

用于肿瘤治疗的高强度聚焦超声换能器及其温度场测量

陈颖¹, 萧翔麟², 江剑晖², 王文卿², 孙福成²

(1. 上海交通大学信息检测技术与仪器系; 2. 上海交通大学生物医学工程系, 上海 200030)

摘要: 高强度聚焦超声(HIFU)作为一种具有巨大潜力的、无损的、有效的肿瘤治疗手段,已得到普遍认同。本文介绍了所研制的 HIFU 治疗系统,对其关键部分高强度聚焦超声换能器的温度场特性,从理论上和实验上进行了深入的研究,并提出了超声声场的理论算法。

关键词: 超声热疗; 高强度聚焦超声; 声场; 温度场

中图分类号: T B552 文献标识码: A

High intensity focused ultrasound transducer and its application for therapy

CHEN Ying¹, XIAO Xiang-lin², JIANG Jian-hui², WANG Wen-qing², SUN Fu-cheng²

(1. Information Testing & Instrument Engineering Department of Jiaotong University, Shanghai 200030, China;

2. Biomedical Engineering Department of Jiaotong University, Shanghai 200030, China)

Abstract: High intensity focused ultrasound(HIFU) has received widespread attention as a great potential, noninvasive, effective tumor treatment approach. The design of HIFU therapeutic system is introduced. Characteristics of temperature field induced by HIFU for therapy are studied deeply in theory and experiment. A more accurate computational method is proposed to calculate sound field.

Key words: ultrasound hyperthermia; HIFU; sound field; temperature field

1 高强度聚焦超声的特点

1942年 Lynn 最先提出高强度聚焦超声的概念,高强度聚焦超声(简称 HIFU),是一种正在兴起的无创局部治疗手段,它可以将超声能量释放到距探头一定距离的组织中,使组织被加热破坏而不损伤超声束传输所经过的中间组织。由于大多数能量形式为射频、微波、X 射线等,在人体内都不能聚焦,而超声则可以紧密聚焦于一个小的范围内。对于同样频率的超声能,强度越大,升温越快。HIFU 能量可在其聚焦区的组织内瞬间产生 80 以上的高温,导致组织迅速凝固、坏死,最终随排泄脱落或再吸收,而对焦区以外的组织影响甚少,从而达到肿瘤消融的目的,整个治疗过程基本做到无创、少创,从而减轻病人症状。

图 1 为我们所设计的 HIFU 治疗仪装置。

高强度聚焦超声换能器既能用于成像,又能用

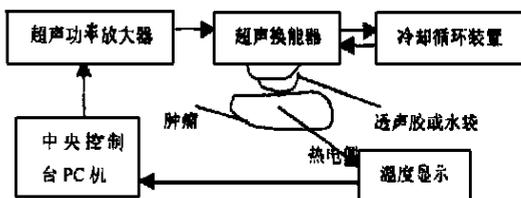


图 1 HIFU 治疗仪原理图

于治疗。成像时,转到脉冲回声方式下工作;治疗时,换能器整个表面以连续波触发方式被激励。探头首先对病灶区域做 B 超显影,进行组织结构观察和精密定位,然后根据定位情况确定治疗加热的范围。整个治疗在电脑控制下完成,并可随时由 B 超监控,以保护正常组织。

2 高强度聚焦超声换能器设计

在 HIFU 治疗仪装置中,高强度聚焦超声换能器的设计是关键。下图所示为几种常用的超声聚焦方法。

若采用图 2(1)所示的声透镜,由于透镜本身的声吸收所产生的高温,会使透镜变形,很难找到一种

收稿日期: 2000-01-21; 修订日期: 2000-05-15
作者简介: 陈颖(1977-),女,湖北人,硕士研究生,从事声学及电子仪器等研究。

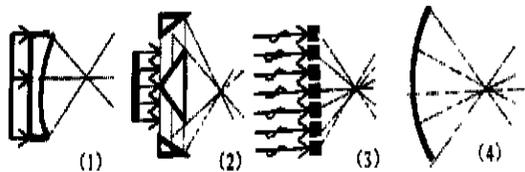


图2 常用超声聚焦方法示意图

能兼顾到耐高温性能、阻抗匹配、衰减等因素的材料。采用图2(2)所示的反射面聚焦时,在制造工艺上虽不会碰到发热、吸收、匹配等问题,但反射曲面位置的微小变化,将致使焦点位置变化;同时机械结构复杂,体积较大。图2(3)所示的相控阵电子聚焦,控制各振源发出的声波的初始相位,使它们在空间某区域相位相同,则在在该区域获得最大声压,即各波束在介质中聚焦,形成焦点。但其制造工艺及电路复杂,且体积较大。图2(4)所示的自聚焦式压电晶片换能器,其体积小,耐热性好,不易变形。

