

文章编号:1001-9014(2012)02-0188-05

## 毫米波辐照下大鼠皮肤温度场及血液灌注率影响

胡双喜<sup>1</sup>, 邓逗逗<sup>2</sup>, 范春利<sup>1</sup>, 杨立<sup>1</sup>, 孙丰瑞<sup>1</sup>

(1. 海军工程大学 动力工程系, 湖北 武汉 430033; 2. 中国科学院武汉文献情报中心, 湖北 武汉 430071)

**摘要:**根据 Pennes 方程和毫米波在动物皮肤内的传播特性,建立了在 33.5 GHz 毫米波同辐照强度下的大鼠皮肤的非稳态多层传热模型. 在二维柱坐标下进行离散计算,得到了长时间辐照条件下不同皮肤深度的温度变化规律,并将理论结果与实验数据进行了比较. 在 284 mW/cm<sup>2</sup> 和 853 mW/cm<sup>2</sup> 辐照强度下,理论结果和实验结果基本一致;在 474 mW/cm<sup>2</sup> 和 664 mW/cm<sup>2</sup> 辐照强度下,有一定的误差,但误差仍不超过 1 °C,验证了该理论模型的准确性. 分析了实际趋肤深度内的温度分布,发现毫米波引起的生物热效应的最高温度点并非在皮肤表面,而是皮下某点,其与表面辐照中心点的温差可超过 1 °C. 进一步分析了血液灌注率对温度场的影响,发现在讨论的温度范围内,血液灌注率的变化对毫米波辐照下的皮肤表面温度场的影响较小.

**关键词:**主动拒止武器;毫米波;温度场

**中图分类号:**E931 **文献标识码:**A

### Local heating of murine skin by millimeter waves: effect of blood perfusion

HU Shuang-Xi<sup>1</sup>, DENG Dou-Dou<sup>2</sup>, FAN Chun-Li<sup>1</sup>, YANG Li<sup>1</sup>, SUN Feng-Rui<sup>1</sup>

(1. Department of Power Engineering, Naval University of Engineering, Wuhan 430033, China;  
2. Wuhan Branch of National Science Library, Chinese Academy of Sciences, Wuhan 430071, China)

**Abstract:** We built up a transient thermal multilayer model for heating of human skin with high power millimeter waves by finite volume method (FVM) based on Pennes' bioheat transfer equation. We analyzed the calculated results and compared them with the experimental ones. The errors were no more than 1 °C, especially at the incident power densities of 284 and 853 mW/cm<sup>2</sup>. The computing results agreed closely with the experimental ones. The veracity and reliability of finite volume model were validated. We charted the temperature changes with depth in the energy penetration depth at different radiation intensity of steady state. It was found that the maximum temperature spot caused by millimeter wave was not on the skin surface, but at some spot in subcutaneous. The difference in temperature between these two spots could be more than 1 °C. The effect of blood perfusion rate on the temperature of skin surface was further analyzed. The change of blood perfusion rate had little effect on the temperature of skin surface in the temperature range studied in this paper.

**Key words:** ADS; millimeter waves; temperature field

**PACS:** 87.50. W -

### 引言

毫米波是介于 30 至 300 GHz 之间的高频电磁波,在军事、医学等领域应用广泛. 很多学者以大鼠为实验对象,研究毫米波在免疫系统、肿瘤转移等医学方面的作用. 由于毫米波趋肤深度一般小于 1 mm,会对皮肤产生强热作用,国外正在研究其生物效应并将其应用于主动拒止技术<sup>[1]</sup>.

