

通过测量组织体模瞬时温升描述 HIFU 声场特征

陈杰, 李发琪, 曾德平, 王琦, 曾涛

重庆医科大学生物医学工程系; 重庆市超声医学工程重点实验室-省部共建国家重点实验室培育基地; 重庆市生物医学工程学重点实验室, 重庆 400016

摘要 针对高声压下高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 声场测量难题, 提出通过测量组织体模中瞬时温升来描述 HIFU 声场特征的方法。采用水听器测量声功率为 5W 的 HIFU 声场分布; 采用热电偶测量声功率为 40、70、100、150、200W, 辐照时间 1s 下 HIFU 作用于组织体模时的焦域温场分布, 由瞬时温升 $\frac{\Delta T}{\Delta t}$ 与 $\sum_{i=1}^n \alpha_i p_i^2$ 成正相关关系, 得到在考虑声吸收系数改变和非线性条件下 HIFU 声场分布特征。结果显示, 水听器测量得到的 HIFU 焦域径向-6dB 宽度和轴向-6dB 宽度, 远小于通过热电偶检测得到的不同高功率下 HIFU 焦域径向和轴向大小; 高功率下, 随声功率增加, 焦域径向-6dB 宽度、轴向-6dB 宽度逐渐增大, 且温场分布图的峰值部分较尖, 反映出能量比较集中。用热电偶测量组织体模焦域瞬时温升, 能反映在考虑声吸收系数改变和非线性条件下 HIFU 声场分布特征。

关键词 高强度聚焦超声; 声场; 热电偶; 组织体模

中图分类号 Q62, R454.3

文献标识码 A

文章编号 1000-7857(2010)08-0042-04

Measuring Instantaneous Temperature Rise in Tissue Phantom to Describe Sound Field Characteristics of High Intensity Focused Ultrasound

CHEN Jie, LI Faqi, ZENG Deping, WANG Qi, ZENG Tao

Department of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University; Key Laboratory of Biomedical Engineering of Chongqing; State Key Laboratory of Ultrasound Engineering in Medicine Co-founded by Chongqing and MOST, Chongqing 400016, China

Abstract In view of the difficulty in the measurement of High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) at high pressure, this paper presents a method of characterization of the sound field of HIFU by measuring the instantaneous temperature in a tissue phantom. The HIFU field in water is measured by using hydrophone when the power is 5W. The temperature distribution of the focal region in tissue phantom with the HIFU exposure time of 1 second, is measured by using thermocouple, with expected US power of 40, 70, 100, 150 and 200W, respectively. The instantaneous temperature rise and the acoustic pressure are positively correlated through the sound absorption coefficient and the HIFU field nonlinear characterization is obtained through the variations of the sound absorption coefficient. The results show that the -6dB width of the radial focal region and the axial focal region measured by Hydrophone is much smaller than the radial and axial size focal region obtained by thermocouple under different high-power HIFU; under high power, as the power increase, the -6 dB width of the radial focal region and the axial focal region gradually changes, and the peak of the temperature field distribution is more pointed, reflecting the fact that the energy is more concentrated.

Keywords High Intensity Focused Ultrasound (HIFU); acoustic field; thermocouple; tissue phantom

收稿日期: 2010-03-17

基金项目: 国家自然科学基金项目 (30830040, 30970827)

作者简介: 陈杰, 硕士研究生, 研究方向为生物医学工程, 电子信箱: rainbow8224@gmail.com; 李发琪 (通信作者), 教授, 研究方向为生物医学工程, 电子信箱: lifaqi70@163.com

0 引言

高强度聚焦超声(HIFU)技术是近年来声学和医学界的研究热点,它通过一定聚焦方式将超声能量聚焦到一个能量集中的区域,即声学焦域,通过热机制、空化机制等使该区域内病变组织在高强度超声作用下发生不可逆转的凝固性坏死,而对焦域外的组织不产生影响。

