

文章编号:1005-6122(2005)01-0066-04

微波热疗天线在生物组织中温度分布的模拟^{*}

席晓莉¹ 汪文秉² 王丽黎¹

(1. 西安理工大学自动化与信息工程学院, 西安 710048;

2. 西安交通大学电子与信息工程学院, 西安 710049)

摘要: 模拟微波肿瘤热疗条件下生物组织中的温度分布,对临床治疗中微波热疗天线的设计、选择及治疗方案的确具有重要意。本文结合电磁场的时域有限差分(FDTD)和温度场的有限差分方法模拟了微波热疗天线在生物组织中产生的温度分布。通过单极子天线对等效组织模型的加热温度模拟结果与实验测量结果比较,对微波热疗天线在生物组织中产生的温度场模拟程序进行了验证。

关键词: 时域有限差分,微波热疗,温度分布

Thermal Analysis of Microwave Hyperthermic Antennas in Biological Tissues

XI Xiao-li¹, WANG Wen-bing², WANG Li-li¹

(1. School of Automation and Information Engineering, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China;

2. School of Electronic Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049)

Abstract: Investigating temperature distribution in biological tissues produced by microwave hyperthermic antennas is very important for designing antenna and deciding the treatment scheme in clinic hyperthermia. In this paper, the electromagnetic fields in biological tissues were simulated using the finite-difference time-domain (FDTD) method, while the bioheat equation was numerically solved using the finite difference. The simulation results of the temperature distribution for an monopole antenna insert muscle-equivalent phantom have been compared with experimental results, and they are coincided well.

Key words: FDTD, Microwave hyperthermia, Temperature simulation

引言

目前临床肿瘤治疗以手术辅助放、化疗为主要方法,放化疗存在严重副作用。采用微波能量加热肿瘤组织的微波热疗,不仅可通过热效应直接杀灭肿瘤细胞,而且与化疗和放疗结合使用还可以提高肿瘤细胞对化疗和放疗的敏感性,减小常规剂量,提高治疗效果,减少毒副作用,此外,微波热疗还可以提高肌体的免疫力,达到对肿瘤组织较好的远期治疗效果。因此,作为一种有效的肿瘤辅助治疗方法,微波热疗近年来受到了日益广泛的重视^[1,2]。

在肿瘤微波热疗中,结构和电参数分布复杂的生物组织处于微波天线的近场区,直接影响天线的参数及辐射特性,另外在微波热疗中,直接影响治疗

效果的是组织中的温度分布,温度分布不仅与电磁场分布有关,而且与组织的热特性相关。正确模拟微波热疗天线在组织中的温度分布,对微波热疗天线及其阵列的设计、选择具有重要意义。本文采用时域有限差分(FDTD)求解组织中的电场能量分布,求解组织中的热传导方程,进而得到组织中的温度场分布,并通过单极子天线比较了等效组织模型加热效果与实验结果,二者吻合较好。

1 微波热疗天线在生物组织中温度分布的数值模拟

1.1 热传导方程的有限差分求解^[3,4]

存在微波源时,生物组织内的温度分布可用热传导方程表示为^[3]:

* 收稿日期:2004-01-05;定稿日期:2004-04-27

基金项目:陕西省教育厅自然科学基金资助项目(03JK086)

万方数据

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \frac{\sigma}{2} |E(r,t)|^2 - \rho_b C_b V_b (T - T_b) + Q_e \quad (1)$$
其中, T 为组织内的温度分布函数($^{\circ}\text{K}$), k 为热传导系数($\text{W}/\text{m} \cdot ^{\circ}\text{K}$), C 为比热($(\text{J}/\text{kg}) \cdot ^{\circ}\text{K}$), ρ 为密度(kg/m^3), ρ_b 为血液的密度(kg/m^3), C_b 为血液的比热容量($(\text{J}/\text{kg}) \cdot ^{\circ}\text{K}$), V_b 为血流速度($\text{m}^3/\text{kg} \cdot \text{s}$), σ 为组织的电导率(S/m), 包含媒质导电损耗和介质损耗, Q_e 表示组织与天线间的热交换, 不考虑天线的动态冷却时, Q_e 可忽略。

