

# HIFU 焦域的温度分布模拟及其疗效分析

宿慧丹<sup>1</sup>, 戴思捷<sup>2</sup>, 郭各朴<sup>1</sup>, 马青玉<sup>1</sup>

(1. 南京师范大学物理科学与技术学院, 江苏 南京 210023)

(2. 南京师范大学强化培养学院, 江苏 南京 210023)

**[摘要]** 高强度聚焦超声(HIFU)是一种非侵入性、对正常组织无损伤且不易引起癌细胞转移的肿瘤治疗手段, 对其治疗过程中的疗效以及肿瘤周围正常组织破坏情况的监测是实现 HIFU 治疗剂量精准控制的关键. 本文首先从 HIFU 局部组织加热出发, 建立了 HIFU 治疗系统模型, 利用有限元数值模拟了 HIFU 焦域的声场以及温度场分布, 并研究了换能器参数、超声功率、治疗时间对焦域温度分布的影响. 结果表明, 随着治疗时间的增长, 焦点温度上升, 逐渐形成椭球状的焦域; 在达到治疗疗效时, 即焦域径向 $\pm 0.4$  mm 椭球范围内的组织温度达到了 343 K (70 °C) 时, 随着换能器结构系数(半径/焦距)的减小, 所需要的治疗时间增长, 所形成的焦域不断扩大, 其轴向宽度与径向宽度比值增大, 焦域变得细长, 焦点处的温度逐渐降低. 本研究对已知结构系数的聚焦换能器的焦域温度场仿真, 可以为 HIFU 治疗中的温度估计和监控提供新方法, 也可对疗效评估和剂量控制提供新技术.

**[关键词]** HIFU 治疗, 结构系数, 温度分布, 疗效评估

**[中图分类号]** O426.2 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1001-4616(2017)01-0144-07

## Numerical Studies on Temperature Distribution Analysis and Treatment Efficacy Evaluation for High Intensity Focused Ultrasound Therapy

Su Huidan<sup>1</sup>, Dai Sijie<sup>2</sup>, Guo Gepu<sup>1</sup>, Ma Qingyu<sup>1</sup>

(1. School of Physics and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

(2. Honors College, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

**Abstract:** High intensity focused ultrasound(HIFU) is a non-invasive therapeutic medical treatment modality, which can destroy tumor tissues without damaging to the surrounding normal tissues and has less possibility of cancer metastasis. The key issue of accurate HIFU therapeutic dosage control is how to monitor the efficacy in the process of HIFU treatment. Based on HIFU localized tissue heating, the model of HIFU treatment is established using the finite element method(FEM), and the numerical simulations of the acoustic and temperature fields at HIFU focal region are developed. The influences of transducer parameters, acoustic power and treatment time on temperature distribution at the focal region are discovered. It is proved that, with the increasing treatment time, the ellipsoidal focal region forms gradually with a rising temperature distribution. Once reaching HIFU treatment efficacy, the temperature of the focal region (in radial $\pm 0.4$  mm) reaches 343 K (70 °C), with the decrease of the structure coefficient(radius/focal length) of the transducer, the required treatment time increases, producing a narrower ellipsoidal focal region with an enhanced ratio between the radial width and axial width. Therefore, the simulations of temperature field for the transducer with a known structure coefficient in this study provide a new method for temperature estimation, efficacy evaluation and dose control in the HIFU therapy.

**Key words:** HIFU therapy, structure coefficient, temperature distribution, efficacy evaluation

高强度聚焦超声<sup>[1-4]</sup>(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)利用超声波的易聚焦性和组织的穿透性, 将换能器发射的超声波聚焦到体内肿瘤靶区处, 通过超声波的声热效应在焦域处产生 65 °C 以上的高温, 使肿瘤组织在很短的时间内发生凝固性坏死, 达到治疗肿瘤的目的. HIFU 治疗技术具有非介入、创伤

收稿日期: 2016-09-29.

基金项目: 国家自然科学基金(11604156、11474166)、江苏省自然科学基金(BK20161013)、中国博士后科学基金(2016M591874)、江苏高校优势学科建设项目.