HIFU 声场特征的描述,有利于准确预测 HIFU 在组织中产生的损伤,也利于安全有效治疗标准化的发展^[1]。高功率 HIFU 作用下,声波在水或组织中传播时会产生非线性衍射效应,这两种效应会滋生高次谐波、窄带宽信号、不对称声压波形、激波^[2]。非线性传播产生的高次谐波、激波使更多的能量转化为热^[3]。非线性累积在水中和组织中不同,不能用水中测量得到的声场分布直接反映组织中的情况^[1]。而目前通常使用水听器扫描来描述 HIFU 声场的分布情况,为了避免损坏水听器,通常在低功率下测量 HIFU 声场的分布,然后利用理论模型推测高功率下的 HIFU 声场分布情况^[4]。由于有限振幅波在传播过程中会产生波形畸变,滋生谐波、附加声衰减、声饱和等非线性现象,通过外插办法来推测 HIFU 声场的方法得到的结果并不理想。因此,需找到一种既不损伤测量装置或改变其特性又能反映高功率下 HIFU 声场分布的测量方法。本研究采用热电偶测量高功率下 HIFU 短时间辐照组织体模的焦域温场分布,以反映 HIFU 声场分布特征。

1 原理

该方法以 Pennes 方程^[5]为基础。

$$\rho c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \nabla^2 T + W_b C_b (T_b - T) + Q_m + q$$

其中, ρ 、 c_t 分别为组织的密度、比热, κ 为组织热传导系数, W_b 为加热时的血流量(单位为 $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1}$), C_b 为血流比热, Q_m 为生物生热率, T 为组织温度, t 为时间, q 为热源。

当 HIFU 作用的时间很短时,忽略组织的热传导、血流量和生物组织的生热率。Pennes 方程可简化为

$$\rho c_t \frac{\Delta T}{\Delta t} = q$$

HIFU 作用于组织时会产生非线性现象,此时

$$q = \sum_{i=1}^n q_i = \left(\sum_{i=1}^n \alpha_i p_i^2 \right) / (\rho c)$$

其中 α_i 和 p_i 分别为第 i 次谐波对应的声吸收系数和声压。故

$$\rho c_t \frac{\Delta T}{\Delta t} = \left(\sum_{i=1}^n \alpha_i p_i^2 \right) / (\rho c)$$

$\frac{\Delta T}{\Delta t}$ 与 $\sum_{i=1}^n \alpha_i p_i^2$ 成正相关关系,可通过测量温升变化来反映考虑声吸收系数变化和非线性条件下 HIFU 声场的分布特征。

2 材料和方法

2.1 实验装置

JC200 型聚焦超声肿瘤治疗系统(重庆海扶技术(HIFU)

有限公司生产),该系统主要由功率源、水处理系统、三维运动装置、B 超监控系统组成。实验中使用的聚焦超声换能器参数:频率 1.0MHz,直径 180mm,焦距 130mm,声功率采用 40、70、100、150 和 200W,由辐射压力法测量。辐照时间 1s。

3D 自动全声场扫描分析系统(APIS-040),该系统由三维可编程运动系统控制,水听器固定在三维运动系统上置于水槽中,换能器固定在水槽的一端。

温度测量系统(图 1),该系统由计算机、温度巡检仪(杭州奋乐电子有限公司生产)、直径 0.125mm 的 T 型热电偶(康铜-铜,OMEGA 公司生产)组成。热电偶通过温度巡检仪和计算机连接完成温度的测量和记录。

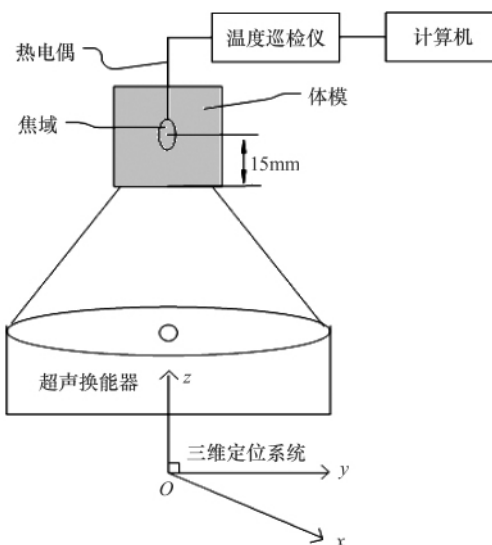


图 1 采用热电偶测量组织体模中焦点温升变化装置

Fig. 1 Setup of using thermocouple measuring temperature rise in tissue phantom

2.2 实验材料

仿组织体模(由重庆海扶技术(HIFU)有限公司研制,制作方法见文献[6]),基本物理参数如下: $\rho=1\text{g}/\text{cm}^3$, $c=1500\text{m}/\text{s}$, $\alpha=12\text{dB}/\text{m}(1.0\text{MHz})$, 比热容 $4\text{kJ}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$, 导热系数 $0.6\text{W}/(\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$ 。

