的血液流动会带走一部分热量,从而可能会使血管周围的组织出现温度过冷区(小于治疗温度),若位于过冷区的组织不能被彻底消融,就会使癌细胞残存^[3-4],不能实现肿瘤的一次性灭活。目前临床上一般采用大血管阻断术来避免大血管的影响^[5]。

理论、实验以及临床都已证实,热疗过程中大血管对加热组织具有局部冷却作用,它周围会产生局部的温度梯度,温度梯度的范围主要与血管的直径和血流速度^[6-8]有关。

众多研究表明了大血管对温度分布的影响^[9-11],并且临床上肿瘤附近有大血管是肿瘤的形态学特征。因此,本文重点研究大血管的位置对微波消融域的影响,从而对微波消融时血管的夹闭与否给予指导。

本文采用离体猪肝进行多组实验,通过数据分析得到距微波天线不同距离的血管及不同血流量的血管对周围温度场的影响。运用 Comsol Multiphysics 软件进行仿真,得到距天线不同距离的血管对肝脏微波消融温度场的影响,并将 2 种情况下得到的数据进行对比,分析离体实验与仿真结果的异同。

1 实验器材和方法

1.1 实验器材

离体实验采用南京庆海微波电子研究所生产的 MTC-3 型微波治疗仪、安捷伦公司 (Agilent) 的 34970A 多点数据采集仪、兰格 BT09-100 循环水泵及测温针。

实验前需进行测温针的校正,方法是通过把热电势看成是温度的一次线性函数。在测温范围内采样 2 个点,并与标准水银温度计比较,确定该一次线

性函数的斜率与截距;通过调整热电势的一次线性函数的截距来实现测温针的校正,使测量温度更加准确。连接好微波天线、测温针、微波仪、水循环装置、数据采集仪等,并将微波天线与测温针按照实验的需要插入肝脏中。将循环水泵的转速调至 40 r/min,使微波天线的温度不至过高,防止微波天线周围的肝脏组织碳化。用 Agilent34970A 数据采集仪采集数据,并通过数据采集仪将数据输入计算机,从而得到相关温度数据。

肝脏中的血流速度大概为 22 cm/s,本实验采取滴定法控制血流速度,即通过调节输液管的流速调节器使 1 min 内通过输液管截面的水为 95 mL。再将输液管的流速调节器调到最大,此时 1 min 内通过输液管截面的水流为 250 mL,即 55 cm/s。

1.2 测温点的布置

水平方向 r :在平行于天线发射缝隙的方向,水平布置 5 个数据采集点,第 1 个采集点距天线 0.5 cm,采集点间隔为 0.5 cm,分别得到 $r = \pm 0.5, \pm 1.0, \pm 1.5, \pm 2.0$ cm 的测温点。

竖直方向 Z :平行于发射缝隙方向,竖直方向上每增加 0.5 cm 布置一个测温点,分别得到 $Z = 0.0, \pm 0.5, \pm 1.0, \pm 1.5$ cm 的测温点,如图 1 所示。

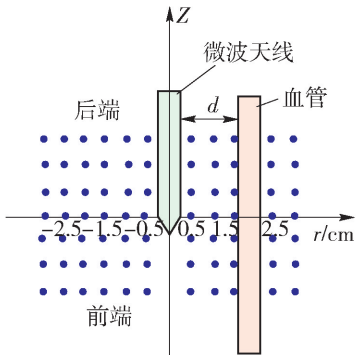


图 1 测温点的布置

Fig. 1 Location of the temperature measuring points

1.3 仿真实验

仿真实验利用仿真软件 Comsol Multiphysics.

Comsol Multiphysics 是以有限元法为基础,通过求解偏微分方程(单场)或偏微分方程组(多场)来实现仿真.

本研究所创建的消融模型如图 2 所示. 模型主要包括肝脏、微波消融天线及血管,肝脏的热物性参数随温度变化见表 1^[2],天线和血管与肝脏组织的热交换等采用对流换热系数,在模型中没有增加相应的物性参数. 由于血流速度为 22 cm/s,血管直径为 0.5 cm,因此,血管与肝脏组织的对流换热系数为 1 417.5 W/(m²·K). 其中: ρ 表示密度; k 表示导热系数; c 表示比热.