通讯联系人: 马青玉, 博士, 教授, 研究方向: 电子技术、信息处理和声学. E-mail: maqingyu@njnu.edu.cn

小、康复快,且不易引起癌细胞转移<sup>[5]</sup>的优点,被认为是 21 世纪最有应用潜力的肿瘤局部治疗新技术之一。HIFU 治疗疗效和换能器焦域、超声强度、治疗时间以及组织差异有关,为确保 HIFU 治疗的可靠性和安全性,温度控制是一个关键,既要杀灭肿瘤细胞,又不损伤周围的正常组织,因此监测 HIFU 治疗过程中的实时温度分布对肿瘤治疗的临床应用具有重要的意义。

在各种测温技术中,微型热电偶探针有损测温技术<sup>[6]</sup>虽然精度较高,但探针插入影响 HIFU 声场分布,还可能引起癌细胞转移。微波测温技术<sup>[7]</sup>利用组织温度和热辐射的关系,通过体外测量体内的热辐射来推测体内温度,但渗透深度有限,测量精度较差。磁共振成像(MRI)测温技术<sup>[8]</sup>利用 MRI 成像无创伤和无电离辐射的优点,通过和温度相关的扩散系数、质子共振频率或豫迟时间的测量实现组织温度图像的重建,具有良好的温度分辨率,但时间分辨率不高,且设备价格昂贵。超声测温技术<sup>[9-13]</sup>根据超声声速、超声回波时移、超声非线性等模型,通过不同温度下组织声速、声阻抗、非线性声参量等特性参数的测量来实现温度监测,但这些参数的温度变化较小,测量的精度较低。B 超成像虽然可以用来引导 HIFU 定位,监测肿瘤病灶治疗前后的供血变化,但是超声回波不能用来进行 HIFU 治疗过程中的温度监控和实时疗效评价。

本文通过理论模拟的方法研究了 HIFU 焦域的声场分布以及温度场分布,利用有限元搭建了三维的 HIFU 治疗系统模型,计算了 HIFU 热疗过程中圆柱体组织模型焦域处的声场分布,并利用 Pennes 方程建立了焦域的温度场模型,同时,还研究了在不同换能器结构系数作用下,组织模型的温度以及焦域随作用时间的变化,在 HIFU 焦域径向 $\pm 0.4$  mm 范围内达到组织凝固临界温度 343 K(70 °C)时,分析了不同换能器结构系数与焦点温度以及焦域形状、范围的关系,证明利用换能器的结构系数均可以实现精确的温度监测,同时实现 HIFU 治疗超声剂量的控制,在超声治疗中有着良好的应用前景。

## 1 原理和模型

高强度聚焦超声治疗系统的原理图如图 1 所示。在不考虑非线性波与剪切波的影响前提下,由于凹球面聚焦换能器和组织模型的轴对称性,可以由二维轴对称圆柱坐标下的齐次亥姆霍兹方程来计算焦域内的声场分布<sup>[14]</sup>:

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[ -\frac{r}{\rho_c} \left( \frac{\partial p}{\partial r} \right) \right] + r \frac{\partial}{\partial z} \left[ -\frac{1}{\rho_c} \left( \frac{\partial p}{\partial z} \right) \right] - \left[ \left( \frac{\omega}{c_c} \right)^2 \right] \frac{rp}{\rho_c} = 0, \quad (1)$$

式中, $r$ 和 $z$ 分别是径向和轴向坐标, $p$ 是声压, $\omega$ 是角频率, $\rho_c$ 为介质密度, $c_c$ 为介质内的声速。考虑到超声在介质和组织中传播衰减的阻尼特性,定义 $\alpha$

为声衰减系数,则声波的波数 $k = \omega/c - i\alpha$ ,介质密度 $\rho_c = \rho c^2 / (\omega/k)^2$ ,其中, $\rho$ 为未考虑声衰减的介质密度, $c$ 为未考虑声衰减的介质内的声速。

超声在组织中传播时,部分能量被组织吸收,转化为热能。超声的热效应是超声热疗的基本原理。单位体积单位时间内组织吸收热量 $Q$ (热源)可以由声强的空间梯度 $Q = -\nabla \cdot I$ 来计算<sup>[15]</sup>,其中声强 $I = \langle pv \rangle$ , $p$ 为声压, $v$ 为质点振动速度, $\langle \rangle$ 代表时间平均。在凹球面聚焦声场中,在平面波近似下,焦点处的声强 $I = \langle p^2 \rangle / \rho_l c_l$ ,则热源的表达式为:

$$Q = 2\alpha_a I \approx 2\alpha I = \frac{2\alpha}{\rho_l c_l} \langle p^2 \rangle, \quad (2)$$