毫米波对皮肤的热效应是一个复杂的过程,相

关参数很多,包括毫米波的功率、频率、辐照时间和皮肤组织对周围组织环境的传热、血流速度及皮肤表面与空气的对流、汗液蒸发、新陈代谢率等条件<sup>[2]</sup>. 早期学者以单层皮肤模型来研究毫米波辐照活体的温度场<sup>[3]</sup>,近年来又提出了多层皮肤模型<sup>[1,4]</sup>. 已报道的毫米波辐照活体的计算模型只是建立了单一辐照功率下沿深度方向的一维热传导模型<sup>[5]</sup>,该模型仅适用于毫米波在半无限大介质中传输,而皮肤表面的厚度是有限的,采用此假设必然会

收稿日期:2011-03-07,修回日期:2011-06-14

基金项目:国家自然科学基金(50906099)

Foundation item: Supported by National Natural Science Foundation of China(50906099)

作者简介:胡双喜(1981-),男,湖北武汉人,博士研究生,主要从事红外目标特性与传输方面的研究. E-mail: hushuangxi@hotmail.com.

Received date: 2011-03-07, revised date: 2011-06-14

引起误差. 根据生物传热学中应用最广泛的 Pennes 方程和毫米波在动物皮肤内的传播特性, 建立了在 33.5 GHz 频率毫米波不同辐照强度下的大鼠皮肤的非稳态多层传热模型, 并验证该理论模型的准确性. 进一步分析不同辐照功率下, 血液灌注率对皮肤表面温度场的影响效果.

## 1 毫米波作用分析

动物的皮肤一般分为表皮和真皮, 在研究毫米波对皮肤的透射时, 仅将其作为一层来考虑, 即不考虑表皮和真皮的复介电常数对毫米波透射造成的影响. 假设皮肤各层为均匀各向同性的无源导电媒质. 平面毫米波从空气入射皮肤后, 其电场和磁场以振幅  $e^{-\alpha z}$  随深度  $Z$  的增大而减小, 衰减系数  $\alpha$  定义为  $\delta^{-1}$ , 其中趋肤深度  $\delta$  定义为电磁波场量的振幅衰减到表面值的  $1/e$  处的深度, 按下式<sup>[1]</sup>

$$\delta = \left( \frac{67.53}{f} \right) \sqrt{(\sqrt{(\varepsilon')^2 + (\varepsilon'')^2} - \varepsilon')}^{-1}, \quad (1)$$

可得到实际趋肤深度为  $8 \times 10^{-4}$  m, 其中  $\varepsilon'$  和  $\varepsilon''$  分别为复介电常数  $\varepsilon_c = \varepsilon' - j\varepsilon''$  的实部和虚部.

根据 Debye 方程, 对于不同物质的复介电常数为<sup>[6]</sup>

$$\varepsilon_{ci} = \varepsilon_{\infty i} + \frac{\Delta\varepsilon_i}{1 + j\omega\tau} + \frac{\sigma_i}{1 + j\omega\varepsilon_0}, \quad (2)$$

其中,  $\omega = 2\pi f$ , 为角频率;  $f$  是毫米波的频率;  $\varepsilon_{\infty i}$  是物质的光学介电常数, 单位为 F/M;  $\Delta\varepsilon_i = \varepsilon_{si} - \varepsilon_{\infty i}$ , 表示皮肤中自由水的弥散量, 其中  $\varepsilon_{si}$  是  $\omega\tau \ll 1$  时的介电常数, 单位为 F/M;  $\sigma_i$  是皮肤的离子电导率, 单位为 S/m;  $\tau$  为松弛时间, 单位为 s;  $\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$  F/M.

对于一般皮肤而言,  $\varepsilon_{\infty} = 4.0$  F/M,  $\tau = 6.9 \times 10^{-12}$  s,  $\Delta\varepsilon = 32.4$  F/M,  $\sigma = 1.4$  S/m.

根据复介电常数可得皮肤表层复折射率

$$n_i = n'_i - jn''_i = (\varepsilon_{ci})^{1/2} = (\varepsilon'_i - j\varepsilon''_i)^{1/2}. \quad (3)$$

对于空气而言,  $n_0 = 1$ , 根据 Fresnel 方程可得毫米波从空气入射皮肤表层时的反射率  $R^{[7]}$  为

$$R = \left| \frac{n_0 - n_1}{n_0 + n_1} \right|^2. \quad (4)$$

最后, 可得毫米波随深度  $Z$  衰减的热源项  $q_r$ <sup>[8]</sup> 为

$$q_r = \frac{2(1-R)I_0}{\delta} \cdot e^{(-2Z/\delta)} \cdot e^{-\alpha^2} \cdot u(\tau), \quad (5)$$

