

体内异常热源参数与体表温度关系的热像研究

王春燕¹, 孙 兵¹, 陈 蕾¹, 王加俊¹, 陈志宏²

(1. 苏州大学电子信息学院, 江苏 苏州 215021; 2. 同济大学生命科学与技术学院, 上海 200092)

摘 要: 人体内异常热源的位置信息在体表上表现为对应部位温度较高。体表温度可以通过医用红外热像仪摄取, 这是诊断体内异常热源的方法之一。但是其摄取的体表温度分布并不能直接反应体内异常热源位置等信息, 因此对热源深度、温度、热物性等参数与体表温度分布之间相互关系的研究是非常必要的。该文基于生物热传导方程, 通过建立有限元模型, 仿真分析了体内热源参数对体表温度分布的影响; 将研制的温度可调的恒温热源埋于分层生物组织内, 并以红外热像仪摄取各层生物组织的温度, 给出体内、体表温度场的分布, 对理论仿真结果进行实验验证。研究表明, 体表温度分布与体内热源深度的关联性最大, 为体内异常热源诊断的热像技术研究提供理论与实验依据。

关键词: 红外热成像; 生物传热; 体内热源; 体表温度; 深度

中图分类号: R445.7 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1001-5078.2012.01.007

Thermal imaging research on relationship between the parameters of the inner abnormal heat source and surface temperature distribution

WANG Chun-yan¹, SUN Bing¹, CHEN Lei¹, WANG Jia-jun¹, CHEN Zhi-hong²

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

2. School of Life Science & Technology, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract: The abnormal inner heat source in human body shows a higher surface temperature in corresponding part area of the body. The higher surface temperature can be detected by the Medical Thermography, which is one of the diagnosis methods for the abnormal inner heat source. But the surface temperature distribution which obtained by the Medical Thermography is hard to reflect the correlative information of the abnormal inner heat source directly. So it is necessary to study the relationship between the information of the heat source including the depth, temperature, thermal properties and surface temperature distribution. This study which is based on bio-heat transfer equation builds a finite element analysis model to analyze the influence of the different factors of the inner heat source to the surface temperature distribution of human body. A developed thermostatically but adjustable heat source was buried in the layered biological tissue, and the Medical Thermography was used to record the temperature distribution of each biological tissue layer. Then, the inside and outside temperature distribution was given, and the theory simulation is validated by the physical experiment. The results show that the surface temperature distribution is primarily affected by the depth of the inner heat source, which provides a theoretical and experimental basis for the thermal technology of inner abnormal heat source diagnosis.

Key words: infrared thermal imaging; bio-heat transfer; inner heat source; surface temperature distribution; depth

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (No. 50977064); 江苏省高校自然科学基金 (No. 08KJB510019) 资助。

作者简介: 王春燕 (1982 -), 女, 硕士研究生, 主要研究方向为生物信号处理。E-mail: wcy4950239@163.com

收稿日期: 2011-05-20; **修订日期:** 2011-07-19

1 引言

人体内某部位发生病变时,该处组织代谢首先发生变化,这种变化要早于人体形态结构的变化。当其他临床手段还不能发现这种异常时,医用红外热像仪通过摄取体表温度信息检查这种变化。医学实践已经证明皮肤下面的某种病变表现为体表对应部位皮肤温度的异常^[1]。医用红外热成像技术具有简便、客观、准确、无创、无损害等特点,对人体非接触、无辐射、无副作用,并在临床上得到广泛应用^[2]。利用人体体表的热像图随体内异常热源呈规律性变化,可以对疾病发生的部位进行分析诊断,李自立等依照此方法研究了脊柱疼痛等疾病^[3]。由于红外辐射在固体中穿透能力很低,单纯摄取体表温度的分布图像还不能准确地掌握组织内部的温度场及内热源信息,且生理过程和临床表现的关系尚未明确。因此对热源深度、温度、热物性等参数与体表温度分布之间相互关系的研究是非常必要的,为体内异常热源诊断的热像技术研究提供理论与实验依据。

物体体表的温度场完全取决于物体内部的结构、材料的热物性参数以及表面与外界环境的热交换。本文建立了生物传热的有限元模型,理论分析了热源参数与体表温度分布的相互关系,并通过物理实验验证了模型的可行性。

