

# 肿瘤微波热疗的温度场预示及热损伤研究

朱光明 刘伟 杨昆 彭仕文

(华中科技大学能源与动力工程学院, 武汉 430074)

**摘要** 本文将热损伤的产生和影响引入到肿瘤的微波热疗中。运用微波能量比吸收率  $SAR$  的分布分析了微波在组织中的传输和吸收过程, 并对微波热疗过程中的温度场、热损伤分布以及血液灌注率的变化进行了数值模拟。

**关键词:** 微波; 肿瘤; 比吸收率  $SAR$ ; 温度场; 热损伤

**中图分类号:** R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-231X(2005)Suppl.-0191-04

## THE TEMPERATURE AND THERMAL INJURY RESEARCH FOR MICROWAVE THERMAL THERAPY OF TUMOR

ZHU Guang-Ming LIU Wei YANG Kun PENG Shi-Wen

(School of Energy and Power Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

**Abstract** In this paper, the effects of thermal injury are induced to the microwave thermal therapy of tumor. The transfer and absorption process of microwave are discussed by using the specific absorption rate ( $SAR$ ) of microwave in bio-tissue. And a numerical simulation is made to analyse the temperature field, thermal injury field and the change of the blood perfusion during the microwave thermal therapy treatment.

**Key words** microwave; tumor;  $SAR$ ; temperature field; thermal injury

### 1 引言

温热疗法已经成为当前肿瘤的一种行之有效的新兴疗法。常见的外加热源包括激光、微波、超声等。利用微波的热效应可以进行肿瘤的热疗。

生物组织是电磁导体, 在微波进入组织时, 会产生微波的传输和能量的吸收, 从而在组织内形成一定的温升。这是肿瘤微波热疗的原理所在。微波热疗的一般有效杀伤温度在  $41 \sim 43^\circ\text{C}$  以上。由于人体组织是光的混浊介质, 对激光的吸收和散射较大, 因此, 激光用于热疗时的穿透深度一般较小, 难以用于治疗深部肿瘤。当激光功率较小时, 会有残余肿瘤组织无法受到杀伤; 当激光功率过大时, 靠近光纤表面的组织往往会发生固结甚至炭化而污染激光头表面, 阻碍激光能量向癌体组织的进一步传输。当采用超声作加热源时, 由于驻波问题, 会使病人产生剧烈的疼痛感。而且, 超声在不同组织中的衰减程度差别很大。相对于激光和超声, 微波则既可以用于浅表加热, 也可做成小体积的体腔辐射器进行腔内热疗<sup>[1,2]</sup>。

如图 1 所示, 本文以前列腺癌的热疗为研究对象讨论介入式微波加热方式。微波能量的导入方式是将同轴线的微波发生装置通过尿道引入。

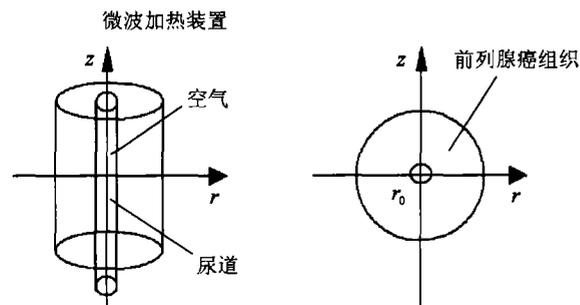


图 1 前列腺癌的微波热疗示意图

### 2 微波热疗的数学模型

#### 2.1 微波在生物组织中的传输和吸收

微波是一种频率在 300 M 到 300 GHz(波长为  $1 \text{ mm} \sim 1 \text{ m}$ ) 的电磁波, 因此在组织中的传播过程就是电场波和磁场波的传播过程。这种传播可以用麦克

收稿日期: 2005-03-13; 修订日期: 2005-05-12

基金项目: 中国博士后科学基金资助项目 (No. 2004036436)

