聚焦超声热疗二维稳态温度场模拟*

钱盛友　王鸿樟　孙福成
(上海交通大学生物医学工程系　200030)

本文运用差分法求解了聚焦超声加热的二维稳态温度场,比较了声场与温度场的特征,分析了耦合层厚度与治疗区大小、位置的关系。

关键词　热疗,聚焦,耦合层,温度场

Simulations of 2-D steady state temperature field induced by focused ultrasound in hyperthermia

QIAN Shengyou　WANG Hongzhang　SUN Fucheng
(Department of BME, Shanghai Jiaotong University, Shanghai · 200030)

The distribution of 2-D steady state temperature field induced by focused ultrasound heating has been calculated with difference method. Characteristics of sound field and temperature field, and the relation between the width of coupling layer, the size and the position of treated area are presented.

Key words: hyperthermia, focused, coupling layer, temperature field

1　引　言

超声作为肿瘤治疗的一种手段,已得到普遍认同。根据治疗的特点,此方法可分为:温热疗法和高强度聚焦超声疗法。温热疗法需在较长时间内将治疗区的温度精确控制在43～46℃间,从而抑制细胞生长、减少细胞活力;高强度聚焦超声疗法则可在极短时间内使治疗区温度达到70℃以上,如此高温可直接使病变组织消融,同时有非热效应。近年来,高强度聚焦超声疗法发展非常迅速。高强度聚焦超声加热时,为避免损伤正常组织,有必要了解正在治疗的范围。本文从生物热传导方程出发,用差分法求解了凹球面聚焦换能器在生物体内产生的温度场,给出了温热及高强度聚焦超声疗法相应的区域,并对耦合层对治疗区的影响进行了研究。

2　生物热传导方程

求解热疗中组织内的温度分布,可采用Pennes提出的各向同性生物组织中的热传导方程,其一般形式为[1]:

$$\rho C\frac{\partial T}{\partial t}=\kappa\nabla^2T+W_bC_b(T_b-T)+Q_m+Q_v \quad (1)$$

式中:ρ、C、κ分别为生物组织的有效密度、比热、导热系数,C_b和W_b为血流比热和血流率,Q_m为生物反应热,Q_v为外加容积热源,T为组织温度,T_b为进入加热区的血液温度。假定加热前,组织内各点温度均为T_0,血流率为W_{b0};进入加热区的血液温度与加热无关,则有:$T_0-T_b=Q_m/(W_{b0}C_b)$。引入温升变量:$\overline{T}=T-T_0$,则方程(1)可化为:

$$\rho C\frac{\partial\overline{T}}{\partial t}=\kappa\nabla^2\overline{T}-W_bC_b\overline{T}+Q_m\left(1-\frac{W_b}{W_{b0}}\right)+Q_v \quad (2)$$

由此可见,假定血流率恒定,则可不考虑Q_m的影响,求解此方程,仅需先求出热源项。

*　国家自然科学基金资助,项目号:39670216
第一作者:钱盛友:男,现在湖南师大物理系工作
收稿日期:97-1-10;最后修回日期:97-3-10

3 热源分布

超声热疗时, 组织中某点的外加热源, 即因声衰减而引起的声吸收率, 由声场特性决定。如图 1 所示的凹球面聚焦换能器, 球心 O 处的声压幅值为:

$P = 2\pi f \rho u_0 (R - \sqrt{R^2 - a^2})\, e^{-\alpha R}$, u_0 为辐射面振速幅值;

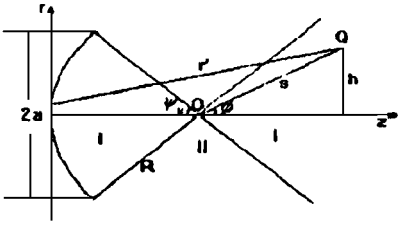


图 1 凹球面聚焦换能器声场

Ⅰ、Ⅱ区中任一点的声压幅值为[2]:

$$P = \left| \frac{2f\rho u_0 R}{s} \left(\int_{r'_{\min}}^{r'_{\max}} i\beta(r') e^{ik_c r'} dr' + \frac{\pi\sigma}{k_c} F \right) \right|$$