2 生物组织的热传导理论

组织体表温度分布与人体组织代谢、血液循环和外部环境有关。Pennes 将人体前臂简化为圆柱体,给出微分形式的生物传热方程^[1,4]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + w_b c_b (T_b - T) + Q_m \quad (1)$$

式中, ρ /(kg/m³)与 c /(kJ/(kg·℃))分别为组织的密度和比热容; k /(W/(m·℃))为组织的热导率; w_b /(kg/(s·m³))为血液灌注率; c_b /(kJ/(kg·℃))为血液比热容; T_b /(℃)为动脉血温度; $w_b c_b (T_b - T)$ 为血液灌注项; T 为待求组织温度; Q_m /(W/m³)为组织代谢率。

在稳态且不考虑血液循环的情况下, Pennes 方程可简化为:

$$\nabla \cdot (k \nabla T) + Q_m = 0 \quad (2)$$

人体与环境之间的换热主要有:对流、辐射、蒸发。本文仅考虑前两种换热方式在均质组织传热过程中所起的作用。边界条件:

$$k \frac{\partial T}{\partial n} \bigg|_{\text{skin}} = h_c (T_s - T_a) + \varepsilon \sigma (T_s^4 - T_a^4) \quad (3)$$

式中, h_c 为对流换热系数; T_s 和 T_a 分别表示组织体表温度和环境温度; ε 为辐射率; σ 为斯蒂芬-波尔兹曼常数。设 h_{eff} 为等效换热系数,式(3)可以近似为:

$$k \frac{\partial T}{\partial n} \bigg|_{\text{skin}} = h_{\text{eff}} (T_s - T_a) \quad (4)$$

3 生物组织有限元模型及传热分析

3.1 有限元模型

ANSYS 软件是基于有限元分析方法的一款商用软件。传热过程的分析步骤为建立物体的几何模型,确定所用材料的参数并划分网格,施加载荷与边界条件并求解,分析体内热源与体表温度场分布的关系^[5]。由于人体可近似为圆柱体,本文建立的组织传热模型为半径 8 cm、长度为 20 cm 的圆柱体^[6],如图 1 所示。

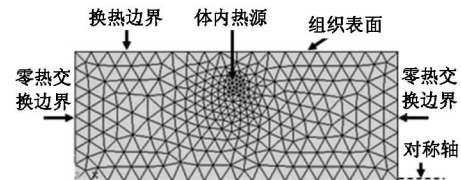


图1 有限元模型

Fig. 1 finite element model

3.2 传热仿真与数据分析

根据方程(2)及边界条件式(4),采用有限元分析法对体内热源位置、温度及热物性参数与体表温度分布的关系进行仿真。

假设体内无热源时体表温度为 T_{base} ;体内有热源时体表温度为 $T(r)$,其中 r 为体表扩散半径。定义体表温度差为 $\Delta T(r) = T(r) - T_{\text{base}}$,设 T_{norm} 为温度差的归一化:

$$T_{\text{norm}} = \frac{T(r) - T_{\text{base}}}{T_{\text{max}} - T_{\text{base}}} \quad (5)$$

定义 W_{th} 为温度差归一化曲线中高度为 0.5 处的宽度,称为半峰全宽(full width at half maxima, FWHM)。下面将分析热源深度、温度、热导率、组织代谢等参数对 $\Delta T(r)$, T_{norm} , W_{th} , ΔT_{max} ($\Delta T_{\text{max}} = T_{\text{max}} - T_{\text{base}}$) 的影响^[7]。设热物性和热源参数分别是: $T_a = 24$ °C, $h_{\text{eff}} = 20$ W/(m·℃)^[8], $R = 0.5$ cm (热源半径)。

(1) 热源深度 h

h 的范围设为 0.7 ~ 2.3 cm, $Q_m = 684$ W/m³, $k = 0.51$ W/(m·℃), $T_0 = 41$ °C。 ΔT_{max} 减小了 7.30 °C, W_{th} 增加了 2.61 cm。即:当热源位置越接近体表时, $\Delta T(r)$ 越陡峭,温度差越大,反之当热源