作者简介: 朱光明 (1975-), 男, 湖北十堰人, 博士, 主要从事生物传热理论研究。

斯韦方程描述。但是考虑到微波在组织内部的传播过程中其能量不断被生物组织所吸收。因此微波能量的被吸收和转化的分布也是表征微波在生物组织内部传播的重要方式。事实上,这是在微波的实际应用中更有意义的传播表达。通常用比吸收率  $SAR$  来定量描述这种生物组织对微波电磁能的吸收情况, $SAR$  反映的是单位质量的生物体在微波照射下吸收的功率或吸收的功率密度,量纲为  $W/kg$ 。

图 1 所示的微波热疗问题可以认为是一个轴对称的微波传播和热传输问题。

由参考文献 [3, 4], 我们可以得到微波作为前列腺热疗的发生源时在组织内的比吸收率的分布形式为:

$$SAR(r, z) = C_t \times Q \times \frac{[2\epsilon r + (N - 2)]e^{-2\epsilon r}}{r^N} e^{-z^2/18.5^2} \quad (1)$$

上式中,  $Q$  为施加的微波的能量功率 ( $W$ ),  $C_t$  为比例常数, 对于前列腺组织其值为  $0.00657 \text{ mm}^{-0.8}$ 。 $\epsilon$  为微波在组织中的衰减常数。在式中, 半径  $r$  的计量单位是  $mm$ 。

## 2.2 微波能量转化为热能以及热在组织中的传递

微波的能量被组织吸收之后, 转化为热的形式, 在组织中发生热的聚积和传递, 最终造成组织的温升。在组织水平上, 忽略静脉和组织温差, 忽略血管的尺寸、分布等因素, 我们仍然采用 Pennes 方程来描述热能在组织中的传输行为, 即:

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

上式中,  $Q_m$  代表组织的代谢热产;  $Q_b$  为血液灌注项,  $Q_b = W_b(T, \Omega) C_b (T_a - T)$ ;  $Q_r$  为外加热源, 在此处为微波热产,  $Q_r = SAR \cdot \rho$ , 其中  $\rho$  为前列腺组织的质量密度。

对应图 1, 式 (2) 的边界条件为:

$$r = 0: \quad \partial T / \partial r = 0;$$

$$r < r_0: \quad Q_r = 0, Q_b = 0, Q_m = 0, T = T_{\text{air}};$$

$$r = r_0: \quad T_t = T_{\text{air}}, k_{\text{air}} \frac{\partial T_{\text{air}}}{\partial r} = k_i \frac{\partial T_i}{\partial r};$$

$$z = 0: \quad \partial T / \partial z = 0;$$

$$r = \infty \quad \text{or} \quad z = \infty: \quad T = 37.0^\circ\text{C}$$

初始条件为:  $T(r, z, 0) = 37^\circ\text{C}$ 。

## 2.3 组织受热致伤原理

Henriques<sup>[5]</sup> 认为, 生物组织受热受损伤的机理有三种: (1) 蛋白凝固; (2) 代谢过程的改变; (3) 细

胞正常化学结构发生变化。生物组织的热损伤不仅与组织的温度有直接关键的联系, 事实上与组织保持在该温度水平的的时间也是紧密相关的。Henriques 将这种热损伤过程视为一个物理化学过程, 根据 Arrhenius 方程, 微波作用下的生物组织的损伤累积为:

$$\Omega = -\ln \frac{C(t)}{C(t_0)} = A \int_0^t \exp\left(\frac{-E}{RT(t)}\right) dt \quad (3)$$

上式中,  $C(t_0)$  表示初始时刻组织的未损伤部分,  $C(t)$  为时刻  $t$  组织的未损伤部分,  $A(\text{s}^{-1})$  是组织的频率因子,  $E(\text{mol/J})$  是发生热损伤的活化能,  $R(\text{J/mol/K})$  为普适气体常数。