式中, $\alpha_a$ 是吸收系数, $\alpha$ 为声衰减系数, $\rho_l$ 和 $c_l$ 分别为组织密度和组织内声速。为了准确预测超声热效应引起的组织温度变化,引入目前最为广泛应用于描述组织在超声作用下的温度场模型—Pennes 生物热传导方程(Bio-heat transfer equation)<sup>[16]</sup>:

$$\rho_l C_l \frac{\partial T}{\partial t} = K_l \nabla^2 T - \omega_b C_b (T - T_0) + Q, \quad (3)$$

式中, $\rho_l$ 、 $C_l$ 和 $K_l$ 分别代表组织密度、比热和热导率, $T$ 为组织温度, $T_0$ 为初始温度,设为 293 K(20 °C)。  $C_b$ 和 $\omega_b$ 分别代表血液的比热和灌注率。右边第一项代表热传导,第二项代表血流对流,第三项代表超声热

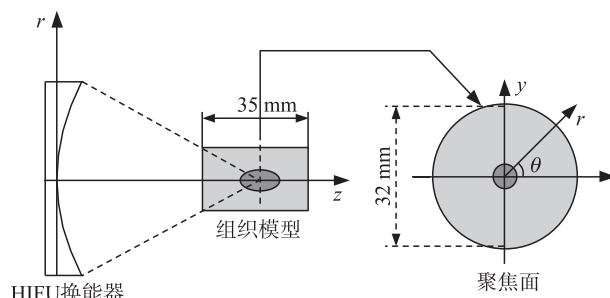


图 1 HIFU 治疗系统原理图

Fig. 1 Sketch map of HIFU therapy

源. 本文重点研究组织温度变化与超声功率和作用时间、换能器结构参数的关系,同时为了简化计算,不考虑血管的影响,令灌注率 $\omega_b=0$ . 式(3)可以简化为:

$$\rho_t C_t \frac{\partial T}{\partial t} = K_t \nabla^2 T + Q.$$

(4)

为了研究不同换能器对 HIFU 治疗中温度分布的影响,定义换能器结构系数 $a=r/R$ ,其中, $r$ 为换能器的张口半径, $R$ 为换能器的焦距.

为了实现 HIFU 焦域的精确温度测量和疗效评估,利用有限元数值模拟技术建立仿真模型,采用二维轴对称下的声波动方程计算了 HIFU 声场和温度场的分布,模拟了 HIFU 治疗过程中,不同的聚焦换能器在不同超声功率作用下组织焦域的声场和温度场分布. 由于声传播和组织系统的对称性,计算中 HIFU 声场和温度场分布采用二维轴对称的柱坐标模型,其中轴向 $z$ 是声传播方向, $r$ 是半径方向,仿真区域为超声换能器、水域环境以及组织模型.

为了保证计算精度的前提下提高计算速度,水域环境区域剖分网格尺寸为 $\lambda_{\text{Water}}/4\approx0.33\text{ mm}$ ,组织区域和焦域的剖分网格尺寸分别为 $\lambda_{\text{Tissue}}/4\approx0.35\text{ mm}$ , $\lambda_{\text{Tissue}}/6\approx0.23\text{ mm}$ . 仿真所用的球壳聚焦超声换能器中心频率为 1.13 MHz,直径为 10 cm,焦距依次为 6 cm、8 cm、10 cm、12 cm 和 14 cm,对应的换能器结构系数 $a$ 依次为 0.83、0.63、0.5、0.42 和 0.36. 建立了一个直径和高度分别为 3.2 cm 和 3.5 cm 的圆柱形组织模型,将其中心放置在超声换能器的焦域处. 仿真中采用的组织模型是一种蛋清作为温度敏感指示剂的仿组织透明凝胶<sup>[17]</sup>,这种凝胶模型的物理参数和人体组织较为接近. 计算中所用的水和凝胶组织模型的相关参数如表 1 所示,为了作为比较,将人体组织的相关参数作为参考. 在 HIFU 治疗过程中,随着超声的作用,组织模型内部 HIFU 焦域的温度会升高并呈现中间高周围低的分布,且随着治疗时间的增长,焦域范围扩大,焦点处的温度升高.