处于深部位置, $\Delta T(r)$ 越平缓。

(2) 热源温度 T_0

T_0 的范围设为 $33 \sim 41\text{ }^{\circ}\text{C}$, $Q_m = 684\text{ W/m}^3$, $k = 0.51\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$, $h = 1.7\text{ cm}$ (为了突出对体表温度分布的影响, 选择 $h = 1.7\text{ cm}$, 即为浅表层异常热源)。 $\Delta T_{\max}$ 增加了 $4.40\text{ }^{\circ}\text{C}$, T_{norm} 与 W_{th} 几乎不变。即: T_0 仅影响 $\Delta T(r)$ 的绝对值, 未改变 $\Delta T(r)$ 的形状, 归一化后的体表温度差分布曲线重合很好地说明了这一点。

(3) 组织热导率 k

k 的范围设为 $0.2 \sim 0.7\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$, $h = 1.7\text{ cm}$, $Q_m = 684\text{ W/m}^3$, $T_0 = 41\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。 $\Delta T_{\max}$ 增加了 $4.23\text{ }^{\circ}\text{C}$, W_{th} 增大了 1.46 cm , T_{norm} 变化较小。即: k 越大时, 体表温度差分布越平缓, 反之越陡峭。 k 对 $\Delta T(r)$ 的绝对值影响很大, 但对其形状的影响没有对热源深度的影响大。

(4) 组织代谢率 Q_m

Q_m 的范围设为 $200 \sim 1000\text{ W/m}^3$, $h = 1.7\text{ cm}$, $k = 0.51\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$, $T_0 = 41\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。 $\Delta T_{\max}$ 减小了 $2.65\text{ }^{\circ}\text{C}$, T_{norm} 与 W_{th} 几乎不变。即: Q_m 的大小对 $\Delta T(r)$ 的绝对数值影响很大, 但对体表温度差分布的形状影响很小。

上述各个热源参数对 $\Delta T_{\max}$ 和 W_{th} 的影响的比较, 如表 1 所示。

表 1 热源参数对 $\Delta T_{\max}$, W_{th} 的影响

Tab. 1 parameters of heat source on the influence of $\Delta T_{\max}$ and W_{th}

热源参数	体表参数	$\Delta T_{\max}/^{\circ}\text{C}$	W_{th}/cm
$h = 0.7 \sim 2.3\text{ cm}$		12.76 ~ 5.46	1.61 ~ 4.22
$T_0 = 33 \sim 42\text{ }^{\circ}\text{C}$		2.68 ~ 7.08	几乎不变
$k = 0.2 \sim 0.7\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$		3.81 ~ 8.14	2.26 ~ 3.72
$Q_m = 200 \sim 1000\text{ W/m}^3$		8.68 ~ 6.03	几乎不变

由表 1 可知, 对体表温度分布影响最为显著的是热源的深度, 热导率次之, 组织代谢率影响最小。热源深度对半峰全宽影响也是最大的, 即对归一化后的温度分布起主导作用。

4 传热实验与数据分析

将研制的恒温可调热源埋于均匀的分层生物组织 (分别为植物蛋白与猪肝) 体内, 采用 NEC TH5108ME 红外热像仪摄取组织体表与各层组织的温度, 分析体表与体内温度场的分布, 实验装置如图

2 所示。

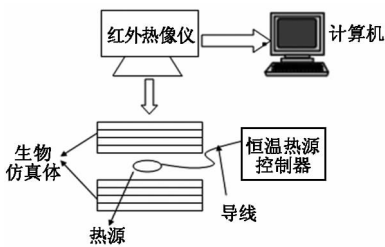


图 2 红外实验装置

Fig. 2 infrared experiment device

4.1 热源深度变化

(1) 植物蛋白仿体

热源分别埋在距体表深度为 0.4 cm , 0.6 cm , 0.8 cm , 1 cm , 1.2 cm 的仿体内, 植物蛋白的热导率 $k = 0.136\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$ [9], $h_{\text{eff}} = 20\text{ W/(m}\cdot^{\circ}\text{C)}$, $R = 0.25\text{ cm}$, $T_{\alpha} = 10\text{ }^{\circ}\text{C}$, $T_0 = 31\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。 $\Delta T_{\max}$ 减小了 $7.30\text{ }^{\circ}\text{C}$, W_{th} 增加了 1.98 cm 。图 3 为不同深度对应的体表热像图, 图 4 分别为不同深度对应的仿真和实验的体表温度差分布, 图 5 为体内高于 $22\text{ }^{\circ}\text{C}$ 等温线的三维温度场区域分布。