当  $\Omega \geq 1$  时组织将发生不可逆的热损伤。

## 2.4 血液灌注率

血液的灌注对于维持生物组织内部的温度均匀有十分显著的作用<sup>[6]</sup>。血液灌注率的大小可以明显影响组织的温度分布。生理学说明, 当组织的温度上升时, 血流加快, 血液的灌注作用是增强的。但是当组织温升较大且持续时间较长时, 血液中的血红蛋白等物质会发生凝结从而导致血流减小。因此, 血液灌注率应该是温度和损伤的函数, 由 Beop-Min 的假定:

$$W_b = W_0 \cdot (1 + aT) \cdot \exp(-\Omega) \quad (4)$$

上式中,  $W_0$  为不同温度下未发生损伤的血液灌注的最大值, 在我们的计算中取为 3.0,  $a$  是一个比例系数, 一般取为 0.09,  $\Omega$  为热损伤累积。

## 3 数值模拟及讨论

采用有限差分法对方程 (1)~(4) 按给定边界和初始条件进行计算, 结果见图 2~11。

图 2 反映了微波在组织中的传播和被组织吸收的情况。即微波作用下组织内的比吸收率  $SAR$  的分布。由该图可以发现比吸收率  $SAR$  的分布与轴向和径向的位置是紧密相关的,  $SAR$  在径向的衰减要明显快于在轴向的衰减。大部分的能量主要在靠近微波发生器的组织中被吸收。对输入功率为 10 W 的微波而言, 发生明显微波吸收的区域主要集中在半径不大于 20 mm, 高度不超过 20 mm 的区间内。

图 3 和图 4 是微波作用 30 s、60 s、120 s、300 s 和 600 s 时组织的温度场。由这两张图可以看出, 在微波加热的初期, 靠近微波发生器的温度即迅速上升。有明显温升的区域与发生明显微波吸收的区域是一致的。当加热 300 s 之后, 组织内部的温度变化开始微弱。对于 10 W 的输入功率, 径向有效作用范围 (组织温度达到  $41 \sim 43^\circ\text{C}$ ) 基本上达到 20

mm。在  $r = r_0$  处，组织温度上升最迅速幅度也最大。在 600 s 时组织温度超过  $100^{\circ}\text{C}$ 。在轴向有明显温升的区域教大，达到 25 mm，这与微波在轴向衰减减慢有关。

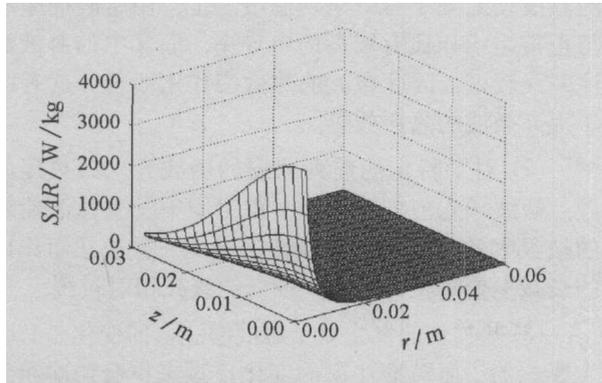


图2 微波能量比吸收率 SAR 的分布 ( $Q = 10\text{ W}$ )