表 1 在室温 293 K(20 ℃)时,模型仿真时所用到的参数  
Table 1 Parameters used in simulations at the room temperature of 293 K(20 ℃)

参数	水	蛋清凝胶	人体组织
密度(kg/m <sup>3</sup> )	1 000	1 044	1 000~1 100
声速(m/s)	1 500	1 568	1 450~1 640
衰减系数(Np/m/MHz)	0.025	8.55	4.03~17.27
比热容(J/kg/K)	N/A	3710	3 600~3 890
导热系数(W/m/K)	N/A	0.59	0.45~0.56

2 数值计算

仿真过程中,对于不同的聚焦换能器,设置其表面振幅分别为 6.2 nm、6.7 nm、7.7 nm、9.2 nm 和 10.2 nm,模拟 HIFU 治疗过程中焦域处的声压及声强分布,通过焦域轴向声压衰减 6 dB 范围内焦平面上的声强的曲面积分得到超声功率,并以这些声功率作为 HIFU 的声源参数进行数值模拟,具体的聚焦换能器声功率的计算值如表 2 所示.

表 2 不同换能器在不同表面振幅下的声功率  
Table 2 Acoustic powers of different transducers at various surface vibration displacements

换能器表面 振幅/nm	声功率/W				
	$a=0.83$	$a=0.63$	$a=0.50$	$a=0.42$	$a=0.36$
6.2	5.36	5.52	5.79	5.51	5.39
6.7	6.27	6.45	6.76	6.44	6.30
7.7	8.27	8.52	8.93	8.50	8.32
9.2	11.81	12.16	12.75	12.14	11.88
10.2	14.52	14.94	15.68	14.92	14.60

以 $a=0.5$ 的换能器为例,通过有限元数值仿真得到如图 2(a)和(b)所示,声功率分别为 5.79 W、6.76 W、8.93 W、12.75 W 和 15.68 W 时 HIFU 焦域处的轴向和径向声压分布. 可见在不同超声功率条件下焦域处的声压分布趋势基本一致,随着声功率的增大,焦点处声压幅值增大,但焦点位置保持(98.6 mm)不变. 且焦点处

的声压幅值最大,随着轴向和径向范围的扩大,声压逐渐降低.

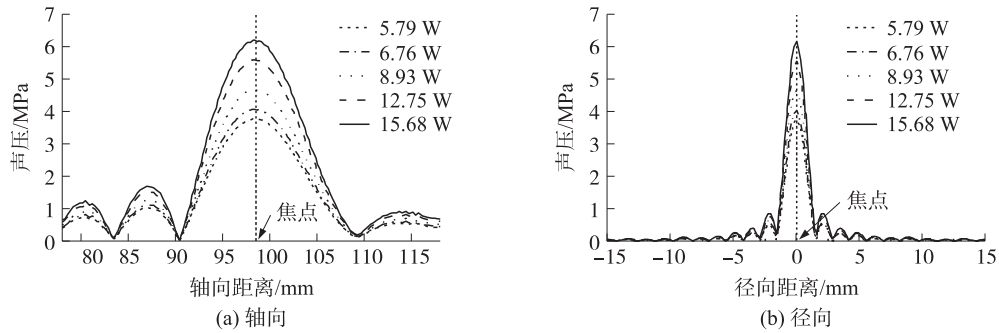


图2 不同功率下焦域处的(a)轴向和(b)焦平面上径向声压分布

Fig. 2 (a) Axial and (b) radial profiles of acoustic pressure at various acoustic powers

结合式(4),计算声功率为 15.68 W,不同加热时刻的温度分布,所得到的 HIFU 焦域二维轴向剖面的温度分布如图 3 所示. 可见随着超声治疗时间的延长,焦点及周围组织的温度不断升高,同时热量不断向周围组织扩散,周围组织温度升高,焦域面积不断增大,在轴向剖面上逐渐形成了椭圆形的焦斑,且其轴向的变化幅度大于径向的变化幅度. 随着 HIFU 作用时间的进一步增加,焦域处温度持续升高,产生了不可逆的组织凝固,加上热传导的影响,温升区域进一步扩大.