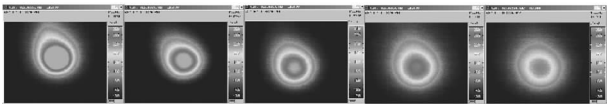
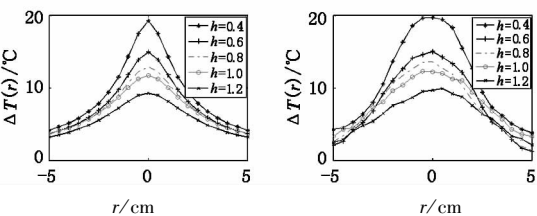


图 3 体表热像图 ($h: 0.4 \sim 1.2\text{ cm}$)

Fig. 3 thermal images of the body surface ($h: 0.4 \sim 1.2\text{ cm}$)



(a) 仿真结果

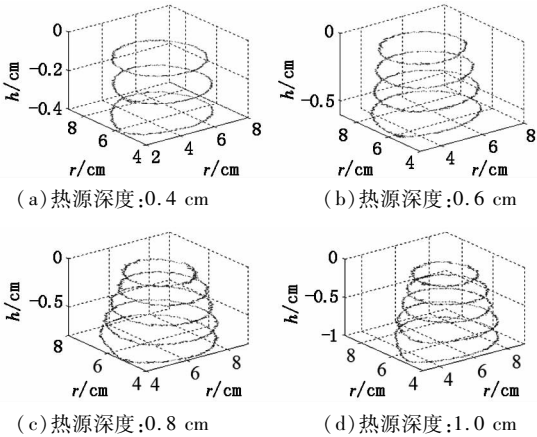
(b) 实验结果

(a) Result of simulation

(b) Result of experiment

图 4 体表温度差分布 ($h: 0.4 \sim 1.2\text{ cm}$)

Fig. 4 surface temperature difference distribution ($h: 0.4 \sim 1.2\text{ cm}$)



(a) 热源深度: 0.4 cm

(b) 热源深度: 0.6 cm

(c) 热源深度: 0.8 cm

(d) 热源深度: 1.0 cm

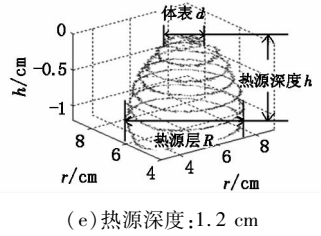


图5 体内高于 22 °C 等温线的三维温度场区域分布 ($h: 0.4 \sim 1.2$ cm)

Fig. 5 3D region with temperature greater than 22 °C in phantom ($h: 0.4 \sim 1.2$ cm)

当深度 0.4 ~ 1.2 cm 变化时,体表区域直径 d 对应变化为 0.25 ~ 0.08 cm,热源层直径 $D = 0.28$ cm 不变,说明体内异常热源传递到体表的热扩散区域随着热源深度的加深而减小。

(2) 猪肝

热源分别埋在距离体表深度为 0.4 cm, 0.8 cm, 1.2 cm, 1.6 cm 的仿体内,猪肝的热导率 k 为 $0.565 \text{ W}/(\text{m} \cdot ^\circ\text{C})^{[10]}$,其他参数设置同上。 $\Delta T_{\max}$ 减小了 10.3 °C, W_{th} 增加了 2.16 cm。图 6 为不同深度对应的体表热像图,图 7 分别为不同深度对应的仿真和实验的体表温度差分布,图 8 为体内高于 22 °C 等温线的三维温度场区域分布。

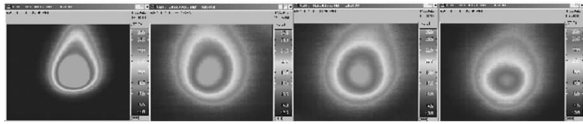
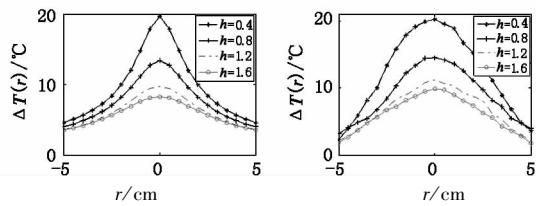