2.3 方法和步骤

2.3.1 低功率下 HIFU 声场扫描

声轴方向采集步长为 0.5mm,径向方向步长为 0.1mm。水听器测量时声功率为 5W。测量前反复调节水听器扫描系统和水听器的方位俯仰角,同时调节聚焦换能器的方向角,令水听器和聚焦换能器的主声轴共轴。三位运动装置控制水听器沿声轴方向移动,找到被测系统的声压焦点位置,然后以该焦点为中心,扫面主声轴和两个侧向声轴的声场分布。

2.3.2 焦域温场测量

在组织体模制作过程中,将热电偶测温端埋入组织体模中,测温端距组织体模下表面距离为 15mm。每次实验开始时测量声功率,测量公式为: $P=2Fc/(\cos\alpha+\cos\beta)$ 。实验的基础温度为 20°C 。实验装置如图 1 所示,用固定装置将组织体模固

定在换能器上方,热电偶末端和温度巡检仪连接。首先通过小功率长时间辐照组织体模,快速变换坐标,记录温度变化值,初步确定焦点位置。待温度降至基础温度后,开始精确寻找焦点的最大位置。

具体方法:首先固定 x, y 轴,变化 z 轴坐标,步长 1mm。换能器工作功率分为 5 组,分别为 40、70、100、150 和 200W。首先测量 4W 功率下焦域的分布情况,辐照时间 1s,用温度巡检仪记录温度值,待温度降至基础温度,变换坐标,记录下各点的温度值。以相同的方法依次记录温度的变化,直到温度变化不明显,停止测量该坐标轴。找到温度最高点对应的 z 轴坐标,将 z 轴坐标固定在该点。然后固定 y, z 轴,变换 x 坐标,步长为 1mm,具体方法和 z 轴相同。 y 轴测量同 x, z 轴。反复测量,找到温度最高点,然后再测量每个轴的温度分布情况,具体方法如前所述。反复测量 6 次。其余功率下焦域的分布情况测量同上。

3 结果

图 2 为声功率 200W,不同辐照时间下 HIFU 辐照组织体模时焦域内测量点温升情况。对同一测量点,不同辐照时间下温升曲线部分几乎重合,说明实验采用的组织体模在 HIFU 辐照后其声学特性和组织特性均未改变,可以反复利用。同时,辐照时间 1s 时,温升成直线上升,符合瞬态热电偶测量原理。图 3 为采用热电偶测量声功率分别为 40、70、100、150 和 200W,辐照时间 1s 时 HIFU 辐照组织体模得到的焦域径向温场分布情况,可以看出,随着声功率的增大,焦域径向 -6dB 宽度逐渐变长。图 4 分别为采用热电偶测量声功率分别为 40、70、100、150 和 200W,辐照时间 1s 时 HIFU 辐照组织体模得到的焦域轴向温场分布情况,可以看出,-6dB 宽度随着声功率的增加有增大的趋势,热电偶测量得到的温场分布图的峰值部分较尖。从图 3、图 4 可发现,声功率大于 40W

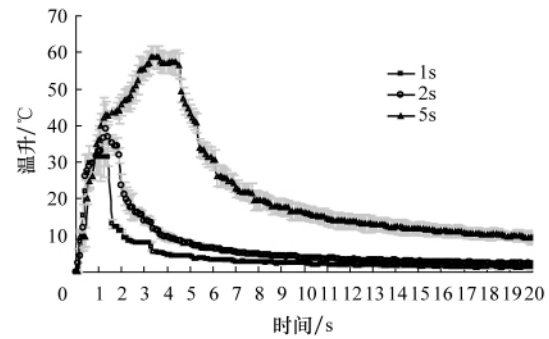


图 2 功率为 200W 时 HIFU 作用下热电偶检测组织体模中温升随时间的变化

Fig. 2 Temperature changes with time in the tissue phantom measured by thermocouple under 200W HIFU exposure overtime