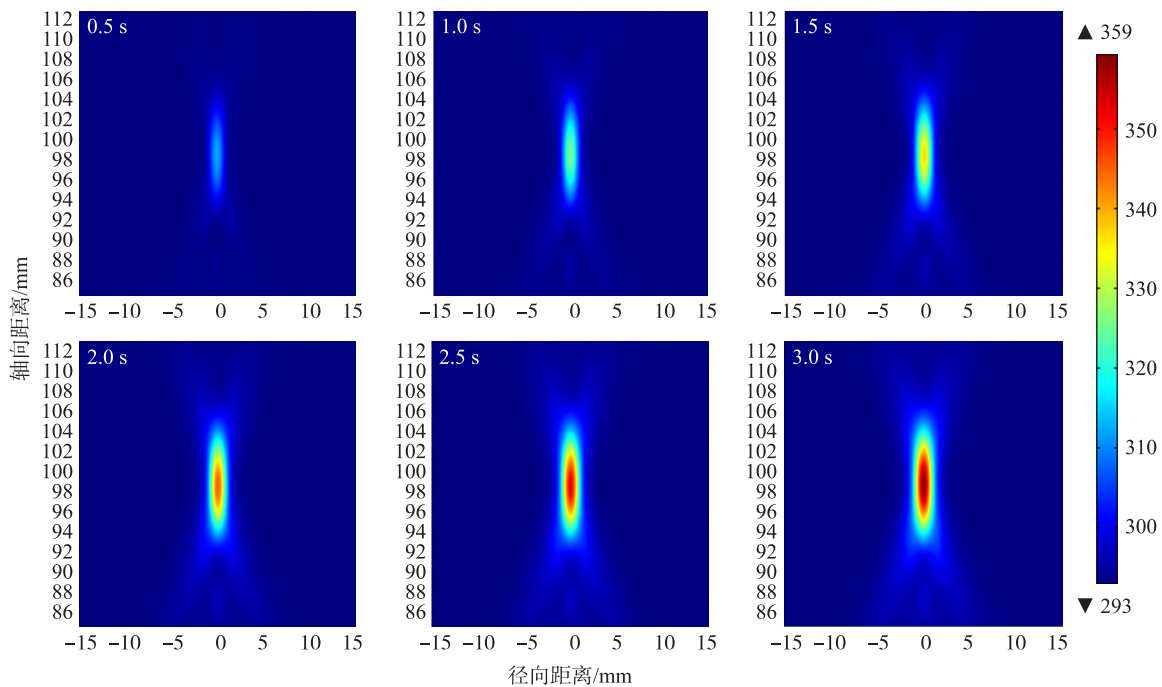


图3 声功率 15.68 W 时,不同治疗时刻的焦域二维轴向温度分布

Fig. 3 2-D axial profiles of temperature at various treatment time with the acoustic power of 15.68 W

对于不同的聚焦换能器,由于结构系数不同,仿真得到的焦域的形状以及焦域温度随治疗时间的变化而不同. 如图 4 所示,当换能器表面振幅为 10.2 nm,焦域径向 $\pm 0.4$  mm 椭球范围内的组织温度都达到了 343 K (70 °C) 时,不同换能器所需的治疗时间也不同,所形成的焦域大小与形状也产生差异. 可以看出,换能器表面振幅为 10.2 nm 时,不同换能器的声功率较接近,随着换能器结构系数  $a$  从 0.83 减小到 0.36,所需治疗时间从 1.43 s 增长到 4.35 s,形成的焦域面积不断扩大,焦域变得细长. 另外从图 5 所示的焦域径向温度分布可以看出,随着结构系数  $a$  的减小,焦域的轴向宽度和径向宽度的比值逐渐增大,焦点处的温度逐渐降低.

可见,当达到同一治疗疗效,即焦域径向 $\pm 0.4$  mm 椭球范围内的组织温度都达到了 343 K (70 °C) 时,对于结构系数  $a$  较小的换能器,所需治疗时间长,焦域中心温度低,超声作用过程中热扩散总量较大,温升范围较大,对周围组织的影响较大,不利于快速精确治疗的效果. 而对于结构系数  $a$  较大的换能器,治疗



时间短,焦域中心温度高,由此产生的热传导量小,热扩散总量较小,温升范围较小,因此在达到治疗要求时对周围组织的影响较小,有利于实现定点精确区域的 HIFU 治疗.