温度场的边界条件可根据具体情况选择, 一般在组织的截断边界可近似取为第一类边界条件, 即边界温度等于环境温度, $T = T_a$, T_a 为环境温度, 在组织与空气的分界面可取为第三类边界, 表示为:

$$k \frac{\partial T}{\partial n} = -h(T - T_a) \quad (2)$$

其中 h 为表面传热系数, 与生物组织的边界形状及环境有关, $\frac{\partial T}{\partial n}$ 为温度场沿边界法线方向偏导数。

采用有限差分方法求解温度分布, 对生物组织区域采用矩形网格剖分, 温度结点处于单元网格中心, 不规则边界采用台阶近似。在忽略组织与天线间的热交换时, 通过方程(1)的差分离散, 得到区域内网格点温度更新表达式:

$$T^{m+1}(i,j,k) = T^m(i,j,k) + \frac{\Delta t \cdot \sigma(i,j,k)}{2 \cdot C(i,j,k) \cdot \rho(i,j,k)} \cdot |E(i,j,k)|^2 - \frac{\Delta t}{\rho(i,j,k)C(i,j,K)} \rho_b C_b V_b(i,j,k) [T^m(i,j,k) - T_b] + \frac{k \Delta t}{\rho(i,j,k)C(i,j,K)} \cdot \left[\frac{T^m(i+1,j,k) + T^m(i-1,j,k) - 2T^m(i,j,k)}{\Delta x^2} + \frac{T^m(i,j+1,k) + T^m(i,j-1,k) - 2T^m(i,j,k)}{\Delta y^2} + \frac{T^m(i,j,k+1) + T^m(i,j,k-1) - 2T^m(i,j,k)}{\Delta z^2} \right] \quad (3)$$

式中上标 m 表示叠代时间步, (i,j,k) 对应空间网格的坐标, $|E(i,j,k)|$ 表示对应网格点电场的模, 其与网格点电场分量间的关系可表示为:

$$|E(i,j,k)| = \max \sqrt{E_x^2(i,j,k) + E_y^2(i,j,k) + E_z^2(i,j,k)} \quad (4)$$
根据边界条件更新边界网格点的温度, 第一类边界在初始条件确定后不用再更新, 第三类边界由式(2)离散后得到:

$$T^{m+1}(i_{\max},j,k) = \frac{kT^{m+1}(i_{\max}-1,j,k)}{k+h\Delta x} + \frac{T_a h \Delta x}{k+h\Delta x} \quad (5)$$

上式是针对 X 右边界点温度的更新形式, 对其它边界可作相应变化。

在沿 X 、 Y 和 Z 方向网格步长相同时 ($\Delta x = \Delta y = \Delta z = \delta$), 温度场叠代的时间步长与空间步长满足的稳定性条件为^[5]:

$$\Delta t_T \leq \frac{2\rho C \delta^2}{12k + \rho_b C_b V_b \delta^2} \quad (6)$$

1.2 电磁场的 FDTD 与热传导方程的联立求解

求解组织中的温度分布, 需要首先求解组织中的电磁场分布。采用 3 维 FDTD 方法求解微波热疗天线在生物组织中的电场能量分布, 网格剖分根据电磁场计算要求进行, 热传导计算时采用与电磁场计算相同的网格结构。电磁场各分量在单元网格中的分布同 Yee 元胞。采用 Mur 吸收边界。为了节省计算时间和内存, 对具有细微结构的天线区域采用亚网格技术, FDTD 的时间步长和空间步长满足 Courant 稳定条件, 可表示为^[7]:

$$\Delta t_{\text{FDTD}} \leq \frac{\sqrt{3}\delta}{v} \quad (7)$$

v 为媒质中的光速。该程序的具体实现见文献[11]。

当采用电磁场 FDTD 与温度场的有限差分联立求解组织中的温度分布时, 由于采用相同的空间步长, 利用公式(7)计算得到的 FDTD 时间步长远小于利用公式(6)得到的温度场时间步长。

当计算区域的空间步长取 1mm 时, 得到 FDTD 和温度场时间步长 (Δt_{FDTD} 和 Δt_T), 以常温肌肉组织和 6g/L NaCl 溶液为例, 其电参数和热物性参数及对应的时间步长见表 1。

表 1 组织的热物性参数、电参数 (2450MHz) 及对应的时间步长

组织名称	$\rho(\text{kg}/\text{m}^3)$	$C(\text{J}/\text{kg}/\text{K})$	$k(\text{W}/\text{m} \cdot \text{K})$	ϵ_r	$\sigma(\text{S}/\text{m})$	$\Delta t_{\text{FDTD}}(\text{s})$	$\Delta t_T(\text{s})$
肌肉	1040	3500	0.60	52.73	1.88	4.16×10^{-14}	1.011
6g/L NaCl 溶液	1050	4572	0.61	75.25	2.31	5.01×10^{-14}	1.312

