

文章编号: 1001-4322(2009)08-1194-05

基于红外热成像的微波热疗透热深度^{*}

孙 兵^{1,2}, 江国泰¹, 陆晓峰³, 曹 毅⁴

(1. 同济大学 生命科学与技术学院, 上海 200092; 2. 苏州大学 电子信息学院, 江苏 苏州 215021;
3. 苏州大学 计算机科学与技术学院, 江苏 苏州 215021; 4. 苏州大学 放射与公共卫生学院, 江苏 苏州 215021)

摘 要: 对临床上常用的 2 450 MHz 微波在均匀介质中的电透入深度进行了分析, 基于生物组织的热波模型, 研究了生物组织吸收微波能的热效应; 实验采用红外热成像仪测温, 以 2 450 MHz 的微波辐射器辐照均匀的分层仿生体模, 根据实验数据对微波热疗中透热深度进行了研究, 说明微波的透入深度和透热深度的区别, 并给出微波辐射器的功率、辐照距离和辐照持续时间对透热深度的影响。结果表明: 当采用增大功率、延长辐照时间和近距离辐照等手段, 都可以提高微波在人体的透热深度, 为体外微波热疗中的人体传输模型建立及热疗的无损测温与控温奠定实验基础。

关键词: 微波热疗; 透热深度; 红外热成像; 仿生体模

中图分类号: O451; O551.2 **文献标志码:** A

肿瘤微波热疗是在微波辐照下肿瘤组织吸收微波能量, 使肿瘤组织温度上升到有效治疗温度, 并维持一段时间, 杀死肿瘤细胞而又不损伤正常细胞的一种治疗方法^[1]。在电磁场理论中常以透入深度(又称电透入深度)表示电磁波在介质中衰减的程度, 这与临床热疗中的透热深度既有区别又有联系。透入深度定义为电磁波在介质中的幅度衰减到表面的 1/e 时的传播距离; 透热深度是指微波辐射生物组织时, 组织超过 315 K 的组织深度^[2]。生物组织产生温升是有条件的, 当微波辐照功率较小, 生物组织不会产生温升, 即不存在透热深度, 但电磁波的透入深度是存在的。因此微波的频率、功率密度、辐照距离和时间、生物靶组织的电磁和热物性参数等决定了生物靶组织在单位时间、单位体积所吸收的微波能量。在体外局部微波热疗过程中, 最需要解决的问题之一就是实时准确地给出微波在生物靶组织的透热深度, 这对热疗的疗效至关重要。目前在临床测温实践中, 侵入式的有损测温仍是主要的测温手段。在仿真研究或者依据实验中用有限个热电偶测量数据给出的结论存在很大程度上的不确定性和对肌体的损伤^[3-4]; 国外也有采用核磁共振成像(MRI)^[5-6], 虽然温度测量精确, 但费用昂贵。红外和超声测温也见报道, 都是根据体表温度信息对热疗的比吸收率(SAR)分布进行研究^[7]。对比热疗中的测温方法, 红外测温无损, 且易于操作。本文依照 MRI 原理, 基于红外热成像仪对体外微波辐照后的均匀仿生体模分层测温, 分析研究各层体模内瞬时温度的实验数据, 给出透热深度与微波辐照参数的关系, 为体外微波热疗的研究提供实验依据, 即当热疗过程中通过红外热成像仪获得体表温度数据, 在已知生物体热物性的情况下, 可以预示出皮下乃至体核温度。

1 微波在生物组织中透入深度的分析

生物组织在吸收微波能量后, 宏观上表现为温度的升高, 组织内温度的变化与组织的电磁参数、热物性参数及微波辐射参数等都密切相关。

假设辐射的微波是平面波, 传播方向为 z 轴, 仿生体模是各向同性的, 入射微波的功率密度为^[8-9]

$$S_i = \frac{1}{2} \operatorname{Re}[E_i(z) \times H_i^*(z)] = \frac{1}{2} \frac{E_{im}^2}{Z_0} e_z \quad (1)$$