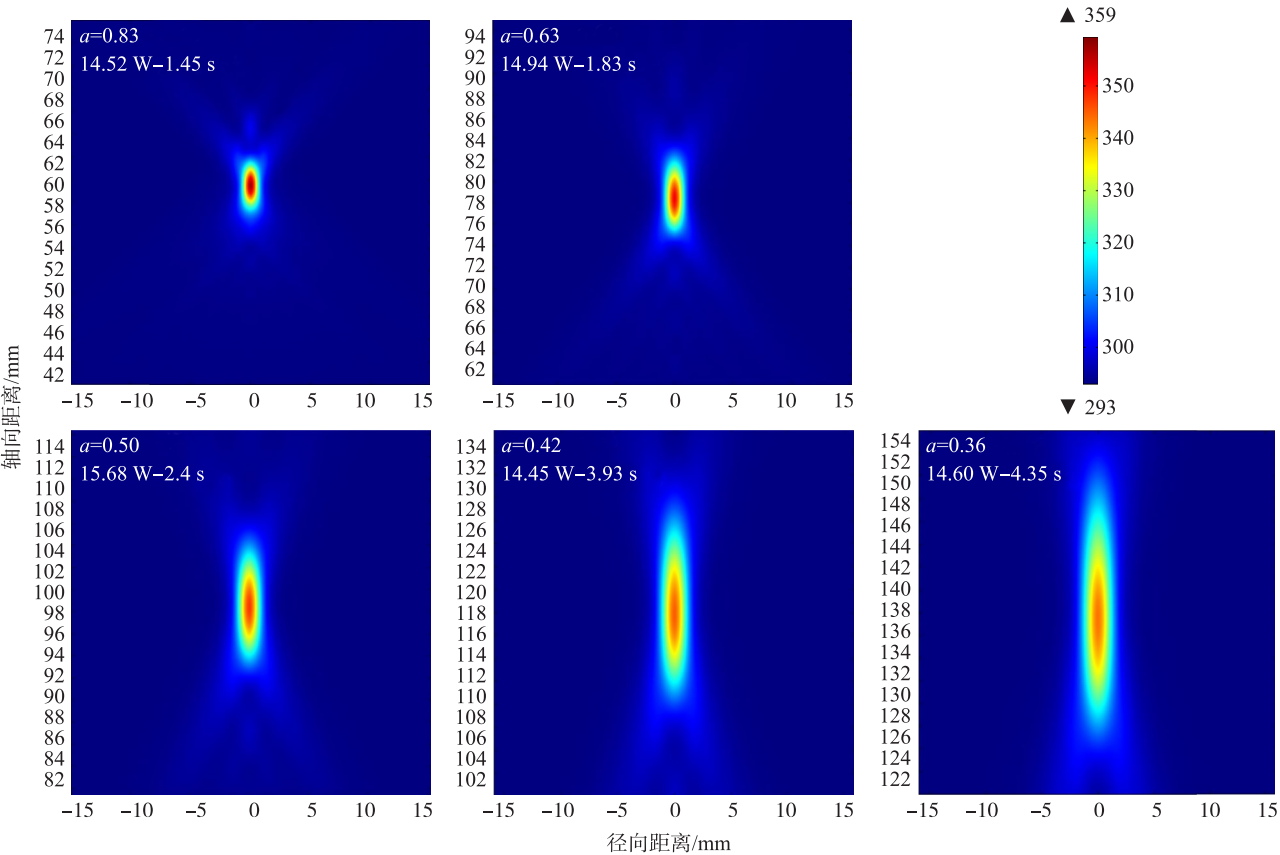


图 4 在焦域径向 $\pm 0.4$  mm 达到 343 K (70  $^{\circ}$ C) 时,不同结构系数换能器的焦域二维温度分布

Fig. 4 2-D axial profiles of temperature at various acoustic powers when the temperature of the focal region (in radial $\pm 0.4$  mm) reaches 343 K (70  $^{\circ}$ C) for the transducers with different physical coefficients