注: 其中 6g/L 的 NaCl 溶液的热参数和电参数参考文献[8], 肌肉的热参数参考文献[5], 在 2450MHz 频率下的电参数参考文献[10]

比较 Δt_{FDTD} 和 Δt_T 可知,当电磁场为时谐场时,其达到稳态分布所需的时间(10000 个时间步用时小于 $1 \times 10^{-8} \text{s}$)仍远小于温度场叠代的一个时间步长。因此,模拟微波热疗天线在组织中产生的温度场分布时,可先采用电磁场的 FDTD 方法计算出组织中的稳态电磁场分布,得到空间网格点的电场模值,然后以电场分布为源,利用式(3)和式(4)求解组织中的温度分布,程序框图见图 1。对电磁场计算中的子网格区域,其电场分布及组织参数均采用对应大网格点的值代替,忽略导体的损耗。

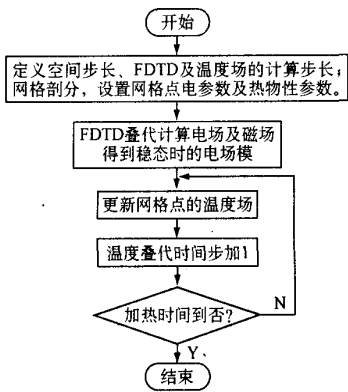


图 1 程序流程图

2 单极子天线加热等效组织模型的数值模拟和实验结果的比较

由于 6g/L 的 NaCl 溶液电参数和热参数与肌肉组织接近且配制容易,因此,常被用作肌肉组织的等效模型(等效体模)。本文同轴馈电的单极子天线对该等效体模的加热效果进行了数值模拟,并与实验测量进行比较,以验证数值计算结果。

2.1 实验装置

单极子天线采用耐高温的实芯聚四氟乙烯 SFF-50-3 型射频同轴电缆剥掉 17.5mm 的外导体形成。电缆的内导体外直径 0.93 mm,外导体内直径 3.0 mm,电缆外直径 4.50 mm。绝缘材料为聚四氟乙烯($\epsilon_r = 2.2$)。单极子天线插入等效体模深部,插入深度为 50mm,用频率 2450MHz、功率为 10W 的微波源对等效体模进行加热,见图 2。

采用安装在穿刺针内的半导体热敏电阻测量溶液^[12]的加热温度,信号采用屏蔽线引出。实验中,为了减小电磁场对测量数据的干扰及对测温探头的加热,测温 and 加热分时间段进行。

万方数据

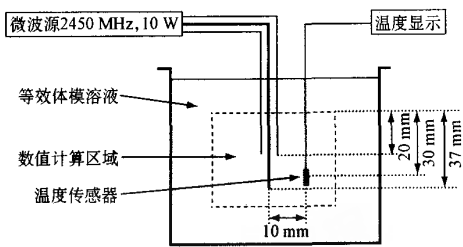


图 2 单极子天线加热组织模型溶液示意图

由于等效体模的体积和天线插入深度均很大,模型外场强分布很小,可按天线处于无限大均匀媒质的情况考虑,数值模拟取图 3 中虚线区域,体积为 $60\text{mm} \times 60\text{mm} \times 60\text{mm}$,FDTD 和温度场计算的空间步长均为 1mm,温度测量点的网格坐标为 (40,30,30)。

等效体模的电参数和热参数见表 1。FDTD 的时间步长取 $5 \times 10^{-14} \text{s}$,温度场的时间步长为 1s,FDTD 计算时间步长为 1500 步,温度场计算 10min 即 600 步。温度场边界近似为第一类边界条件,即边界温度与环境温度相同,等效体模的初始温度与环境温度同为 16.2°C 。

2.2 结果与分析

等效体模中电场模沿天线轴向截面分布的数值计算结果见图 3,大于 260V/m 的场值按 260V/m 显示,该分布对应的微波输入功率为 1W。在微波功率为 10W 情况下模拟得到该截面的温度分布见图 4。测量点温度的模拟结果与实验测量结果的比较见表 2。

