科学通报
第41卷 第12期 CHINESE SCIENCE BULLETIN 1996年6月

电容射频热疗中引入内电极对深部比吸收率分布影响*

万柏坤** 程晓曼 罗经国 林世寅 李丰彤 王 伟
（天津理工学院应用物理系，天津 300191） （天津肿瘤研究所，天津 300060）

关键词 电容射频热疗 内电极 比吸收率

温热疗法(Hyperthermia)近年来受到肿瘤临床的普遍重视[1,2]. 热疗中，如何设法有效地加热肿瘤患区，使之处于有效治疗高温范围(41～45℃)，并尽可能不损伤周围正常组织，是能否取得较好疗效的关键. 为此，首先要求热疗装置所产生热场分布的主要部分能覆盖住欲治疗区域. 加热场在生物介质中的分布形态可由其比吸收率分布来描述. 所谓比吸收率(specific absorption rate—SAR)是指单位质量生物组织所吸收的加热功率. 比吸收率SAR分布表征热疗装置对生物组织的加热能力. 根据有关热疗规范要求，热疗装置的50%SAR(相对于其最大值而言)分布应能覆盖住欲治疗区域[3]. 研究经验表明，若其80%等SAR线能包围肿瘤区，则基本上可达到既能有效杀死癌细胞，又不致损伤正常组织的理想热疗目标.

电容射频热疗(capacitive radio-frequency hyperthermia)是肿瘤临床中常用的高温治癌方法之一. 其中有两极板电容型(简称为两电容热疗)和三极板电容型(简称为三电容热疗). 电容耦合加热主要通过射频电流在组织中的损耗来产生热效应，因此其主热场范围(50%等SAR线所围区域)随电极面积增加而逐步加深. 但射频电流随着与电极距离增加而发散，导致电流密度随治疗深度增加而减小，随之深部加热效果减弱. 两电容热疗时，热场分布主要靠电极大小来调整，其有效热区多靠近小尺寸电极一侧；为达到深部加热目的，需使用较大面积的电极；当极板直径等于或超过极板间距时，大部分射频电流才能在由极板组成的柱体内流过，其相应的深部组织才能被加热；但因加热面积增大和深度增加而使电流密度降低，难以满足深部加热的要求1). 对三电容热疗来说，虽然可通过改变三个极板电压的相位、幅值和功率分配方式来调整热场(SAR)分布形态，但仍无法使射频电流集中在组织深部2). 目前，虽然电容射频热疗在表浅肿瘤治疗中取得了显著效果，而对深部治癌则往往难以奏效[2]. 因此，如何有效地调整和控制深部热场分布是电容射频热疗用于深部治癌时能否取得良好疗效的难点，至今尚无较好的解决方法.

1995-05-22收稿，1995-09-27收修改稿
* 国家自然科学基金和国家"八五"医学科技攻关资助项目
** 现在工作单位：天津大学精密仪器与光电子工程学院生物医学工程与仪器系，天津 300072
1) 万柏坤等. 两极板电容式射频热疗中比吸收率分布的模拟计算和体模实验研究. 中国生物医学工程学报，待发表
2) 万柏坤等. 三极板电容调相式射频热疗中比吸收率分布的模拟计算研究. 中国生物医学工程学报，待发表

本文拟采用在深部治疗热区引入附加内部电极的方法，研究该电极对深部热区比吸收率SAR分布的影响，以期探讨调整和控制深部热场分布的有效途径.

1 比吸收率SAR分布计算方法

考虑到处于射频(13.56 MHz)电磁场中的生物组织主要表现为电阻性介质，电场起主要加热作用，可采用似稳电场模型(quasi-stationary-state electric field model)来简化电磁场波动方程[4]，并使用有限单元方法(finite element method—FEM)[5]求电解电容射频热疗电场的拉普拉斯(Laplace)方程：

$$\nabla \cdot [\varepsilon (x,y) \cdot \nabla \varphi (x,y)] = 0, \tag{1}$$

其中$\varepsilon(x,y)$为生物组织的电介质系数；$\varphi(x,y)$为其中电势分布函数. 此外，在电容极板处需满足边界条件：

$$\begin{aligned} &\varphi(x,y)|_{\text{电极1处}} = U_1, \\ &\varphi(x,y)|_{\text{电极2处}} = U_2, \\ &\varphi(x,y)|_{\text{电极3处}} = U_3(\text{三电容热疗}). \end{aligned} \tag{2}$$

对三电容热疗，为有利于各路功率匹配，减少反射损失，提高加热效率，其三个极板的电势要满足矢量和为零的条件：

$$\boldsymbol{U}_1 + \boldsymbol{U}_2 + \boldsymbol{U}_3 = 0. \tag{3}$$

采用有限元数值计算方法，求得各单元内势场$\varphi(x,y)$，相应的电场为

$$\boldsymbol{E}(x,y) = -\nabla\varphi(x,y). \tag{4}$$

根据比吸收率SAR的定义，对于电磁波加热场合[5]，各结点处SAR值为

$$\begin{aligned} \mathrm{SAR}(x,y) &= (1/2)\sigma(x,y)\,|\,\boldsymbol{E}(x,y)\,|^2/\rho(x,y) = \\ &(1/2)\sigma(x,y)[\,|\,E_x\,|^2 + |\,E_y\,|^2]/\rho(x,y), \end{aligned} \tag{5}$$

$\sigma(x,y)$和$\rho(x,y)$分别为结点处生物组织的导电率和密度.