图6 体表热像图 ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

Fig. 6 thermal images of the body surface ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

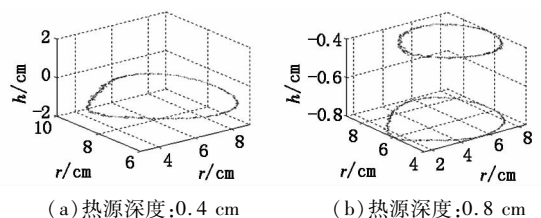


(a) 仿真结果 (b) 实验结果
(a) Result of simulation (b) Result of experiment

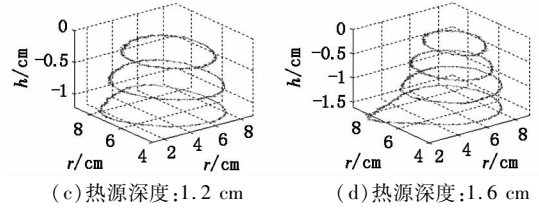
图7 体表温度差分布 ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

Fig. 7 surface temperature difference distribution ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

当深度 0.4 ~ 1.6 cm 变化时,体表区域直径 d 对应变化为 0.28 ~ 0.19 cm,热源层直径 $D = 0.28$ cm 不变,说明体表扩散区域随着热源深度的加深而变小。



(a) 热源深度: 0.4 cm (b) 热源深度: 0.8 cm



(c) 热源深度: 1.2 cm (d) 热源深度: 1.6 cm
图8 体内高于 22 °C 等温线的三维温度场区域分布 ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

Fig. 8 3D region with temperature greater than 22 °C in phantom ($h: 0.4 \sim 1.6$ cm)

4.2 热源温度变化

(1) 植物蛋白仿体

热源埋在距离体表深度为 1.2 cm 的仿体内,热源半径大小为 0.25 cm,环境温度为 10 °C,热源温度为 24 °C, 26 °C, 28 °C, 30 °C, 32 °C。 $\Delta T_{\max}$ 增加了 4.4 °C, W_{th} 几乎不变。由于篇幅关系,此处省略不同温度对应的体表热像图、仿真和实验的体表温度差分布、体内高于 17 °C 等温线的三维温度场区域分布。

当热源温度 24 ~ 32 °C 变化时,体表区域直径 d 对应变化为 0.13 ~ 0.34 cm,热源层直径 D 对应变化为 0.29 ~ 0.4 cm,说明体表和热源层的扩散区域同时随着热源温度的升高而增大,且体表区域增大的速度较快。

(2) 猪肝

热源埋在距离体表深度为 1.2 cm 的仿体内,参数设置同上。 $\Delta T_{\max}$ 增加了 6.1 °C, W_{th} 几乎不变。由于篇幅关系,同样省略不同温度对应的体表热像图、仿真和实验的体表温度差分布、体内高于 17 °C 等温线的三维温度场区域分布。

当热源温度 24 ~ 32 °C 变化时,体表区域直径 d 对应变化为 0.23 ~ 0.36 cm,热源层直径 D 对应变化为 0.32 ~ 0.4 cm,说明体表和热源层扩散区域同时随着热源温度的升高而增大,且体表区域增大的速度较快。

5 误差分析

为了比较实验和仿真的结果,误差定义为仿真与实验的体表温度差:

$$e = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |TS_i - TE_i| \quad (6)$$

其中, TS_i 为仿真的体表温度分布上的点, TE_i 为实验体表温度分布上的点(将温度分布曲线划分为 21 个点 $i = 1, 2, \dots, 21$)。由贝塞尔公式,定义标准差为:

$$\sigma = \left[\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (|TS_i - TE_i| - e)^2 \right]^{0.5} \quad (7)$$