式中: $Z_0 = \sqrt{\mu_0/\epsilon_0} \approx 377 \Omega$ 是电磁波在自由空间中传播时的本征阻抗, ϵ_0 和 μ_0 分别是真空中的介电常数和磁导率; E_{im} 是入射在组织表面的电场强度。透射到组织内部的功率密度为

$$S_t = \frac{1}{2} \operatorname{Re}[E_t(z) \times H_t^*(z)] = \frac{1}{2} \frac{E_{im}^2 \Gamma^2 \exp(-2\alpha_m Z)}{Z_m} e_z \quad (2)$$

* 收稿日期: 2008-12-05; 修订日期: 2009-04-16

基金项目: 江苏省高校自然科学基金项目(08KJB510019)

作者简介: 孙 兵(1968—), 女, 博士生, 副教授, 研究方向为微波天线与生物电磁学; sunbing@suda.edu.cn.

式中： $\Gamma = \frac{E_{tm}(0)}{E_m} = \frac{2Z_m}{Z_m + Z_0}$ 是振幅透射系数； $\alpha_m = 2\pi f \sqrt{\frac{\mu_0 \epsilon_r \epsilon_0}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{2\pi f \epsilon_r \epsilon_0}\right)^2} - 1 \right]}$ 是人体内电场强度的幅度衰减因子。当入射电磁波的频率 $f = 2\,450\text{ MHz}$ 时，人体的相对介电常数 $\epsilon_r = 47$ ，人体的电导率 $\sigma = 2.17\text{ S}$ ，经计算得生物组织的本征阻抗 $Z_m = 53.5\ \Omega$ ，振幅透射系数 $\Gamma = 0.25$ ，当体内的 E_i 衰减到表面 E_i 的 $1/e$ 时可知电磁波透入人体的深度 $z = 1.7\text{ cm}$ ，可见媒质中的电磁波损耗与媒质介电常数特性、电导率和工作频率有关^[10]。

2 生物组织吸收的微波能转化为热能的分析

当环境温度恒定，无辐射源照射的生物组织处于稳态，可采用 Pennes 方程来描述生物组织的热能^[11]

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_b + Q_m + Q_r \quad (3)$$

式中： T, ρ, c 和 k 分别是生物组织的温度、密度、比热容和热导率； Q_b 为血液灌注项； Q_m 为组织代谢热产率； Q_r 是组织吸收微波能的产热。在仿生组织中，由于不存在 Q_b 和 Q_m ，而且物体对热扰动表现出一定的惯性和阻尼作用，热只能以有限速度在物体内部传播，因此基于 Monte-Carlo 方法得出的热波模型^[12]，因此式(3)在圆柱坐标中可表示为

$$\rho c \left[\tau \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \frac{\partial T}{\partial t} \right] = k \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] + Q_r + \tau \frac{\partial Q_r}{\partial t} \quad (4)$$

式中： τ 为生物组织的松弛时间， $\tau \approx 20 \sim 30\text{ s}$ ^[13]。定量描述生物组织对微波电磁场吸收的物理量为比吸收率 R_{SA} ，定义为

$$R_{SA} = \frac{P}{\rho} = \frac{\sigma_c |E|^2}{2\rho} = \frac{1}{2} \sigma E_m^2 + \frac{1}{2} \omega \epsilon'' E_m^2 \quad (5)$$

式中第一项是导电引起的能量转换，第二项是介质极化滞后所产生的能量转换。则

$$Q_r = R_{SA} \rho \quad (6)$$

与方程(4)对应的初始条件和边界条件为：

$$t = 0, T = T_0; \quad t = 0, r = 0, \quad \frac{\partial T}{\partial r} = 0 \text{ 和 } r \rightarrow \infty, T = T_0;$$

$$z = 0, \quad k \frac{\partial T}{\partial z} = -h(T_i - T); \quad z = 0 \text{ 和 } z \rightarrow \infty, T = T_0$$