式中:

$$F = \begin{cases} \exp(ik_c(R+s)) - \exp(ik_c\sqrt{R^2+s^2+2Rs\cos(\Psi_u - \sigma\phi)}) \\ 0 \end{cases}$$

$$\sigma = \begin{cases} -1 & z < R \\ +1 & z > R \end{cases}$$

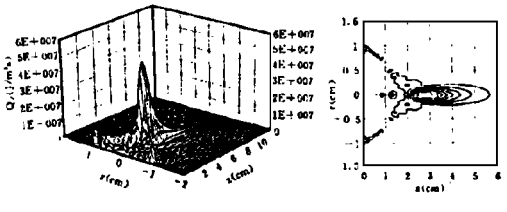
$$\beta(r') = \cos^{-1} \begin{cases} \dfrac{(R^2 - a^2)^{1/2} + h - [(r'^2 + s^2 - R^2)/2s]\cos\phi}{\{r'^2 - [(r'^2 + s^2 - R^2)/2s]^2\}^{1/2}} \sin\phi \end{cases}$$

$h = z - R$

$r'_{\min} = (R^2 + s^2 + 2Rs\cos(\Psi_u + \phi))^{1/2}$

$r'_{\max} = (R^2 + s^2 + 2Rs\cos(\Psi_u - \phi))^{1/2}$

$k_c = i\alpha + 2\pi f / c$, α 为组织衰减系数。



(a) 热源分布图 (b) 源等值线图

图 2 r-z 平面内热源分布及等值线图

若衰减完全由吸收引起, 则 Q 点的热源[3]: $Q_v = \alpha P^2 / \rho c$, 利用上式, 取 $R = 3.5 \times 10^{-2}$ m、$a = 1.0 \times 10^{-2}$ m、$f = 1$MHz、$\alpha =$ 80dB/m · MHz、$\rho = 1016$kg/m^3、$c = 1500$m/s, 换能器表面声强为 10^5W/m^2, 计算结果如图 2。

4 二维稳态温度场计算

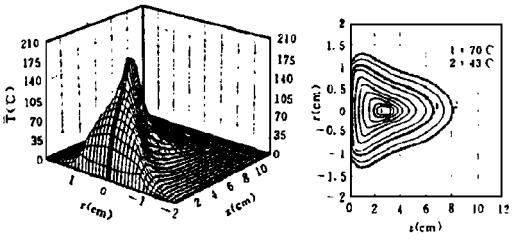
由于血流的作用, 超声加热过程中, 组织内的温度可在较短时间内达到稳定[4]。考虑到凹球面聚焦换能器产生的热源具有轴对称性, 如前述, 不计 Q_m 的影响, 热传导方程(2)的稳态形式可表示为:

$$\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(\kappa r \frac{\partial \overline{T}}{\partial r}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\kappa \frac{\partial \overline{T}}{\partial z}\right) - W_b C_b \overline{T} + Q_v = 0$$

采用内节点法对计算区域进行网格划分, 选用分段线性分布型线和控制容积法导出离散方程, 最终可得到如下形式的线性方程[5]:

$$a_p \overline{T}_p = a_e \overline{T}_e + a_w \overline{T}_w + a_n \overline{T}_n + a_s \overline{T}_s + b$$

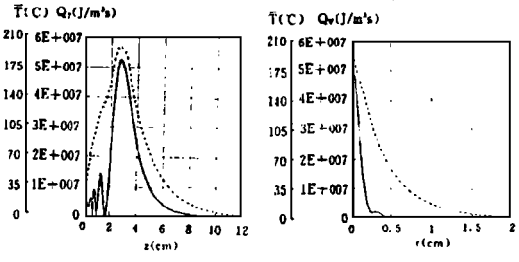
其中: e、w、n、s 为节点 p 四周相邻的节点, 通过多次迭代, 即可求出二维温度分布。



(a) 温度分布 (b) 等温线图

图 3 r-z 平面内温度分布及等温线图

由于传导方程为线性方程, 假定边界温度恒定且与组织内各点的初温一致, 则超声源功率增大 n 倍, 稳态温升也会增大 n 倍。如果恒温边界温度与组织初温不同, 仅需在源



(a) 轴向($r = 0$cm 时) (b) 侧向($z = 2.72$cm 时)