为便于研究引入内电极对深部热场的调控作用，模拟计算在均匀组织中进行，以排除非均匀介质对热场分布的影响. 本文取生物介质为均匀肌肉组织，其物理参数为：密度$\rho = 1.07$ g/cm^3，介电常数$\varepsilon = 81.5$，导电率$\sigma = 0.628$ s/m[6].

2 模拟计算结果与讨论

我们分别作了两电容热疗和三电容热疗中引入内电极时深部热场(SAR)分布的模拟计算. 在两电容热疗中使用两种不同尺寸圆形电极，其上电极直径分别为8 cm和22 cm，下电极直径皆为22 cm(见图1). 在三电容热疗中使用三个方形电极，其尺寸均取12 cm×12 cm，下面两电极间距也为12 cm(见图2). 由于三电容热疗可通过改变三个极板电压的相位、幅值和功率分配方式来调整热场，故其分布形态较多，本文仅举上极板功率为100 W，下面两极板功率为400 W时(热场偏向下部)加热情况为例(见图2). 内电极的电位取两种方式，其一是接地，即保持内电极为零电位点(见图1(a),(b)和图2(a))；其二是接某一电容极板，相当于将该电容极板移至内电极处(见图1(c)和图2(b). 根据有关热疗规范，要求热疗装置的50% SAR分布覆盖住欲治疗区域[3]. 因此，图中分别画出10%、50%和80%相对等SAR线，其

SAR 的 100％规一化值均取各自最大 SAR 值处．其中 10％的等 SAR 线表明加热功率的 90％沉降在该曲线所包围的区域内．

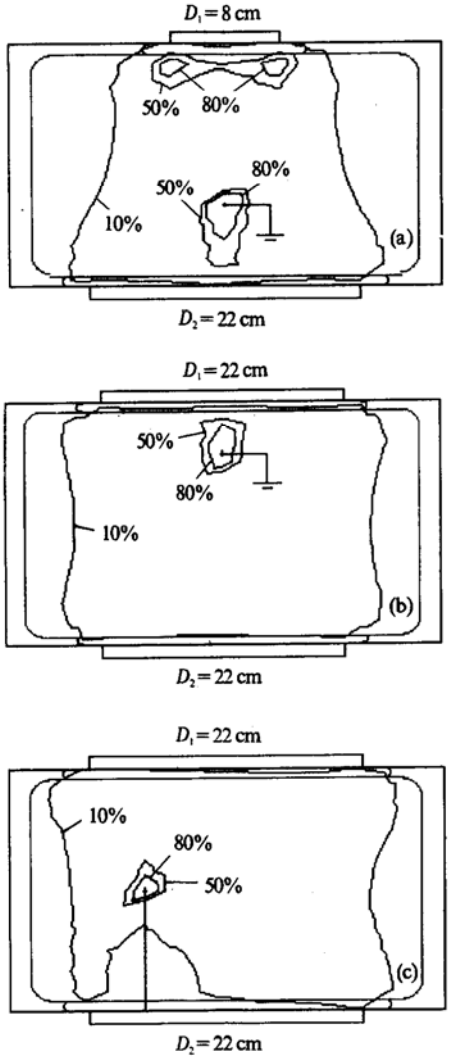


图 1　两电容热疗中引入内电极对深部 SAR 分布影响

(a) 上电极 D_1=8 cm，下电极 D_2=22 cm，接地内电极在中心轴线上，距下极板 6.7 cm；(b) 上电极 D_1=22 cm，下电极 D_2=22 cm，接地内电极在中心轴线上，距上极板 4.4 cm；(c) 电极尺寸同(b)，内电极接下极板，位置居中偏左，距中心轴线 7.3 cm，100％规一化值均取各自最大 SAR 值点，体模尺寸为 32 cm×32 cm×20 cm