这里， T_0 是组织的初始温度； T_i 是环境温度。本文中仿生组织的初始温度和环境温度相同，取 283 K ；生物体表面的电场强度由电场强度仪器测得 $E = 560\text{ V/m}$ ； h 为组织和环境间对流换热系数，取 $5\text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ ，计算得生物组织的温升分布曲线如图 1 所示。

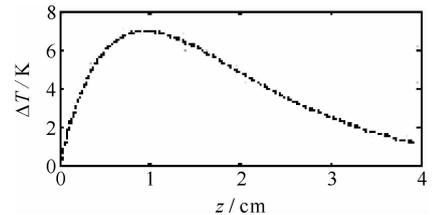


Fig. 1 Temperature rise vs heat penetration in tissue during microwave irradiation
图 1 生物组织的温升与透热深度分布

3 实验结果的分析与讨论

微波加热生物组织的 1 维模型如图 2 所示，实验设备为 $2\,450\text{ MHz}$ 的矩形微带贴片天线，北京森馥科技有限公司研制的具有功率放大的信号发生器，PMMEP301 电场强度测试仪，NEC TH5108ME 红外热像仪，实验在 GTEM 电磁辐照室进行。仿生体模成份为植物蛋白质、无机盐、水按一定比例制成，压制成厚 2 mm 的体模，取这种体模共 20 层叠放为高度是 40 mm 的体模块，分析采用圆柱坐标。微波辐照后按叠放顺序由上而下依次迅速揭开各层体模，同时用红外热像仪拍摄每层体模，就可得到各层的热像图，图 3 即为瞬时拍摄的某层体模的热像图，图中光标 a 可移动，实时给出热像图中各点的温度值。

3.1 微波天线的输出功率对热域内的温度影响

由图 4(室温 283.2 K)，当微波天线的输出辐射功率较小时，形成的热域分界不明显，温度上升较慢；而输出功率较大时，形成的热域分界显著，温度上升较快。

由图 5，当微波天线的辐照距离与辐照时间相同，而输出辐射功率较大时(如 $P = 30\text{ W}$)，各层的最高温度变化都较大，最高温度出现在仿生材料 6 mm 处，为 300.3 K ，在 $0 \sim 20\text{ mm}$ 之间标准差较大($\delta_{SD} > 1.5$)，说明在这段深度的各点温度与平均温度偏离程度大，有显著的热域出现；当输出辐射功率较小时(如 $P = 20\text{ W}$)，最低温度与室温基本一致，各层的最高温度和平均温度变化都较小，标准差较小，被辐照物体内部各点温度上升较

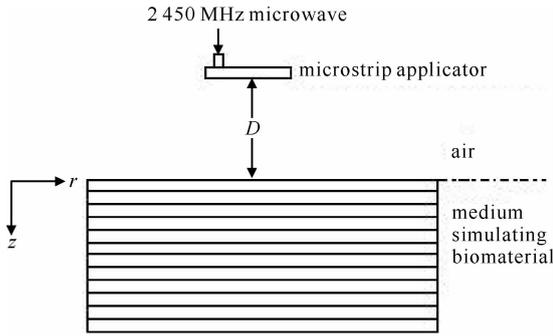


Fig. 2 Heat penetration experimental setup

图 2 微波辐照生物组织装置图

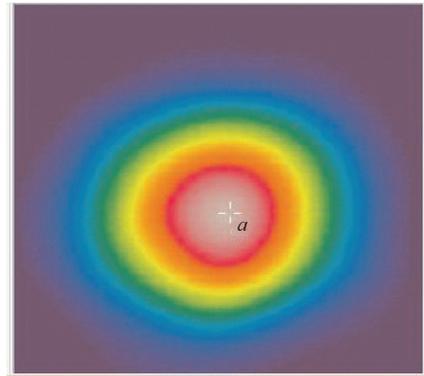
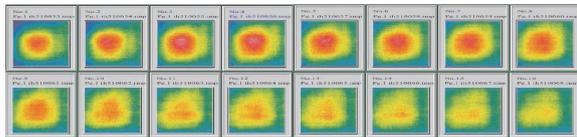
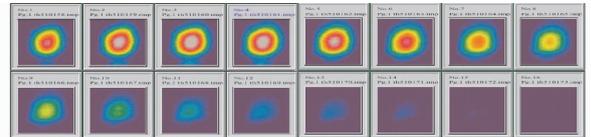