其中,  $I_0$  为入射总功率密度;  $c$  为入射功率在  $r$  方向上

的衰减系数, 因所研究光斑较小 (3 mm), 取  $c = 0$ , 暂不考虑其在  $r$  轴方向上的衰减;  $u(\tau)$  为单位阶跃函数, 当时间  $\tau = 0$  时,  $u(\tau) = 0$ , 当  $\tau > 0$  时,  $u(\tau) = 1$ .

## 2 皮肤模型

目前, 此类实验都是以和人体皮肤极为相似的大鼠作为实验对象, 为能与这些实验结果相比较, 本文也以大鼠的表层皮肤作为建模对象, 计算所得毫米波的实际趋肤深度为  $8 \times 10^{-4}$  m, 按其实际效果估算, 当皮肤深度为  $1 \times 10^{-2}$  m 时, 毫米波对皮肤温度值的影响已经衰减为零, 所以取模型厚度为  $1 \times 10^{-2}$  m, 其中表皮厚度  $8 \times 10^{-5}$  m, 真皮厚度  $2 \times 10^{-3}$  m, 剩余部分为皮下组织. 又入射的毫米波光斑半径为  $3 \times 10^{-3}$  m, 所以整体模型取半径为  $3 \times 10^{-2}$  m, 厚度为  $1 \times 10^{-2}$  m 的圆柱体. 为简化计算, 假设各物性参数为定值, 各层皮肤物性参数见表 1<sup>[9]</sup>.

表 1 各层皮肤的物性参数

Table 1 Thermophysical parameters of tissues used in model

	导热系数/ ( $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$ )	密度/ ( $kg \cdot m^{-3}$ )	比热/ ( $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$ )
表皮	0.24	1200	3580
真皮	0.4	1200	3300
皮下组织	0.18	1000	3000

毫米波照射下皮肤模型如图 1 所示. 因为该模型是轴对称的, 所以沿其半径取一个剖面进行分析. 在此剖面中, 因为左边为辐射焦斑中轴线, 各向同性, 可视为绝热; 右边为模型边缘, 此处辐射影响已可忽略不计, 所以也可视为绝热; 上沿为皮肤下  $1 \times 10^{-2}$  m 处, 为皮下组织处, 可视为定温条件, 其温度为皮肤组织温度; 下沿为皮肤表面, 与大气进行自然对流换热.

假设血液的对流换热过程发生在有毛细血管的真皮层内; 毛细血管区内组织和血液的温度近似相

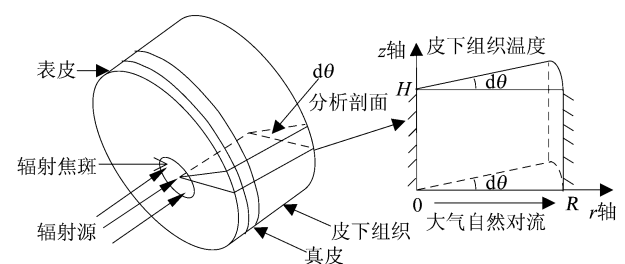


图 1 毫米波照射下皮肤模型

Fig. 1 Tissue model used for modeling millimeter wave heating

等,且等于组织温度;局部毛细血管的血液灌注率各向同性,则可以得到 Pennes 方程,并将其转化为柱坐标

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} = k \cdot \left( \frac{\partial^2 T_t}{\partial Z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T_t}{\partial r} + \frac{\partial^2 T_t}{\partial r^2} \right) + W_b c_b (T_b - T_t) + q_m + q_r(Z, r, \tau), \quad (6)$$

其中,  $\rho$  为组织的密度,  $c$  为组织的比热,  $k$  为组织的导热系数,  $W_b$  为单位体积内的血液灌注率,  $c_b$  为血液的比热,  $q_m$  为单位体积内新陈代谢产热率,  $q_r$  为单位体积热源项, 为方便计算, 取血液温度  $T_b$  为  $36.5 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $W_b$  为  $0.5 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$ ,  $q_m$  为  $420 \text{ J} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$  [2].