表 2 等效体模中温度测量结果与数值计算结果的比较

时间	0min	2min	4min	6min	8min	10min
模拟值	16.2	34.85	44.27	50.40	52.83	58.26
测量值	16.2	30.5	39.2	45.5	49.3	54.3
相对差异	0	12.5%	11.5%	9.7%	6.7%	6.8%

实验结果与数值模拟结果的差异不超过 15%,实验结果基本验证了模拟结果的正确性。导致上述差异的原因有两方面,一是计算中微波源持续加热,而测量过程中,为了避免微波辐射对温度测量结果的影响,微波源均停止工作,这是造成测量结果比模拟结果偏小的一个主要原因;其次,温度传感器是封装在具有一定长度的穿刺针中,由于金属的导热性能很好,测量点上下一定范围的温度均会对测量结果造成影响;另外微波源功率输出存在的不稳定性

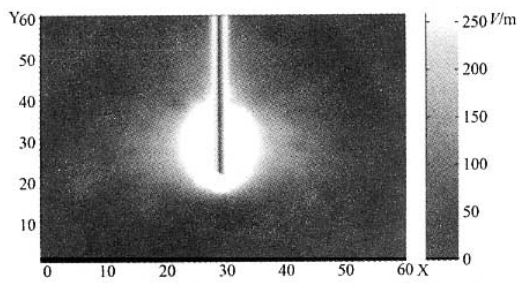


图 3 等效体模中电场模分布的数值计算结果

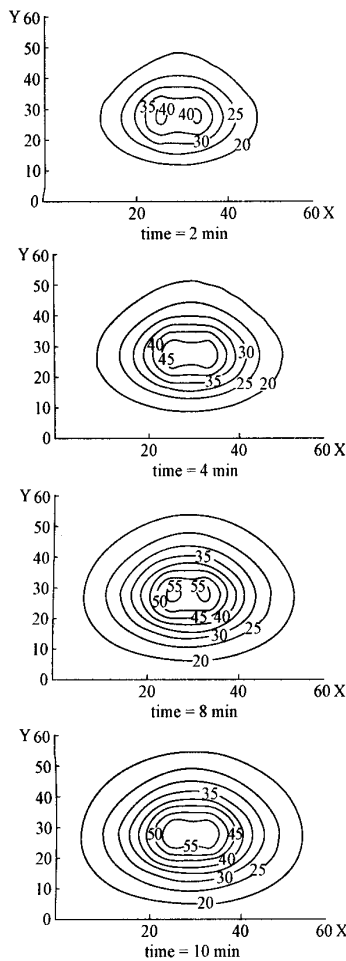


图 4 单极子天线在等效体模中温度分布的数值计算结果

也是影响实验精度的一个方面。

3 结论

本文结合电磁场的 FDTD 和温度场的有限差分方法,采用相同的空间网格结构,实现了微波热疗天线对生物组织加热效果的数值模拟,通过单极子天线对液体等效组织体模加热模拟结果与实测结果比

较,进行了验证,并对存在的差异进行了分析。通过模拟天线在生物组织中产生的温度场分布,指导微波热疗天线的选择及治疗方案的确定,实现对肿瘤组织的有效加热,减少对正常组织的损伤,对改善微波肿瘤热疗的临床治疗效果具有非常重要的意义。

参 考 文 献

[1] Wust P, Hildebrandt B, Sreenivasa G, et al. Hyperthermia in combined treatment of cancer. *The Lancet Oncology*. 2002,3:487 ~ 497

[2] Jan Vrba, Miroslav Lapes, Ladislav Oppl. Technical aspects of microwave thermotherapy. *Bioelectrochemistry and bioenergetics*, 1999,48:305 ~ 309

[3] Stavroulakis P. Biological effects of electromagnetic fields. New York: Springer, 2003; 261 ~ 264

[4] 陶文铨编著. 数值传热学. 西安:西安交通大学出版社,2001. 28 ~ 50

[5] Wang JQ, Fujiwara Q. FDTD Computation of temperature rise in the human head for portable telephones. *IEEE Trans Microwave Theory Tech*. 1999,47: 1528 ~ 1534

[6] Chou CK. Use of heating rate and specific absorption rate in hyperthermic clinic. *Int J Hyperthermia*, 1990,6:367

[7] Taflove A, Brodwin ME. Numerical solution of steady state electromagnetic scattering problem using the time - dependent Maxwell's equations. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*. 1975, 23(8):623 ~ 630