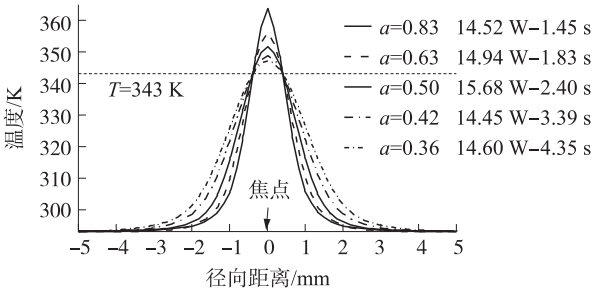


图 5 在焦域径向 $\pm 0.4$  mm 达到 343 K (70  $^{\circ}$ C) 时,不同结构系数换能器的焦域径向温度分布

Fig. 5 Radial profiles of temperature at various acoustic powers when the temperature of the focal region (in radial $\pm 0.4$  mm) reaches 343 K (70  $^{\circ}$ C) for the transducers with different physical coefficients

3 讨论

在利用有限元进行模型仿真时,为了简化计算,采用的是线性超声传播模型,组织吸收热量完全依赖于入射超声声强及其局部恒定的声吸收系数,然后根据超声热源的热传导方程计算组织温升. 在实际应用中,HIFU 的传播呈非线性<sup>[18]</sup>,组织的声吸收系数与超声频率成正比,高次谐波成分更易被组织吸收,转化为热能,意味着声波传播过程中非线性机制产生的高次频率成分会提高组织吸收的热量,提高组织温升. 同时在 HIFU 治疗中,声波非线性畸变产生的谐波随着靶组织深度和声源声压的提高而增强,导致组织额外吸热,对 HIFU 治疗热效应的贡献逐渐增强. 另外,HIFU 治疗过程中会产生明显的空化效应<sup>[19]</sup>,也提高了超声的热效应. 在前人的研究中,Meyers<sup>[20-22]</sup>等人认为在 HIFU 功率小于 115 W 时,其非线性对温

升的影响较小,可以忽略不计,可以用线性模型来进行分析。

在进一步研究中,为了准确地描述声波的非线性传播,可以选用 Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov (KZK) 方程<sup>[23]</sup>或 Spheroidal beam equation (SBE) 模型<sup>[24]</sup>来计算声场,并建立更加接近活体结构的介质模型,考虑血流灌注、组织不均匀、组织反射和散射等因素等对聚焦声束传播和受热靶区域热场分布的影响,更加准确地预测超声在活体组织内的传播,及其在焦域处的热量产生与分布情况,这将会有更好的应用前景和应用价值。

## 4 结论

本文针对 HIFU 治疗过程中的温度监测和疗效评估问题开展了模拟仿真研究,建立了圆柱状组织的 HIFU 治疗系统模型,利用有限元技术数值模拟了在 HIFU 治疗过程中,对于不同焦距的换能器,其组织模型内焦域的声场和温度场分布,并探究了换能器结构系数对焦域的形状、大小以及形成速度的影响。结果表明随着治疗时间的增长,HIFU 焦点温度上升,椭球状的焦域逐渐形成。对于不同的超声换能器,当达到同一治疗疗效,即焦域径向 $\pm 0.4$  mm 椭球范围内的组织温度都达到了 343 K (70 °C) 时,随着换能器结构系数  $a$  (半径/焦距) 减小,所需治疗时间增长,形成的焦域面积不断扩大,其轴向宽度与径向宽度比值增大,形成细长的焦域,而中心焦点处的温度降低。因此,利用理论模拟的方法对已知物理参数的聚焦换能器进行焦域的声场以及温度场的仿真,可以进行焦域温度的估计,实现 HIFU 的疗效评估,进一步可以实现超声剂量的控制,为 HIFU 精确治疗技术的应用提供理论基础。