相应的边界条件为:

在  $oz$  下

$$z = 0, k \frac{\partial T_t}{\partial z} = h(T - T_f); \quad (7)$$

$$z = H, T_t = T_b$$

在  $or$  下

$$r = 0, \frac{\partial T_t}{\partial r} = 0; r = R, \frac{\partial T_t}{\partial r} = 0 \quad (8)$$

式(7)、式(8)中,  $H$  为从皮肤表面到皮下组织内部的深度, 取  $H = 1 \times 10^{-2} \text{ m}$ ;  $z = 0$  为皮肤的体表处;  $h$  为皮肤体表与空气间的综合对流换热系数(包括皮肤与空气的对流换热、辐射等相关因素), 取为  $12.5 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ ;  $T_f$  为空气温度, 取为实验室室温  $12.5 \text{ }^\circ\text{C}$ ;  $R$  为辐射源中轴线到模型边界的距离, 取  $R = 3 \times 10^{-2} \text{ m}$ ;  $r = 0$  为辐射源中轴线处。

采用有限体积法将 Pennes 方程在柱坐标下离散为

$$a_P T_P = a_E T_E + a_W T_W + a_N T_N + a_S T_S + b, \quad (9)$$

其中,  $a_E = \frac{r_E \Delta z}{\delta r_{EP}/k_E}$ ,  $a_W = \frac{r_W \Delta z}{\delta r_{WP}/k_W}$ ,  $a_S = \frac{r_P \Delta r}{\delta r_{SP}/k_S}$ ,  $a_N = \frac{r_P \Delta r}{\delta r_{NP}/k_N}$ ,  $a_{P0} = \frac{(\rho c)_P \Delta V}{d\tau}$ ,  $b = (W_b c_b T_b + q_m + q_r) \Delta V + a_{P0}$ ,  $a_P = a_E + a_W + a_S + a_N + a_{P0} + W_b c_b \Delta V$ ,  $\Delta V = r_P \Delta r \Delta z$ ,  $\Delta r$ ,  $\Delta z$  分别为  $r$  轴和  $z$  轴上的所划分的单元格长度,  $k_i$  为各方向上的导热系数, 采用等效热阻进行计算。

对该模型进行网格划分, 不同皮肤深度的温度变化规律是研究的重点. 在  $z$  轴上将  $H$  划分为 125 个网格,  $\Delta z = 8 \times 10^{-5} \text{ m}$ , 在  $r$  轴将  $R$  划分为 20 个网格,  $\Delta r = 1.5 \times 10^{-3} \text{ m}$ . 在 MATLAB 中以矩阵形式求解所得的内部节点离散方程组。

首先, 在所建立的模型中, 未加载毫米波照射的

情况下, 仅在真皮及皮下组织层加载因血液流动引起的  $W_b c_b (T_b - T)$  项和新陈代谢项  $q_m$ , 对 Pennes 方程在柱坐标系下进行稳态计算, 计算所得大鼠皮肤表面温度为  $28.8 \text{ }^\circ\text{C}$ , 与实验条件相符, 同时所计算出的温度场即为  $\tau = 0$  时刻的温度场. 然后, 加载毫米波辐射引起的热源项, 取时间间隔  $d\tau = 0.1 \text{ s}$ , 按照全隐格式进行瞬态计算。

### 3 结果分析

按照实际测得的毫米波功率, 分别求得辐照功率密度为  $284.474$ 、 $664$  和  $853 \text{ mW/cm}^2$  时, 每隔  $15 \text{ s}$  输出的瞬态结果, 将辐照中心点温度与实测结果 [10] 相比较; 同时, 为了分析血液灌注率的影响, 将血液灌注率分别为  $0.4$ 、 $0.45$ 、 $0.5$ 、 $0.55$ 、 $0.6 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$  代入模型进行计算, 并将计算结果进行比较, 如图 2 所示。

由图 2 可以看出, 辐照功率越高, 温升越快, 且在前  $15 \text{ s}$  有一个快速升温过程, 辐射功率较低时, 温升  $1 \sim 2 \text{ }^\circ\text{C}$ , 但在  $853 \text{ mW/cm}^2$  辐照功率下, 温升超过  $4 \text{ }^\circ\text{C}$ , 会使人产生强烈的灼烧感, 随着辐照时间的延长, 温升速度将逐渐减缓, 直至平衡, 这一结果与其它文献一致 [1].