Fig. 3 Transient thermal image

图 3 辐照后的瞬时红外热像图



(a) $P=20\text{ W}$, $D=5\text{ cm}$ and $t=9\text{ min}$ (temperature range: 283.2~288.8 K)



(b) $P=30\text{ W}$, $D=5\text{ cm}$ and $t=9\text{ min}$ (temperature range: 287.3~299.3 K)

Fig. 4 Heat penetration for different output powers of applicator

图 4 不同输出功率对透热深度的影响

均匀,没有显著的热域出现,说明微波输出功率较小时不存在透热深度。

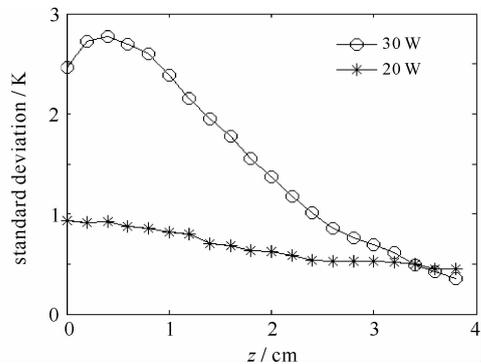
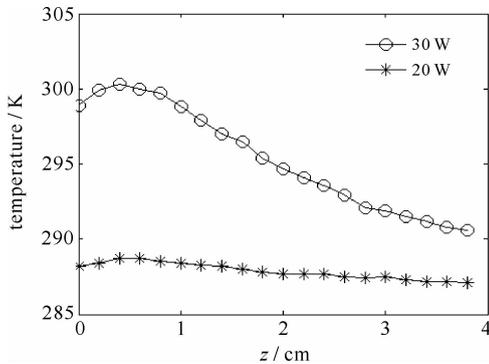


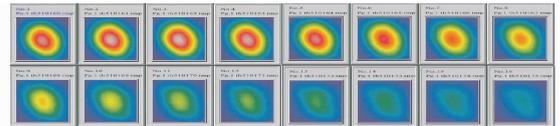
Fig. 5 Temperature and temperature deviation for different output powers of applicator when $D=5\text{ cm}$ and $t=9\text{ min}$

图 5 不同输出功率辐照下各对应层温度与标准偏差分布($D=5\text{ cm}$, $t=9\text{ min}$)

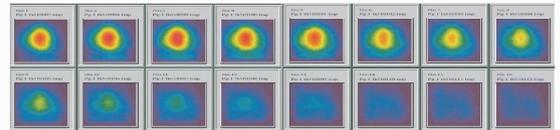
3.2 辐照距离对热域内的温度影响

由图 6(室温 282.6 K),若微波天线的输出辐射功率和辐照时间固定,当辐照距离较小时,形成的热域分界显著、热域的径向较大且轴向较深,温度上升较快;辐照距离较大时,形成的热域分界不明显,温度上升较慢。

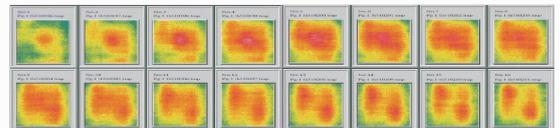
由图 7,当微波天线的输出功率与辐照时间相同,而辐照距离较小时(如 $D=3\text{ cm}$),表面的最低温度与室温相比上升 1.4 K,各层的最高温度和平均温度变化都较大,最高温度出现在仿生体模的 4~6 mm 处,为 300.1 K,在 0~26 mm 之间标准差较大 ($\delta_{SD}>1.5$),说明在这段深度的各点温度与平均温度偏离程度大,有显著的热域出现。辐照距离较大时(如 $D=10\text{ cm}$),辐照后各层的最低温度与室温基本一致,最高温度和平均温度变化都较小,标准差较小,说明每一层各点的温度与平均温度偏离程度不