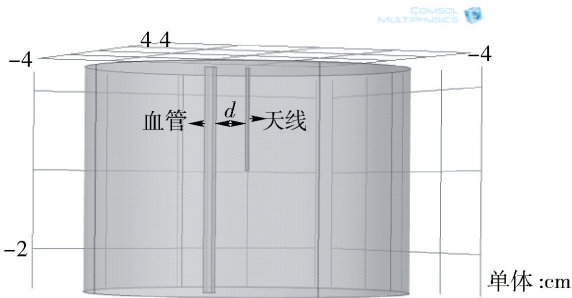


图 2 有血管的肝脏模型

Fig. 2 Liver model with the blood vessel

表 1 肝脏热物性参数
Table 1 Thermal parameters of liver

温度 范围/℃	$k/$ (J·m ⁻¹ ·s ⁻¹ ·℃ ⁻¹)	$\rho/$ (kg·m ⁻³)	$c/$ (J·kg ⁻¹ ·℃ ⁻¹)
20 ~ 70	0. 459 2	1 020	3. 627
80 ~ 100	0. 868 0	1 020	3. 859
110 ~ 120	1. 460 0	1 020	3. 988

为了与离体实验一致,仿真计算将模型的初始温度设定为 15℃. 实验过程中微波能量转化为热能,引起组织的损伤. Pennes 生物热方程^[12]阐明了热消融中生物传热规律,其方程形式为

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} = k \nabla^2 T + \omega_b c_b (T_b - T) + Q_m + Q_r \quad (3)$$

式中: ρ 为密度(kg/m³); c 和 c_b 分别为组织和血液的比热(J/(kg·℃)); k 为组织的导热系数(W/(m·℃)); T 和 T_b 分别为体内组织和血液的温度(℃),它随时间变化率为 $\frac{dT}{dt}$; ω_b 为血液灌注率(kg/(m³·s)); Q_m 为新陈代谢产生的热量(W/m³); Q_r 为微波产生的热量(W/m³). 其中血液灌注和新陈代谢造成的热量损失可忽略^[13].

血管与肝脏组织的对流换热系数为 1 417.5 W/

(m²·K),仿真的网格数目为 20 万,并在天线及界面处进行加密处理. 求解的时间步长在初始的 4 s 采用 0.02 s,在后面采用 0.2 s,求解时间与离体实验相同,加热时间为 240 s. 分别在血管距天线距离为 1.0 cm、1.5 cm、2.0 cm 时进行仿真.

2 实验、仿真结果及分析

在微波加热过程中,测温针采集到的数据为各个测温点的电压值,通过相应的公式将电压值转换为温度值. 用 origin 软件处理数据得到不同情况下的温度上升曲线.

2.1 离体实验结果

2.1.1 距微波天线不同距离的血管对温度场的影响
由于在不同的室温下进行离体实验,本研究把与初始温度的温差作为纵坐标,研究在不同距离下(d 不同)血管对温度的变化情况,对比关于天线对称的点的温度变化曲线. 图 3 所示分别为在血管距微波天线 1.0 cm、1.5 cm、2.0 cm 时的温差曲线图.

当 d 为 1.0 cm 时,无血管侧的最高温度高于有血管侧 32℃,血管两侧的温度场不对称性较严重. 当 d 增大到 1.5 cm 时,有、无血管侧的温差明显降低,为 8℃,血管两侧的温度场不对称性减弱. 当 d 增大到 2.0 cm 时,有、无血管侧的温度曲线相差不大,天线两侧温度场的不对称性几乎消失,血管的影响较小,可以忽略.

2.1.2 血流速度对温度场的影响

本组实验中血管与微波天线间的距离为 1.0 cm. 图 4 为血流速度分别为 0 cm/s、22 cm/s、55 cm/s 时的温度变化曲线.

当 $v=0$ cm/s 时,温升最大,约为 120℃,随着血流速度的增大,温升逐渐减小. $v=22$ cm/s 时,最大温升为 90℃左右; $v=55$ cm/s 时,最大温升为 60℃左右. 血流速度从 22 cm/s 增大到 55 cm/s 时,温升降低 30℃.

2.2 仿真结果

图 5 和图 6 分别为距天线两侧 0.5 cm 处的温升曲线以及距天线不同距离的血管的消融域的比较.