所建立的瞬态模型与实际测量结果较为接近, 最大误差不超过  $1 \text{ }^\circ\text{C}$ . 特别是在高功率辐照条件下, 理论计算值与实际测量值基本一致, 分析其原因应该是在高功率条件下, 由于毫米波照射所产生的热源项非常大, 远大于因为温升而产生的皮肤组织对周围组织环境的传热、血流速度及皮肤表面与空气的对流、汗液蒸发、新陈代谢率等因素的改变, 所以吻合的较好; 而在低功率辐照条件下, 因为温升并不是非常高, 生物的自我调节机制没有发挥明显的作用, 所以结果吻合的也比较好, 但是在中等功率辐照条件下, 理论计算值与实际测量值却有一定的误差, 应该是此时生物的自我调节机制开始发挥作用, 而方程中未充分考虑而造成的。

关于生物体的自我调节, 一些学者认为是通过血液灌注率的增加来增加或者带走热量, 使体温维持在正常温度, 血液灌注率的变化是非常复杂的一个生理现象, 在血液灌注率的研究测量上也开展了许多工作 [11]. 本文为了研究血液灌注率对皮肤表面温度场的影响, 将血液灌注率分别设为  $0.4$ 、 $0.45$ 、 $0.5$ 、 $0.55$ 、 $0.6 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$  代入模型进行计算, 从结果可以看出, 血液灌注率的增加会使皮肤表面温度增加, 这与一些学者认为的在高温区域血液灌注

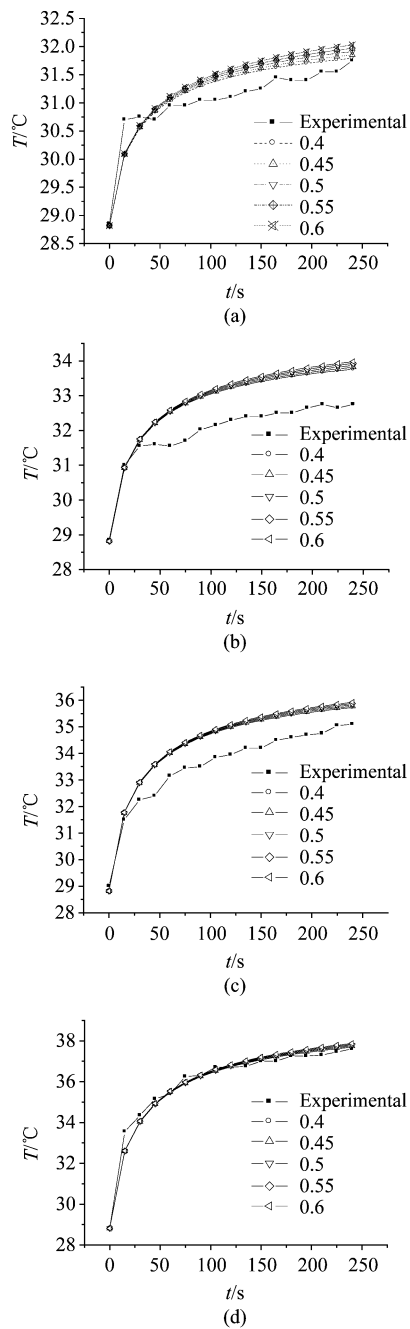


图2 不同灌注率下辐照中心点理论计算值与实测温度比较  
Fig. 2 Calculated temperature changes at the centre point of the incident light spot at surface of the skin compared with experimental ones with different blood perfusion rate, corresponding to the incident power densities at 284, 474, 664, and 853 mW/cm<sup>2</sup>, respectively