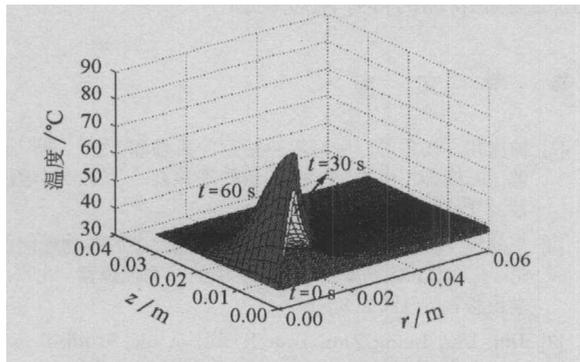


图3 微波作用 30 s 和 60 s 的组织温度场

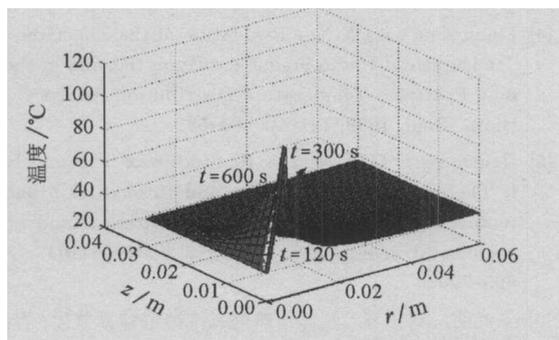


图4 微波作用 120 s、300 s 和 600 s 的组织温度场

图 5~8 反映的是微波作用时间段内组织内的热损伤的变化情况。我们知道，热损伤累积  $\Omega \geq 1$  代表组织发生了不可逆热损伤，这种情形对应的是图中的粗体虚线，即  $\lg \Omega \geq 0$  的线。由图我们可以直观发现随着热疗的进行，发生不可逆热损伤的区域越来越大，由 30 s 时的不足 10 mm 扩大到 600 s 时的超过 20 mm。不可逆热损伤的发生区域与有效温度的区间是一致的。

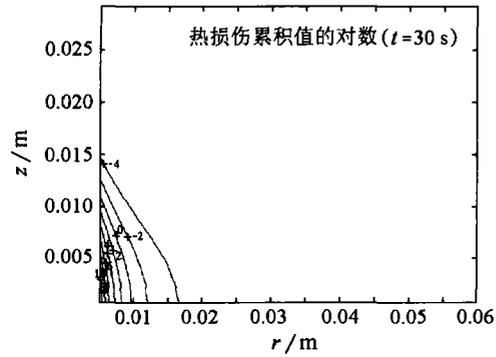


图5 微波作用 30 s 的热损伤累积分布

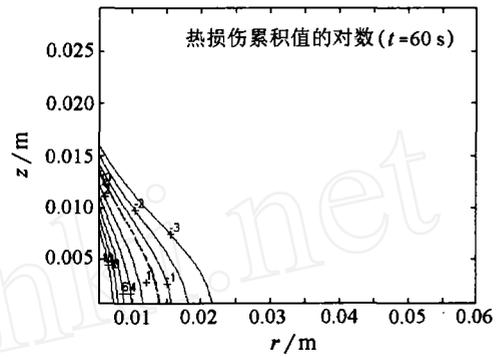


图6 微波作用 60 s 的热损伤累积分布

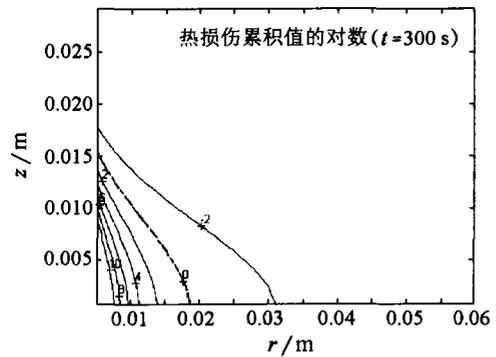


图7 微波作用 300 s 的热损伤累积分布

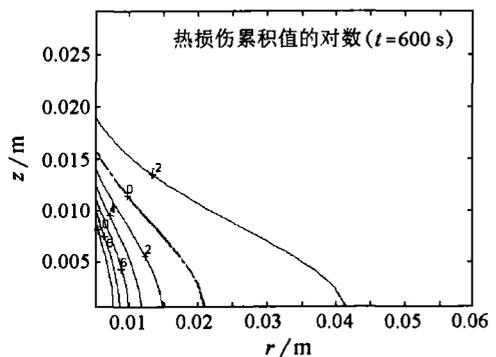


图8 微波作用 600 s 的热损伤累积分布

图 9~11 是随着热损伤区域的扩大，组织内部血液灌注率的变化。血液灌注率的变化应该是先增大后减小的。增大的原因是组织温度升高带来的血流

加速, 随后减小是由于组织的热损伤较大。我们可以发现在靠近发生器的区域, 血液灌注率是为零的, 这是因为这里的热损伤累积过大的缘故。在远离发生器的边缘, 血液灌注率基本上等于常数。