## [参考文献]

- [1] HUTCHINSON L. Treatment modalities: HIFU is effective for unresectable HCC[J]. Nature reviews clinical oncology, 2011, 8(7): 385-385.
- [2] KENNEDY J E. High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumors[J]. Nature reviews cancer, 2005, 5(4): 321-327.
- [3] 何向东,冯少彤. 高强度聚焦超声温度场的有限差分模拟[J]. 南京师大学报(自然科学版), 2015, 38(4): 106-112.
- [4] 陈轩泽,马青玉,杨玲,等. 离体猪肝组织电阻抗的温度特性研究[J]. 南京师大学报(自然科学版), 2012, 35(2): 32-38.
- [5] XING Y, LU X, PUA E C, et al. The effect of high intensity focused ultrasound treatment on metastases in a murine melanoma model[J]. Biochemical and biophysical research communications, 2008, 375(4): 645-650.
- [6] CLARKE R L, TER HAAR G R. Temperature rise recorded during lesion formation by high-intensity focused ultrasound.[J]. Ultrasound in medicine and biology, 1997, 23(2): 299-306.
- [7] 姜立新,胡兵. 高强度聚焦超声作用下的组织温度场测量技术的研究进展[J]. 声学技术, 2006, 25(1): 43-47.
- [8] JOLESZ F A, MCDANNOLD N. Current status and future potential of MRI-guided focused ultrasound surgery[J]. Journal of magnetic resonance imaging, 2008, 27(2): 391-399.
- [9] YE G, SMITH P P, NOBLE J A. Model-based ultrasound temperature visualization during and following Hifu exposure[J]. Ultrasound in medicine and biology, 2010, 36(2): 234-249.
- [10] QIAN Z W, YU J, FEI X, et al. Noninvasive temperature monitoring in Hifu clinical uses[J]. International symposium on therapeutic ultrasound proceedings, 2007, 911(1): 251-257.
- [11] DANIELS M J, VARGHESE T, MADSEN E L, et al. Non-invasive ultrasound-based temperature imaging for monitoring radio-frequency heating-Phantom results[J]. Physics in medicine and biology, 2007, 52(16): 4 827-4 843.
- [12] MA Y, ZHANG D, GONG X F, et al. Noninvasive temperature estimation by detecting echo-strain change including thermal expansion[J]. Chinese physics, 2007, 16(9): 2 745-2 751.
- [13] ANAND A, KACZKOWSKI P J. A model-based noninvasive temperature estimation technique for HIFU therapy monitoring using backscattered ultrasound[J]. Journal of the acoustical society of America, 2004, 115(5): 2 490-2 490.
- [14] BLACKSTOCK D T. Fundamentals of physical acoustics[M]. New York: John Wiley & Sons Inc., 2000: 476-488.
- [15] 范庭波. 高强度聚焦超声非线性声场和组织损伤形成的扫描模式比较研究[D]. 南京: 南京大学, 2012.
- [16] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. Journal of applied physiology, 1998, 85(1): 5-34.

- [17] 胡兵,姜立新,黄瑛. 用于高强度聚焦超声热消融的 PAA 模块:模块的制作及声学参数的测量(英文)[J]. 声学技术, 2006,25(6):613-616.
- [18] KREIDER W, YULDASHEV P V, SAPOZHNIKOV O A, et al. Characterization of a multi-element clinical HIFU system using acoustic holography and nonlinear modeling[J]. IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control, 2013, 60(8):1 683-1 698.
- [19] ZHANG C B, CAO H L, LI Q, et al. Enhancement effect of ultrasound-induced microbubble cavitation on branched polyethyleneimine-mediated VEGF(165) transfection with varied N/P ratio.[J]. Ultrasound in medicine and biology, 2013, 39(1): 161-171.
- [20] MYERS M R, Soneson J E. Temperature modes for nonlinear Gaussian beams[J]. Journal of the acoustical society of America, 2009, 126(1):425-433.
- [21] SONESON J E, MYERS M R. Gaussian representation of high-intensity focused ultrasound beams[J]. Journal of the acoustical society of America, 2007, 122(5):2 526-2 531.
- [22] SONESON J E, MYERS M R. Thresholds for nonlinear effects in high-intensity focused ultrasound propagation and tissue heating[J]. IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control, 2010, 57(11):2 450-2 459.
- [23] BESSONOVA O, WILKENS V. Non-invasive estimation of temperature using diagnostic ultrasound during high intensity focused ultrasound therapy[J]. Journal of the acoustical society of America, 2013, 134(5):4 213-4 213.
- [24] CHEN T, FAN T, ZHANG W, et al. Acoustic characterization of high intensity focused ultrasound fields generated from a transmitter with a large aperture[J]. Journal of applied physics, 2014, 115(11):114 902-1-114 902-7.

[ 责任编辑:顾晓天 ]