——: 热源 ·····: 温度

图 4 热源和温度沿轴向及侧向的分布

项中增加一常数项, 亦可将边界条件表示为温升变量恒为 0 的形式。

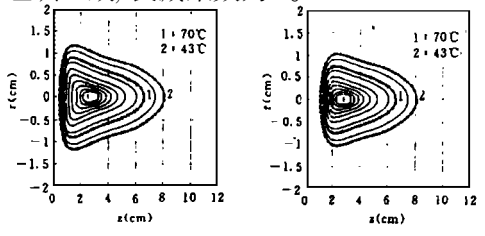
利用上述方法, 本文计算了边界温度恒为组织初温、声源参数同前情况下的二维稳态温度场, 并在等温图中特别标出了 43℃、70℃所围范围。考虑到热源函数的特点, 在图 1 所示坐标系中, 计算区域确定为: $z = 0 \sim 12 \times 10^{-2}$m, $r = -2 \sim 2 \times 10^{-2}$m; z 方向步长为 1.0×10^{-3}m, r 方向步长为 5.0×10^{-4}m。相关参数: $\kappa = 0.5$W/m℃, $W_b = 5.0$kg/m^{3}s, $C_b = 3770.0$J/kg℃。结果如下:

(1) 超声直接辐照软组织

由以上各图可以看到: 由于热传导, 热源函数的最大值出现在 $z = 2.72$cm 处, 即声焦点处, 而温升最大值在 $z = 2.56$cm 处; 热源近声源处有较大起伏, 而温度分布近声源处梯度较大, 总体分布较光滑; 此外, 两者等值线的形状也有很大差异。

(2) 超声经不同厚度耦合层辐照软组织

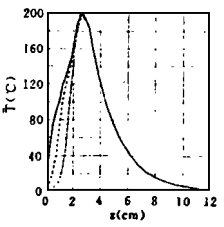
图 5 为耦合层厚度为 0.8cm、1.6cm 时等温线分布。计算时, 假定耦合层声、热特性与组织一致, 衰减系数为 0。



(a) 0.8cm　　(b) 1.6cm

图 5　不同厚度耦合层等温线分布

图 6、7 给出了不同厚度耦合层相应的轴向及侧向温度分布。由图可知, 耦合层的引入, 最大温升会稍降低, 但位置几乎不变; 近声源处温升下降较明显, 但远场温升几乎不受影响; 从等温线图中可以看到, 随着耦合层厚度增加, 43℃、70℃等温线近声源端会逐渐远离声源, 侧向范围也相应减少, 而远端位置几乎不变。在保证温升最大值位于病灶区中心的前提下, 可适当增加耦合层厚度, 使治疗区局限于更小范围。这一点, 在经直肠聚焦超声前列腺治疗中尤为重要。此外, 如果预知了病灶大小、位置, 则可设定 43℃等温线在该范围以内, 由此可推算出最优声源功率, 以保证治疗安全、高效。



——: 0cm,
——: 0.8cm,
……: 1.6cm

图 6　不同厚度耦合层轴向温度分布 ($r = 0$cm 时)

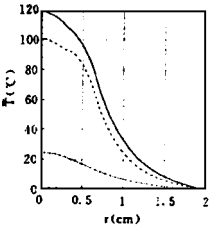


图 7　不同厚度耦合层侧向温度分布 ($z = 1.2$cm 时)

5　结　论

通过数值计算和分析, 可得如下结论:

(1) 声场分布不同于温度场, 温升最大位置并非位于声焦点;

(2) 耦合层可使近声源处温升降低, 但对远处影响很小;

(3) 耦合层厚度增加, 可使治疗区域缩小;

(4) 改变耦合层厚度及声源功率, 可控制治疗区域。

参考文献

1　H. H. Pennes, Appl. physiology, 1948; 1(2): 93～122

2　E. L. Madsen, M. M. Goodsitt, J. A. Zagzebski, J. A. S. A. 1981; 70(5): 1508～1517

3　T. J. Cavicchi, W. D. O'Brien, J. Acoust. Soc. Am. 1984; 76(4): 124～125

4　Junru Wu, J. D. Chase, Zhemin Zhu, T. P. Holzpfel, Ultras, Med. Biol, 1992; 18(5): 495～512

5　陶文铨. 数值传热学, 西安交通大学出版社, 1995