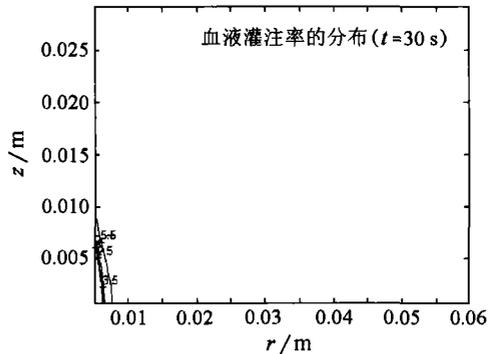


图9 微波作用 30 s 的血液灌注率的分布

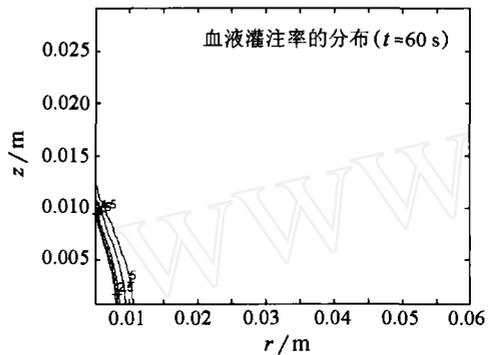


图10 微波作用 60 s 的血液灌注率的分布

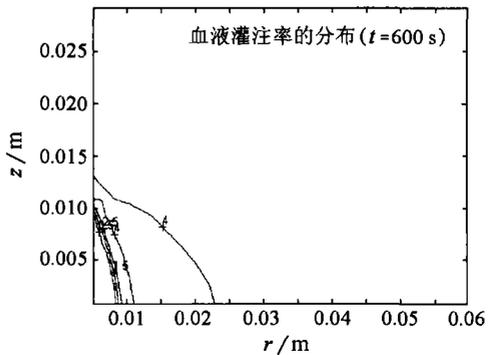


图11 微波作用 600 s 的血液灌注率的分布

## 4 结 论

通过以上的计算分析和讨论, 我们可以知道:

(1) 微波用于肿瘤的热疗可以有效提高肿瘤组织的温度使之处于有效杀伤温度之上。由于肿瘤组织与正常组织相比有较高的电导率, 而其中的血液灌注率又较低, 因此微波的热效应作用明显。这有助于提高微波的热疗效果。

(2) 对于特定的前列腺癌的微波介入式热疗问题, 微波导入前列腺体后, 在组织中发生微波能量的被吸收转化从而发生微波的衰减。微波在组织内的衰减主要发生在径向。轴向的衰减相对较缓。

(3) 热损伤的发生对于血液灌注率的变化是有重大影响的。血液灌注率的变化反过来也会影响组织的温度响应。考虑了热损伤和血液灌注率的温度响应是更加准确的热疗温度场预示。

## 参 考 文 献

- [1] 杨虎川, 杨耀琴. 肿瘤温热治疗的机理和方法. 见: 王存诚, 陈槐卿. 生物医学中的热物理探索. 北京: 科学出版社, 1994. 79-84
- [2] 王补宣, 王艳民, 蔡伟明. 肿瘤微波热疗中的热物理问题. 见: 王存诚, 陈槐卿. 生物医学中的热物理探索. 北京: 科学出版社, 1994. 85-89
- [3] Jing Liu, Liang Zhu, Lisa X Xu, et al. Studies on the Three-Dimensional Temperature Transients in the Canine Prostate During Transurethral Microwave Thermal Therapy. *J. of Biom. Eng.*, 2000, 122(3): 372-379
- [4] Liang Zhu, Lisa X Xu. Evaluation of the Effectiveness of Transurethral Radio Frequency Hyperthermia in the Canine Prostate: Temperature Distribution Analysis. *J. of Biom. Eng.*, 1999, 121(4): 584-589
- [5] Henriques F C, Moritz A R. Studies of Thermal Injury I, The conduction of heat to and through skin and the temperature attained therein, a theoretical and an experimental investigation. *Am. J. Pathol.*, 1947, 23(4): 695-720
- [6] 朱光明, 刘伟等. 肢体传热的二维数值计算分析. 华中理工大学学报, 2000, 28(4): 98-99