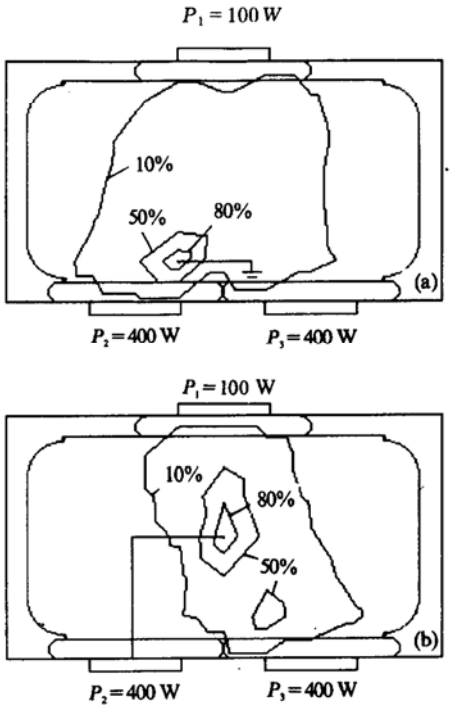


图 2　三电容热疗中引入内电极对深部 SAR 分布影响

上极板功率 P_1=100 W；下两极板功率 P_2=P_3=400 W．(a) 引入零电位内电极(距中心轴线偏左 5.6 cm，距下极板 4.1 cm)；(b) 内电极接左下极板(位置居中)100％规一化值均取各自最大 SAR 值点，体模尺寸为 44 cm×32 cm×23 cm

由模拟计算结果可知：引入内电极将显著改变热场分布，使热场集中于该电极周围．这主要是因为接有固定电位的内电极会改变引入区域的电位分布，在内电极周围引起电位突变，使该部位电场梯度增大．由于电容耦合加热主要通过射频电流在组织中的损耗来产生热能，因此内

电极附近密集的电力线必然引起其周围电流密度陡然增大,热场明显集中,这即是电容射频热疗中常见的电极边缘效应. 由于该效应的存在,很易在电极周围产生过热点. 临床中要防止加热极板附近热点的出现,而本文则要利用这一效应来调整和控制内电极附近的热场. 由图1(a)可见两电容热疗中使用大小不同尺寸电极时,若在靠近大尺寸电极处引入零电位内电极,则其主要热场将随内电极由靠近小尺寸电极一侧移向大尺寸电极附近. 在图1(b)中使用两面积相等的大极板,引入零电位内电极后,50%SAR的主热场则局限在内电极周围较小范围里,80%SAR的高热区也集中在内电极附近. 故可大幅度提高加热功率,而不必担心其它区域会产生过热. 这显然比未引入内电极时的热场分布更有利于深部肿瘤的热疗.

应当指出的是,并非在任意位置引入接地内电极都能使其附近热场产生上述显著集中效果. 我们在模拟计算中发现,当接地内电极正好位于原电场中零电位点、线、面(例如与两电容极板等距离的中心平面)附近时,则引入接地内电极对热场分布形态影响不大. 反之,若在电场变化剧烈位置引入接地电极(如电容极板附近),则对热场分布形态影响较大.

为在原电场中零电位点、线、面处也能发挥内电极改变热场分布形态的作用,可采取将内电极接某一电容极板的办法. 图1(c)即在两等面积电容极板的情况下,将内电极接下极板. 由图中可见,虽然内电极正好位于原电场中零电位面(与两电容极板等距离中心平面)上,但主热区跟随内电极位置变化而转移,并且高热区集中于该电极周围.

从图2也可以看到在三电容热疗中引入内电极对深部SAR分布的显著影响. 图2(a)是引入零电位内电极后热场围绕内电极重新分布的情形;(b)是内电极接电容极板后使热场集中于内电极的情形. 模拟计算中发现,虽然引入接地内电极对热场分布形态有较大影响,但若将内电极接某一电容极板则对热场分布形态影响更为显著.

本文用模拟计算方法研究了引入内部电极(接地或接极板)对电容射频(13.56 MHz)热疗深部热区比吸收率(SAR)分布的影响. 示例说明:引入内电极将显著改变整个热场分布形态,不仅可使主热区(50%SAR所围区域)围绕内电极重新分布,而且可使高热区(80%SAR所围区域)集中于该电极周围;通过适当地调整内电极位置及其加电方式(接零电位或接电容极板电位)可有效地控制深部区域的SAR分布形态. 该研究结果将有可能为深部肿瘤热疗提供新途径.

参 考 文 献

1 林世寅. 第五届国际肿瘤会议概述. 中国肿瘤临床, 1989, 16(4): 239~251

2 金井 宽. ハイパサーミイアの问题点と展望. Japanese J of BME, 1992, 6(5): 48~55

3 Kikuchi M. Guide to the use of hyperthermia equipment 1. capacitive radio-frequency heating. Int J Hyperthermia, 1993, 9(3): 341~360

4 Macier J. A quasi-static model for the ring capacitor applicator. IEEE BME, 1989, 36(10): 995~998

5 Strohbehn J W. Use of the Finite Element Method in Computerized Thermal Dosimetry. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1990. 383~450

6 Cautherie M. Methods of External Hyperthermic Heating. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1990. 9~21