(a) $P=30\text{ W}$, $D=3\text{ cm}$ and $t=6\text{ min}$ (temperature range: 286.7~302.7 K)



(b) $P=30\text{ W}$, $D=5\text{ cm}$ and $t=6\text{ min}$ (temperature range: 285.5~293.5 K)



(c) $P=30\text{ W}$, $D=10\text{ cm}$ and $t=6\text{ min}$ (temperature range: 281.2~286.8 K)

Fig. 6 Heat penetration for different distances

between applicator and simulative tissue

图 6 不同辐射距离对透热深度的影响

大,被辐照物体内部各点温度上升较均匀,没有显著的热域出现,说明微波距离被辐照物体较远时不存在透热深度。

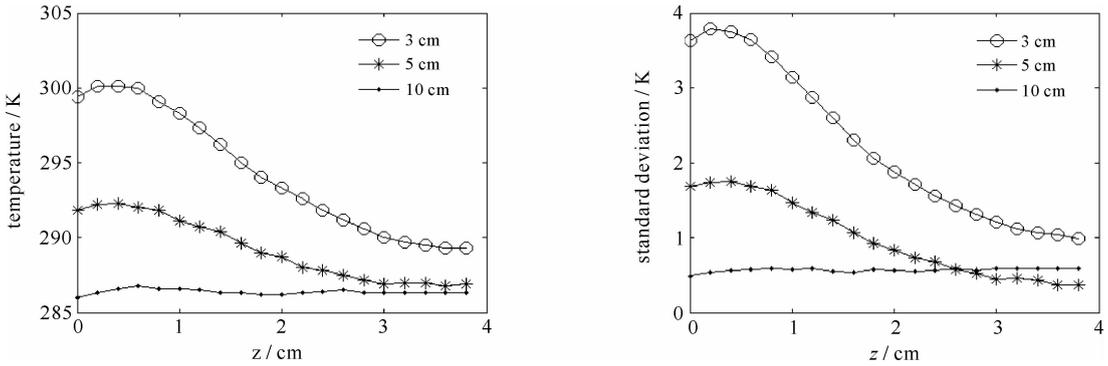
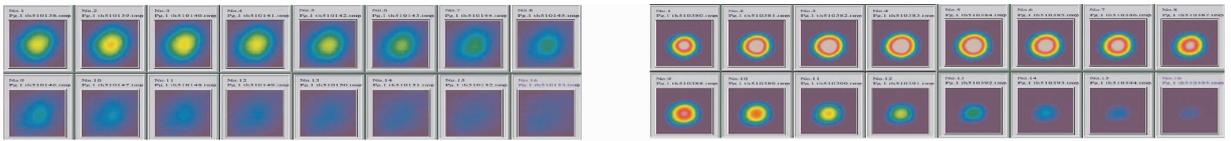


Fig. 7 Temperature and temperature deviation for different distances between applicator and simulated tissue when $P=30\text{ W}$ and $t=6\text{ min}$

图 7 不同辐照距离下各对应层温度与标准偏差分布($P=30\text{ W}$, $t=6\text{ min}$)

3.3 辐照持续时间对热域温度的影响

由图 8(a),图 6(a)和图 8(b),若微波天线的输出辐射功率和辐照距离固定,当辐照持续时间较长时,形成的热域分界显著、靶向性强、热域的径向半径较大且轴向较深,温度上升较快;而辐照持续时间较短时,形成的热域分界不明显,温度上升较慢。



(a) $P=30\text{ W}$, $D=3\text{ cm}$ and $t=3\text{ min}$ (temperature range: $285.5\sim 302.7\text{ K}$) (b) $P=30\text{ W}$, $D=3\text{ cm}$ and $t=15\text{ min}$ (temperature range: $289.3\sim 313.3\text{ K}$)