[8] 杭州大学化学系分析化学教研室编. 分析化学手册 [M] 第一分册. 化学工业出版社, 1979: 26 ~ 47

[9] Stogryn A. Equations for calculating the dielectric constant of saline water. *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, 1971,19:734 ~ 736

[10] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues; III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys Med Biol*. 1996, 41:2271 ~ 2293

[11] Xi XL, Wang WB. Modeling of interstitial applicators used for microwave hyperthermia of bone cancer based on subgridding FDTD method. *The 6th International Symposium on Antennas*, 2003, 10: 645 ~ 648

[12] 王华,汤池,范晓宇等. 微波热疗中高精度测温方法的研究. *中国医疗器械杂志*,2002,26(5):332 ~ 333

席晓莉 女,1967 年 12 月生,副教授。2004 年获西安交通大学电磁场与微波技术专业博士学位。研究方向:电磁场的生物效应及数值计算。

如何学习天线设计

天线设计理论晦涩高深, 让许多工程师望而却步, 然而实际工程或实际工作中在设计天线时却很少用到这些高深晦涩的理论。实际上, 我们只需要懂得最基本的天线和射频基础知识, 借助于 HFSS、CST 软件或者测试仪器就可以设计出工作性能良好的各类天线。

易迪拓培训(www.edatop.com)专注于微波射频和天线设计人才的培养, 推出了一系列天线设计培训视频课程。我们的视频培训课程, 化繁为简, 直观易学, 可以帮助您快速学习掌握天线设计的真谛, 让天线设计不再难...



HFSS 天线设计培训课程套装

套装包含 6 门视频课程和 1 本图书, 课程从基础讲起, 内容由浅入深, 理论介绍和实际操作讲解相结合, 全面系统的讲解了 HFSS 天线设计的全过程。是国内最全面、最专业的 HFSS 天线设计课程, 可以帮助你快速学习掌握如何使用 HFSS 软件进行天线设计, 让天线设计不再难...

课程网址: <http://www.edatop.com/peixun/hfss/122.html>

CST 天线设计视频培训课程套装

套装包含 5 门视频培训课程, 由经验丰富的专家授课, 旨在帮助您从零开始, 全面系统地学习掌握 CST 微波工作室的功能应用和使用 CST 微波工作室进行天线设计实际过程和具体操作。视频课程, 边操作边讲解, 直观易学; 购买套装同时赠送 3 个月在线答疑, 帮您解答学习中遇到的问题, 让您学习无忧。

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/cst/127.html>



13.56MHz NFC/RFID 线圈天线设计培训课程套装

套装包含 4 门视频培训课程, 培训将 13.56MHz 线圈天线设计原理和仿真设计实践相结合, 全面系统地讲解了 13.56MHz 线圈天线的工作原理、设计方法、设计考量以及使用 HFSS 和 CST 仿真分析线圈天线的具体操作, 同时还介绍了 13.56MHz 线圈天线匹配电路的设计和调试。通过该套课程的学习, 可以帮助您快速学习掌握 13.56MHz 线圈天线及其匹配电路的原理、设计和调试...

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/antenna/116.html>



关于易迪拓培训:

易迪拓培训(www.edatop.com)由数名来自于研发第一线的资深工程师发起成立,一直致力和专注于微波、射频、天线设计研发人才的培养;后于 2006 年整合合并微波 EDA 网(www.mweda.com),现已发展成为国内最大的微波射频和天线设计人才培养基地,成功推出多套微波射频以及天线设计经典培训课程和 ADS、HFSS 等专业软件使用培训课程,广受客户好评;并先后与人民邮电出版社、电子工业出版社合作出版了多本专业图书,帮助数万名工程师提升了专业技术能力。客户遍布中兴通讯、研通高频、埃威航电、国人通信等多家国内知名公司,以及台湾工业技术研究院、永业科技、全一电子等多家台湾地区企业。

我们的课程优势:

- ※ 成立于 2004 年, 10 多年丰富的行业经验
- ※ 一直专注于微波射频和天线设计工程师的培养,更了解该行业对人才的要求
- ※ 视频课程、既能达到了现场培训的效果,又能免除您舟车劳顿的辛苦,学习工作两不误
- ※ 经验丰富的一线资深工程师主讲,结合实际工程案例,直观、实用、易学

联系我们:

- ※ 易迪拓培训官网: <http://www.edatop.com>
- ※ 微波 EDA 网: <http://www.mweda.com>
- ※ 官方淘宝店: <http://shop36920890.taobao.com>