时,HIFU 在仿组织体模中的温场径向、轴向-6dB 宽度,明显大于声功率 5W 时由水听器测量得到的水中声场相应的宽度。

4 讨论

HIFU 在医学中的应用使广大肿瘤患者可以避免传统的开刀手术带来的痛苦,为医学界提供了一种新的治疗方法。HIFU 声场具焦点的声压非常大、声强非常高、在测量媒介中容易产生空化和非线性现象的特点。因此,准确描述高声压下的 HIFU 声场成为 HIFU 技术发展的一个重要课题也是一个难题。由于 HIFU 在传播过程中会产生非线性效应,在水中和组织中非线性效应的积累不同,水中测量得到的声场分布情况不能直接反应组织中的情况^[1]。另外,实际临床应用中采用的声功率往往很大,利用水听器测量高功率下声场的分布情况会损坏水听器,采用水听器测量低功率下水中声场分布的方法不能真实反映实际临床应用中组织声场分布的情况。

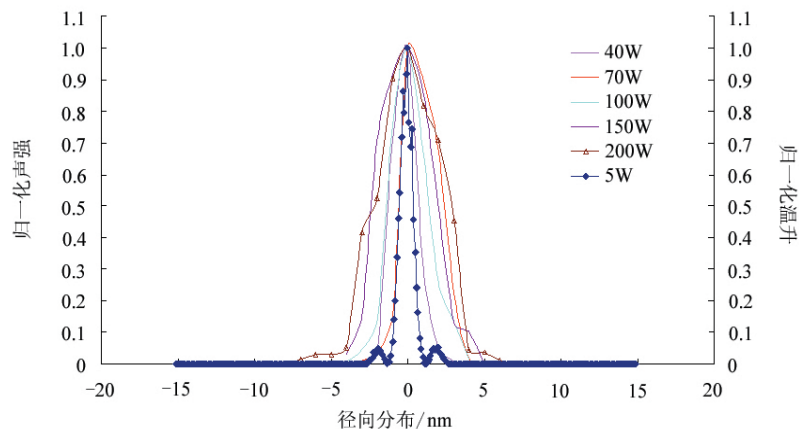


图 3 低功率下水听器检测 HIFU 径向归一化声场分布(5W)及 HIFU 不同功率作用于组织体模时热电偶检测到的径向归一化温升(40、70、100、150、200W)

Fig. 3 Normalized radial sound field distribution measured by hydrophone in water under the lower power (5W) and by thermocouple in phantoms with different HIFU power settings (40、70、100、150、200W)

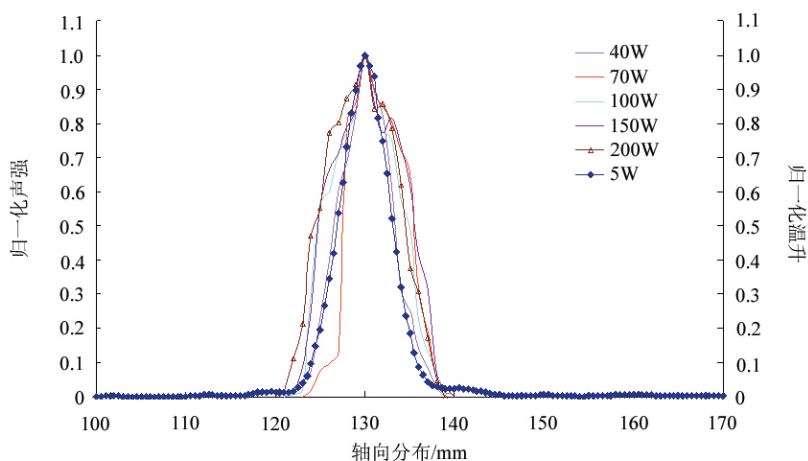


图 4 低功率下水听器检测 HIFU 轴向归一化声场分布(5W)及 HIFU 不同功率作用于组织体模时热电偶检测到的轴向归一化温升(40、70、100、150、200W)

Fig. 4 Normalized axial sound field distribution measured by hydrophone in water under the lower power (5W) and by thermocouple in phantoms with different HIFU power settings (40、70、100、150、200W)