率的增加会带走热量相矛盾,分析其原因应该是虽然皮肤表面温度较高,但是由于毫米波的作用深度很浅,所以皮肤内层温度仍然较低,而皮肤的毛细血管并不分布在表层,而是分布在皮肤内层,所以血液灌注率的增加所带来的整体表征仍然是体表温度的增加.但是其影响非常小,而且随着功率的增大,影

响越来越小,这与一些学者的结论相符,对于皮肤表面来说,血液灌注率对皮肤表面温度场的影响较小,可以忽略<sup>[12]</sup>.所以理论计算与实测值之间的误差来源应该是生物的其他自我调节机制,如汗液蒸发、温度升高引起的皮肤复介电常数改变等原因,需要进一步的研究.

通过计算模型发现,当毫米波辐照强度较低时,实际趋肤深度内的温度并没有发生变化;当辐照强度逐渐加强时,实际趋肤深度内的温度有明显的变化,此时辐照产生的热量已无法有效排出,在实际趋肤深度内产生了明显的温度梯度,取 240 s 时(认为已达稳态),实际趋肤深度内的温度分布,见图 3.

从图 3 中可以看出,随着辐照强度的增加,趋肤深度内的温度梯度与未加载毫米波辐照的温度梯度有明显的不同,在趋肤深度内产生了明显的温度梯度.随着辐照强度的加强,最高温度点的位置越靠近皮肤表面,而且组织内部最高温度点与表面中心点的温差越大.当辐照功率为 853 mW/cm<sup>2</sup>时,组织内部最高温度点与表面中心点的温差超过 1℃.而主动拒止系统的功率约为 5 W/cm<sup>2</sup>.如果此时仍以皮肤表面温度作为伤害评估的标准,可能内部温度已超过了人体的极限承受范围.为了实现“主动拒止系统”非杀伤性的原则,需要将毫米波在皮肤皮层内产生的最高温度控制在人体能够承受的最大范围内,这可通过测量表面温度场来反演求解内部温度场,实现主动拒止系统的主动控制,这将是下一步反问题研究的重点方向.

## 4 结论

将生物传热学中应用最广泛的 Pennes 方程在柱坐标下进行了离散,根据毫米波在动物皮肤内的传播特性,建立了不同功率毫米波辐照下动物皮肤的柱坐标多层温升瞬态模型,并将结果与实验数据进行了比较分析.在 284 mW/cm<sup>2</sup>和 853 mW/cm<sup>2</sup>辐照强度下,理论结果和实验结果吻合较好;在 474 mW/cm<sup>2</sup>和 664 mW/cm<sup>2</sup>辐照强度下,有一定的误差,但误差仍不超过 1℃,验证了该理论模型的准确性.关于生物体的自我调节机制重点对学者较为关注的血液灌注率对温度场的影响进行了分析,发现在该温度范围内,血液灌注率的变化对毫米波辐照下的皮肤表面温度场的影响较小,并非是生物自我调节机制的重点.进一步分析了实际趋肤深度内的温度分布,发现毫米波引起的生物热效应的最高温度点并非在皮肤表面,而是皮下某点,在 853 mW/cm<sup>2</sup>