Fig. 8 Heat penetration for different irradiation duration

图 8 不同辐射时间对透热深度的影响

由图 9,当微波天线的输出功率与辐照距离相同,而辐照持续时间较长时(如 $t=15\text{ min}$),表面的最低温度与室温相比上升 4 K ,各层的最高温度和平均温度变化都较大,最高温度出现在仿生体模的 $8\sim 10\text{ mm}$ 处,为 313.3 K ,在 $0\sim 34\text{ mm}$ 之间标准差较大($\delta_{SD}>1.5$),说明在这段深度的各点温度与平均温度偏离程度大,有非常显著的热域出现。辐照持续时间较小时(如 $t=3\text{ min}$),由于实验中辐照距离较近,辐照后各层的最低温度与室温相比上升 1 K ,最高温度、平均温度和标准差都升高,各层有较显著的热域出现,说明微波辐照持续时间对透热深度的影响很大。

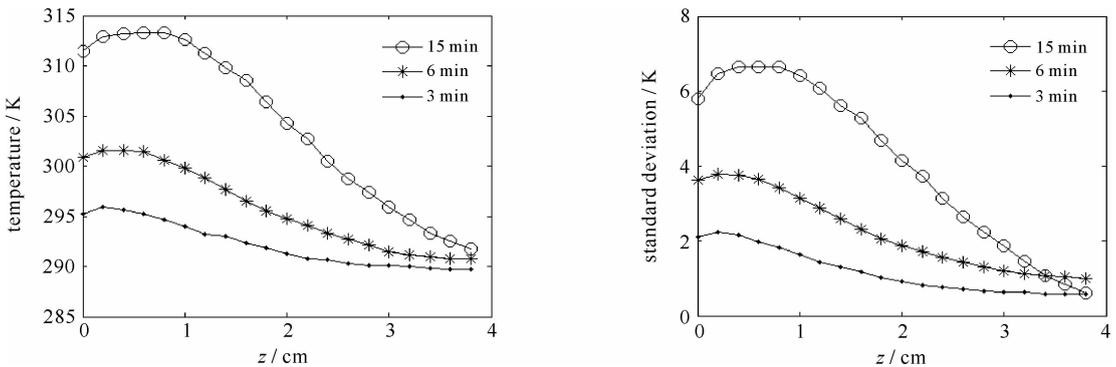


Fig. 9 Temperature and temperature deviation for different irradiation duration when $P=30\text{ W}$ and $D=3\text{ cm}$

图 9 不同辐照持续时间下各对应层温度与标准偏差分布($P=30\text{ W}$, $D=3\text{ cm}$)

4 结 论

从电磁波在生物体传输理论和微波辐照实验数据分析可以看出,2 450 MHz 微波热疗的透热深度大约在 10 mm ,低于微波的透入深度,适合体内浅表肿瘤的治疗,如乳腺癌、皮肤癌等。微波体外热疗与微波辐射器的功率、辐照持续时间和辐照距离密切相关,若对体内的肿瘤达到灭活温度(315.5 K 以上),采用增大功率、

延长辐照时间和近距离辐照等手段,都可以有显著的透热深度,尤其是近距离的辐照和延长辐照时间对热量的集中效果非常显著,靶向性强。对热图像中各个像素温度的标准差的分析可以得出,当标准差大于 1.5 时将有明显的热域存在,但是透热深度并未改善。在临床上反映生物学热效应的是热剂量,而热剂量的物理量是温度和时间。由于生物体的复杂性,目前还未能给出热剂量与温度、辐照时间的直接关系。本文为体外微波热疗温度控制、热剂量等的研究提供实验依据,对微波热疗天线的设计、功率、辐照距离以及辐照时间的选择具有重要意义。

参考文献:

- [1] Robins H I, Hugander A, Katschinski D M, et al. The development of thermotherapy of tumor[J]. *Eur J Cancer*, 2002, **37**:1111-1117.
- [2] 胡长瑛. 微波热疗中的透深研究[J]. 应用科学学报, 1987, **5**(4):372-376. (Hu Changying. A research on penetration by microwave diathermy. *Journal of Applied Sciences*, 1987, **5**(4):372-376)
- [3] 林世寅, 万柏坤. 测温技术及临床热剂量[J]. 世界医疗器械, 2004, **10**(1):64-67. (Lin Shiyin, Wan Baikun. Technology of temperature measurement and clinical thermal dose. *World Medical Instrumentation*, 2004, **10**(1):64-67)
- [4] 洪文学, 庞薇, 韩志平. 一种用于热疗系统中的体表温度监测方法[J]. 北京生物医学工程, 2006, **25**(1):67-69. (Hong Wenxue, Pang Wei, Han Zhiping. A method for monitoring body surface temperature used in hyperthermia system. *Beijing Biomedical Engineering*, 2006, **25**(1):67-69)
- [5] Nadobny J, Wlodarczyk W, Westhoff L, et al. A clinical water-coated antenna applicator for MR-controlled deep-body hyperthermia; a comparison of calculated and measured 3-D temperature data sets[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, **52**(3):505-519.
- [6] de Senneville B D, Mougnot C, Desbarats P, et al. On-line mobile organ tracking for non-invasive local hyperthermia[C]//2006 IEEE International Conference. 2006:2845-2848.
- [7] Gladman A S, Davidson S R H, Easty A C, et al. Infrared thermographic SAR measurements of interstitial hyperthermia applicators: errors due to thermal conduction and convection[J]. *Int J Hyperthermia*, 2004, **20**(5):539-555.
- [8] Kumaradas J C, Sherar M D. Optimization of a beam shaping bolus for superficial microwave hyperthermia waveguide applicators using a finite element method[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2003, **48**:1-18.
- [9] Converse M, Bond E J, Veen B D, et al. A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment[J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2006, **54**(5):2169-2179.
- [10] 张恒伟, 冯恩信, 张亦希, 等. 建筑墙体对电磁脉冲相应的 FDTD 分析[J]. 强激光与粒子束, 2007, **19**(3):443-448. (Zhang Hengwei, Feng Enxin, Zhang yixi, et al. Response of electromagnetic pulse penetrating through building walls. *High Power Laser and Particle Beams*, 2007, **19**(3):443-448)
- [11] Pennes H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1948, **115**:617-621.
- [12] 刘静, 王存诚. 生物传热学[M]. 北京: 科学出版社, 1997. (Liu Jing, Wang Cuncheng. Biomedical heat transfer theory. Beijing: Science Press, 1997)
- [13] Kaminski W. Hyperbolic heat conduction equation for material with a nonhomogeneous inner structure[J]. *ASME J Heat Transfer*, 1990, **112**:555-560.

Heat penetration in microwave hyperthermia based on infrared thermography

Sun Bing^{1,2}, Jiang Guotai¹, Lu Xiaofeng³, Cao Yi⁴

(1. School of Life Sciences and Technology, Tongji University, Shanghai 200092, China;

2. School of Electronics and Information, Soochow University, Suzhou 215021, China;

3. School of Computer Science and Technology, Soochow University, Suzhou 215021, China;

4. Institute of Radiation Medicine and Public Health, Soochow University, Suzhou 215021, China)

Abstract: According to the electromagnetic theory, permeating depth of the 2 450 MHz microwave in homogeneous media is analyzed. A nonlinear heat transfer model is applied to predict the temperature variation in biotissues under the microwave irradiation. Based on the thermal images measured by an far-infrared imager, the heat penetration of multi-layered homogeneous medium simulating biomaterial is studied. The experimental results show the difference between permeating depth and heat penetration. The heat penetration is mainly related to the power of microwave antenna, distance between antenna and biomaterial, and duration of irradiation, etc. Adopting high power microwave, long irradiation duration or close distance can enhance heat penetration in the human body.

Key words: microwave hyperthermia; heat penetration; infrared thermography; simulating biomaterial