当 $Z=0$ cm, $r=\pm 0.5$ cm 时,无血管侧的最高温度都为 200℃左右. $d=1.0$ cm 时,有血管侧的温度小于无血管侧的温度 22℃. $d=1.5$ cm 和 2.0 cm 时,有、无血管侧的温度曲线完全重合,血管的影响已消失,与离体实验结果一致.

$d=1.0$ cm 时,血管侧肝脏的消融域明显减

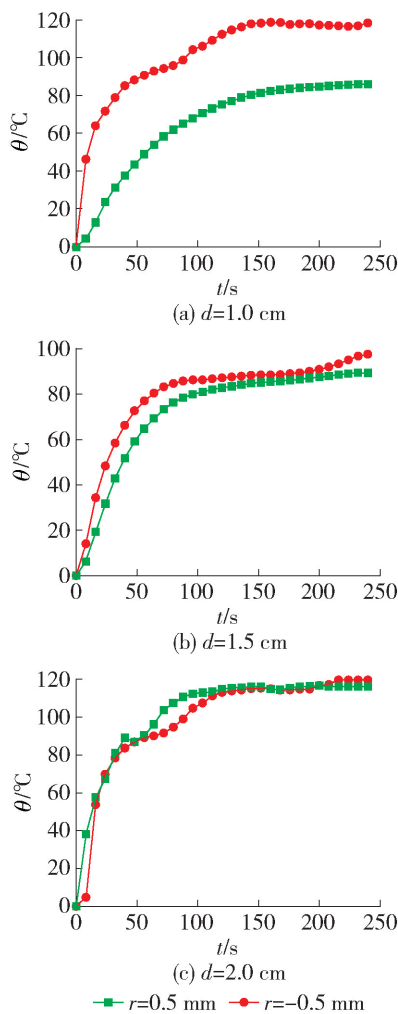


图 3 温升曲线 ($Z=0$ cm, $r=\pm 0.5$ cm)
Fig. 3 Temperature rise curves ($Z=0$ cm, $r=\pm 0.5$ cm)

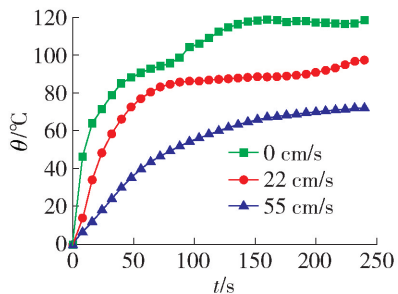


图 4 温升曲线 ($d=1$ cm, $r=0.5$ cm)
Fig. 4 Temperature rise curves ($d=1$ cm, $r=0.5$ cm)

小,消融域关于天线呈严重的不对称性; d 增大到 1.5 cm 时,血管侧的消融域增大,不对称性减小; d 为 2.0 cm 时,血管侧的消融域与无血管侧几乎相同,这种不对称性几乎消失,血管的影响可以忽略。

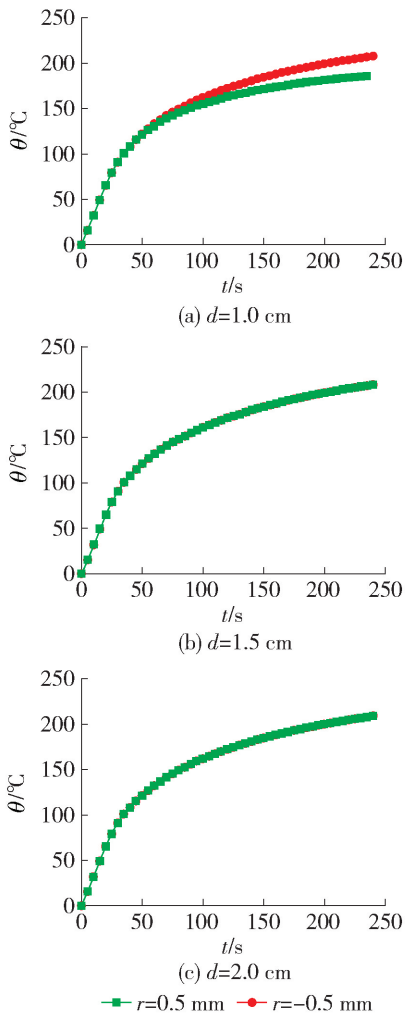


图 5 仿真温升曲线 ($Z=0$ cm, $r=\pm 0.5$ cm)
Fig. 5 Simulation temperature rise curves
($Z=0$ cm, $r=\pm 0.5$ cm)