植物蛋白和猪肝的实验与仿真结果误差分析如表2所示。

表2 实验与仿真结果误差分析

Tab.2 analysis between the results of experiment and simulation

	热源深度变化(植物蛋白)					热源深度变化(猪肝)				
	0.4	0.6	0.8	1.0	1.2	0.4	0.8	1.2	1.6	
	cm	cm	cm	cm	cm	cm	cm	cm	cm	
e	1.77	1.44	1.21	1.04	0.77	2.93	1.45	1.18	1.05	
σ	1.70	0.95	0.86	0.68	0.36	1.88	1.00	0.54	0.47	
	热源温度变化(植物蛋白)					热源温度变化(猪肝)				
	24	26	28	30	32	24	26	28	30	32
	℃	℃	℃	℃	℃	℃	℃	℃	℃	℃
e	0.43	0.45	0.50	0.51	0.56	0.58	0.84	1.02	1.48	1.83
σ	0.28	0.30	0.31	0.33	0.33	0.32	0.55	0.60	0.73	0.91

由表2可知,随着热源深度 h 的增大,误差和标准差变化明显减小,即仿真与实验结果趋于一致;随着热源温度 T_0 增大,误差和标准差随之增加,即仿真与实验结果存在偏差。从表2还可以看出猪肝的误差比植物蛋白误差大,这是由于猪肝是多孔介质,其表面与环境的换热较快,因此误差相对较大。

6 结 论

本文通过有限元分析软件 ANSYS 建立简化的均匀组织模型,数值分析了组织传热过程,并通过实验验证了该模型的有效性与适用性。结果表明,在一定的条件下(环境温度、生物组织确定),热源的深度对体表温度分布具有主导影响。其仿真模型为人体体表温度分布特征形成机制和热源逆问题的研究提供理论依据及指导意义。

参考文献:

[1] Liu Jing,Wang Cuncheng. Bioheat transfer[M]. Beijing: Science Press,1997. (in Chinese)
刘静,王存诚. 生物传热学[M]. 北京:科学出版社,1997.
[2] Wu Shiming,Zhang Chuanfu,Zeng Pinju,et al. Studies on the medical application of infrared imaging technology

[J]. Laser Journal,2003,24(1):63-65. (in Chinese)
吴士明,张传富,曾品菊,等. 医用红外热像技术临床应用研究[J]. 激光杂志,2003,24(1):63-65.
[3] Li Zili,Zhao Min. The value of infrared thermogram in diagnosing painfail spinal disease[J]. Laser & Infrared, 2008,38(2):137-140. (in Chinese)
李自立,赵敏. 红外热像对脊柱疼痛性疾病的诊断应用[J]. 激光与红外,2008,38(2):137-140.
[4] H H Pennes. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. Journal of Applied Physiology,1948,(2):93-122.
[5] Zhang Chaohui. Tutorial and case of thermal analysis by ANSYS[M]. Beijing: China Railway Press, 2007. (in Chinese)
张朝晖. ANSYS 热分析教程与实例分析[M]. 北京:中国铁道出版社,2007.
[6] Zhou Minhua,Chen Qian. Detecting method and simulation ofInner heat source in medical infrared imaging[J]. Infrared Technology, 2009,31(7):424-427. (in Chinese)
周敏华,陈钱. 红外热成像体内热源检测方法及其仿真研究[J]. 红外技术,2009,31(7):424-427.
[7] Zheng Wu,Hui Helen Liu, Logan Lebanowski, et al. A basic step toward understanding skin surface temperature distributions caused by internal heat sources[J]. Physics in Medicine and Biology,2007,52(17):5379-5392.
[8] Osama M Hassan, Noha S D Hassan, Yasser M Kadah. Modeling of ultrasound hyperthermia treatment of breast tumors[C]. NRSC,2009:1-8.
[9] Li Yanfeng,Zhang Lailin,Cao Yang, et al. Determination of the thermal conductivity coefficient of wheat[J]. Journal of Henan University of Technology:Natural Science Edition,2010,31(1):67-70. (in Chinese)
李岩峰,张来林,曹阳,等. 小麦导热系数的测定[J]. 河南工业大学学报:自然科学版,2010,31(1):67-70.
[10] Chang Yumei. Analysis of thermal field and its application of microwave therapy in human cancer[D]. Nanjing:Nanjing University of Science and Technology,2009. (in Chinese)
常玉梅. 人体微波肿瘤治疗中的热场分析及应用[D]. 南京:南京理工大学,2009.