本文提出基于瞬态热电偶方法来反映在考虑吸收系数改变和非线性条件下 HIFU 声场分布特征。实验发现,水听器测量得到的 HIFU 声场径向-6dB 和轴向-6dB 宽度,远小于通过热电偶检测得到的不同高声功率下 HIFU 声场径向-6dB 和轴向-6dB 宽度。采用热电偶测量时,焦域径向分布随着声功率的增加,-6dB 宽度逐渐变长;焦域轴向-6dB 宽度随着声功率的增加亦有增大的趋势。Rabkin 等^[7]实验证明,当声强为 $850\text{W}/\text{cm}^2$ 时温度在空化产生后迅速升高,空化发生在 0.32s。本实验采用 40W 时的声强为 $1274\text{W}/\text{cm}^2$,远远大于该空化发生时的声强,因此推断功率为 40W 辐照时间 1s 时已发生空化,而空化活动最重要的作用是增加热沉积^[8]。Umemura 等^[9]认为,气体微泡的存在增加了组织吸收的超声能量,造成组织温度的明显升高。因此本实验测得的温升范围随声功率的增大逐渐变宽。从图 4 发现,热电偶检测得到的温场分布峰值部分较尖,其原因可能是高功率下产生的高次谐波的能量更加集中在焦点附近,这与 Z. B. Wang 等^[10]发现的组织凝固性坏死中心产生碳化、空洞的现象一致。从图 4 发现,功率为 150W 和 200W 时,轴向温度分布图中分别有 2 个峰值,可能是气泡云团移动产生的^[11]。

5 结论

采用热电偶测量组织体模中瞬时温升的方法,可以反应在考虑声吸收系数改变和非线性条件下不同声功率辐照组织体模时声场分布特征,有利于安全有效的进行 HIFU 的临床治疗。

参考文献 (References)

[1] Canney M S, Bailey M R, Crum L A, et al. Acoustic characterization of

high intensity focused ultrasound fields: A combined measurement and modeling approach[J]. *J Acoust So Am*, 2008, 124(4): 2406-2420.
 [2] Dalecki D, Carstensen E, Parker K. Absorption of finite amplitude focused ultrasound[J]. *J Acoust So Am*, 1991, 89: 2435-2447.
 [3] Filonenko E, Khokhlova V. Effect of acoustic nonlinearity on heating of biological tissue by high-intensity focused ultrasound [J]. *Acoust Phys*, 2001, 47: 541-549.
 [4] Zhou Y F, Zhai L, Simmons R, et al. Measurement of high intensity focused ultrasound fields by a fiber optic probe hydrophone [J]. *J Acoust So Am*, 2006, 120(2): 676-685.
 [5] Pennes H H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm[J]. *Appl Physiol*, 1948, 1(2): 93-122.
 [6] 田耘博, 向华, 王智彪. 实时观测聚焦超声的智能型组织体模初步研究[J]. *中国超声医学杂志*, 2009, 25(9): 817-820.
 Tian Yunbo, Xiang Hua, Wang Zhibiao. *Chinese Journal of Ultrasound in Medicine*, 2009, 25(9): 817-820.
 [7] Rabkin B A, Zderic V, Crum L A, et al. Cavitation bubble structure and its formation process in high-intensity focused ultrasound field [J]. *Ultrasound in Med & Biol*, 2006, 31(11): 1721-1729.
 [8] Haar G T, Coussios C. High intensity focused ultrasound: Physical principles and devices[J]. *Int J Hyperthermia*, 2007, 23(2): 89-104.
 [9] Umemura S, Kawabata K, Sasaki K, et al. In vivo acceleration of ultrasonic tissue heating by microbubble agent [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2005, 52(10): 1690-1698.
 [10] Wang Z, Bai J, Li F, et al. Study of a "biological focal region" of high-intensity focused ultrasound[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2003, 29(5): 749-754.
 [11] Chen D, Fan T, Zhang D, et al. A feasibility study of temperature rise measurement in a tissue phantom as an alternative way for characterization of the therapeutic high intensity focused ultrasonic field [J]. *Ultrasonics*, 2009, 49(8): 733-742.

(责任编辑 王芷)