2.3 分析

在离体实验中天线附近的温度过高,使其附近的组织炭化汽化,阻碍微波能量的进一步传播,而仿真计算是在理想的情况下进行的,这就使仿真实验获得的温度曲线的最高温度普遍大于离体实验. 且由于水的比热容较血液大,离体实验中采用水代替血液,从而使血管带走的热量比仿真计算大。

另外,本研究还存在一些局限. 在实验操作时,比如测温针的插入,可能会由于肝脏的移动产生定位的偏差;其次,本实验采用了输液管来模拟人体内真正的血管,由于塑料比实际血管有更高的热传导作用,因此血流的冷却作用被塑料管放大. 在进一步的实验中,将用人造血管来模拟人体内的血管;在仿真实验中建立肝脏模型时没有考虑多孔介质的影响,而是采用普通的理想模型。

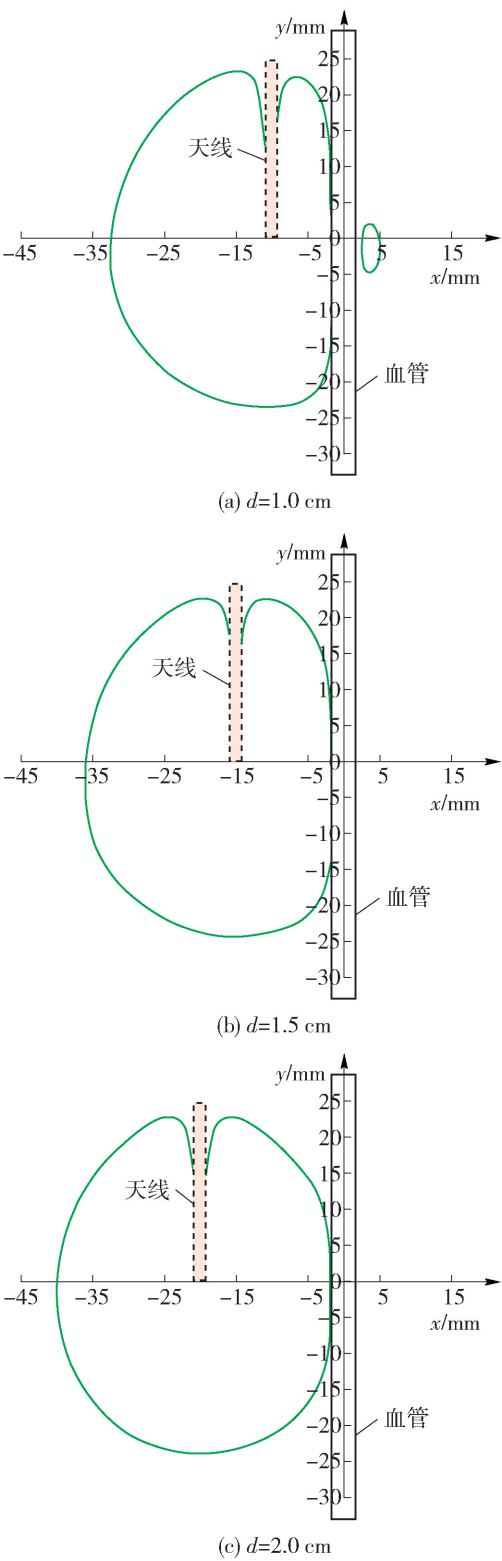


图 6 不同距离的血管的消融域

Fig. 6 Ablation zone of different distances between antenna and vessel

3 结论

- 1) 实验结果显示,在一定情况下($d < 2.0$ cm),血管内血液流动的冷却作用使微波天线的消融域在形状上没有关于微波天线对称,在靠近血管的一侧温度场减小. 随着微波天线与血管之间距离的增加,血管侧的消融域逐渐增大,趋于圆形,距离增大到一定值时,血管对消融域的影响变小甚至消失($d > 2.0$ cm). 血流量的改变对天线消融域也有较大的影响,在距天线一定距离内,血流量的增大会使血管侧的温度升高得更慢,使消融域的不对称性加剧.
- 2) 将离体实验与仿真实验的温升曲线图做对比可以看出,在一定的范围内($d < 2.0$ cm),血管的存在使血管两侧的消融域呈现不对称性,且随着天线距血管距离的增大,消融域的不对称性降低甚至消失($d > 2.0$ cm),与离体实验一致.
- 3) 对于距离天线较近的热电偶,2 种不同血流量的温度曲线差别明显,温升曲线的最高温度可以相差 25 ℃. 相反,对于距离天线远的热电偶,2 种不同血流量下的温升曲线差别不明显,甚至重合. 因此,血流量对距离微波天线近的温度场影响更大.
- 4) 血流具有热沉降作用,会使血管附近的组织产生温度过冷区,使其达不到治疗温度而造成肿瘤的残存,也可能造成血管的损伤引起出血等. 本研究从离体实验和仿真计算 2 方面共同得出,在消融过程中对于小流量且与微波天线的距离大于 2.0 cm 的血管,血液的流动对温度场几乎不产生影响,可以忽略血管内血液流动的冷却作用,在实施热消融前可以不进行血管阻断术. 血流量较大($v > 22$ cm/s)且距天线较近的血管($d < 2.0$ cm),为了更好地消融,应该在消融实施前进行血管阻断术.

参考文献:

[1] ZHU L, LEMONS D E, WEINBAUM S. A new approach for predicting the enhancement in the effective conductivity of perfused tissue due to hyperthermia in heat and mass transfer in biological systems [J]. Annals of Biomedical Engineering, 1995, 13(1): 1-12.

[2] NAN Q, LU Y L, LIU Y J, et al. Large blood vessel effect on thermal ablation with a water-cooled microwave antenna[C] // BMEI, 2010 3rd International Conference on. [S.l.]: IEEE, 2010: 936-938.

- [3] DICK E A, TAYLOR-ROBINSON S D, THOMAS H C, et al. Ablative therapy for liver tumours[J]. *Gut*, 2002, 50(5): 733-739.
- [4] 沈强, 王能, 盛月红, 等. 高功率微波消融治疗近大血管肝细胞癌 33 例[J]. *介入放射学杂志*. 2012, 21(5): 391-394.