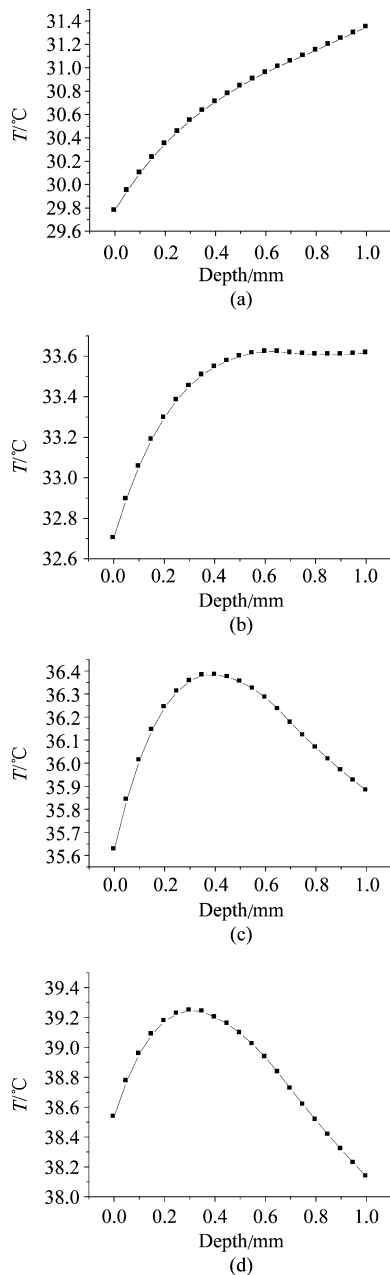


图3 趋肤深度内计算温度值随深度的变化  
Fig.3 Temperature changes with depth in the energy penetration depth

辐照强度下,其与表面辐照中心点的温差可超过

1 $^\circ\text{C}$ . 该研究为毫米波的损伤和防护研究提供了一定的理论基础.

## REFERENCES

- [1] Nelson D A, Nelson M T, Walters T J, *et al.* Skin heating effects of millimeter-wave irradiation-Thermal modeling results[J]. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 2000, **48**: 2111 - 2120.
- [2] Foster K R, Kritikos H N, Schwan H P. Effect of surface cooling and blood flow on the microwave heating of tissue [J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1978, **BME-25**: 313 - 316.
- [3] Riu P J, Foster K R. Heating of tissue by near-field exposure to a dipole: A model analysis[J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1999, **46**: 911 - 917.
- [4] Alekseev S I, Ziskin M C. Local heating of human skin by millimeter waves; a kinetics study [J]. *Bioelectromagnetics*, 2003, **24**: 571 - 581.
- [5] ZHANG Jie, HAN Li-Jun, XIE Tao-Rong, *et al.* Observation on Mice's skin injury irradiated by 8 millimeter wave and temperature increase emulation[J]. *Journal of Infrared and Millimeter Waves* (张杰, 韩黎军, 谢涛嵘, 等. 8 毫米波辐照鼠皮肤损伤观察及温升仿真. *红外与毫米波学报*), 2008, **27**(1): 56 - 59.
- [6] Alekseev S I, Radzievsky A A, Logani M K, *et al.* Millimeter wave dosimetry of human skin [J]. *Bioelectromagnetics*, 2008, **29**: 65 - 70.
- [7] Alekseev S I, Ziskin M C. Human skin permittivity determined by millimeter wave reflection measurements [J]. *Bioelectromagnetics*, 2007, **28**: 331 - 339.
- [8] Alekseev S I, Radzievsky A A, Szabo I, *et al.* Local heating of human skin by millimeter waves; Effect of blood flow [J]. *Bioelectromagnetics*, 2005, **26**: 489 - 501.
- [9] LI Xiao-Xia. Numerical analysis and experimental research on laser induced thermal effect in bio-tissues [D]. *Doctoral Dissertation of Tianjin University* (李小霞. 激光照射下生物组织热效应的数值分析与实验研究. 天津大学博士论文), 2004: 57 - 58.
- [10] WANG Yi-Wu. Study of the surface temperature of animals heated by millimeter waves [D]. *Master's thesis of Xi'an University* (王悟夷. 毫米波辐照下动物体表温度研究. 西安电子科技大学硕士论文), 2005: 25 - 26.
- [11] Alekseev S I, Radzievsky A A, Szabo I, *et al.* Local heating of human skin by millimeter waves; Effect of blood flow [J]. *Bioelectromagnetics*, 2005, **26**: 489 - 501.
- [12] Weinbaum S, Xu L X, Zhu L, *et al.* A new fundamental bioheat equation for muscle tissue; Part I-Blood perfusion term [J]. *J Biomech. Eng.*, 1997, **119**: 278 - 288.