SHEN Qiang, WANG Neng, SHENG Yue-hong, et al. Microwave ablation using high power output for the treatment of hepatocellular carcinoma located near the large vessels: initial results in 33 cases[J]. *J Intervent Radiol*, 2012, 21(5): 391-394. (in Chinese)
- [5] 陈新. B 超监测下的肝癌介入微波热凝固术的有限元模拟[D]. 北京: 北京工业大学热能工程学院, 2001.
CHEN Xin. Finite element analysis of invasive microwave coagulation of liver tumors with B-mode ultrasonography monitoring [D]. Beijing: Department of Thermal Engineering, Beijing University of Technology, 2001. (in Chinese)
- [6] SHIH T C, LIU H L, HOMG A T L. Cooling effect of thermally significant blood vessels in perfused tumor tissue during thermal therapy[J]. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 2006, 33(2): 135-141.
- [7] KOLIOS M C, WORTHINGTON A E, HOLDSWORTH D W, et al. An investigation of the flow dependence of temperature gradients near large vessels during steady state and transient tissue heating[J]. *Phys Med Biol*, 1999, 44(6): 1479-1497.
- [8] FURUKAWA K, MIURA T, KATO Y, et al. Microwave coagulation therapy in canine peripheral lung tissue[J]. *Journal of Surgical Research*, 2005, 123(2): 245-250.
- [9] BAISH J W, AYYASWAMY P S, FOSTER K R. Heat transport mechanisms in vascular tissue: a model comparison[J]. *J Biomech Eng*, 1986, 108: 324-331.
- [10] CHEN Z P, ROEMER R B. The effects of large blood vessels on temperature distributions during simulated hyperthermia[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1992, 114(4): 473-481.
- [11] TUNGJITKUSOLMUM S, STAELIN T, HAEMMERICH D, et al. Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation[J]. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2002, 49(1): 3-9.
- [12] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. *Applied Physiology*, 1948, 1(2): 93-122.
- [13] JAIN M K, WOLF P D. Temperature controlled and constant power radiofrequency ablation: what's affects lesion growth? [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1999, 46(12): 1405-1412.

(责任编辑 张 蕾)