我们将一块凹球面自聚焦换能器晶片两边对称切除,成为宽22mm的条形,其几何焦距为3.5cm,中心频率为1.056MHz,3dB带宽为0.07MHz。晶片材料为PZT-8,极化方向沿球半径方向。经镀银并极化制成的凹面换能器,其辐射具有聚焦特性,可进行高强度聚焦。这种换能器虽制作工艺较复杂,但在HIFU治疗中,具有明显的优越性。

3 换能器聚焦声场描述

图3为凹面换能器的轴截面。假定凹面上各点均沿法向振动,振速幅值均为 u ,且相位相同。以 O 为原点建立坐标系, h 轴沿声轴方向, x 轴垂直声轴向上,由于声场具有轴对称性,仅需研究 $x > 0$ 区域内的声场分布,便可知道整个空间的声场分布。由瑞利积分,凹面上任意微元 ds 在距其距离为 r 的场点产生的声压为:

$$dp = j \rho f u \frac{e^{jkr}}{r} ds$$

式中: ρ 为媒质密度; f 为超声频率; $k = -ja + 2\pi f/c$, a 为媒质衰减系数; c 为媒质的声速。

将整个场空间分成两个区域:开角所夹的两个锥形区域为I区,其他区域为II区,对整个凹面积分,最后可得凹球面自聚焦声场中除球心 O 外任意场点的声压可用一重积分形式表示为:

$$p = \frac{2\rho f u R}{s} \left[\int_c^D -j\beta e^{-jkr} dr + \frac{\pi}{k} P_2 \right]$$

$$C = [R^2 + s^2 + 2R \cos(\Psi_u - \phi)]^{1/2}$$

$$D = [R^2 + s^2 + 2R \cos(\Psi_u + \phi)]^{1/2}$$

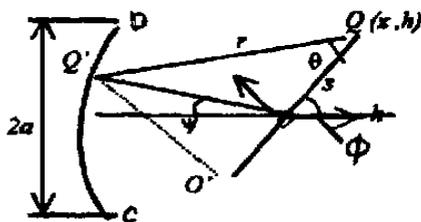
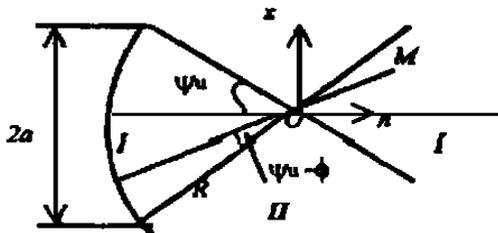


图3 换能器声场描述

$$p_2 = \begin{cases} \exp[-jk(R + \sigma s)] \\ - \exp[-jk \frac{R^2 + s^2 + 2R \cos(\Psi_u - \sigma\phi)}{R^2 + s^2 + 2R \cos(\Psi_u - \sigma\phi)}] \\ 0 \end{cases}$$

$$\sigma = h/f$$

其中 C, D 分别为轴截面上场点 Q 与发射面边缘近端和远端的距离。球心 O 处的声压为:

$$P = j 2\pi \rho f u (R^2 - \overline{R^2 - \alpha^2}) e^{-j k R}$$

与O'Neil及Lucas的算法相比,本算法在推导过程中未作近似处理,可适用于整个声场;在浅度凹面及近轴条件下,对声轴上声场分布的计算结果一致;对几何焦平面上侧向分布的计算结果非常接近,但运算速度更快。

4 换能器温度场研究

HIFU换能器在大功率发射时,声强一般可达 $1000W/cm^2 \sim 4000W/cm^2$,一般水听器在如此大的声强作用下,对换能器声场分布的测量存在许多困难;若保证水听器的强度足够大,则其尺寸将大于超声波长。而用热电偶测量温度场分布,热电偶可做到

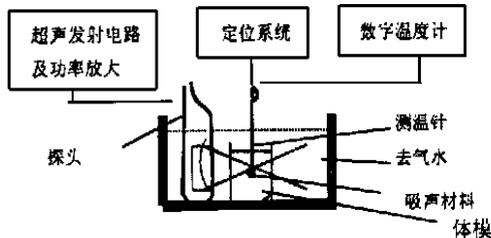


图4 换能器温度场测量

表 1 温度场测量数据

X 轴 (cm)	2.58	2.9	3.25	3.78	4	4.45	4.92	5.32	5.65	5.9	
温度()	76	81.3	92	112	108.5	103.6	71.2	57.8	46.2	44.5	
Y 轴 (cm)	- 0.5	- 0.4	- 0.3	- 0.2	- 0.1	- 0.05	0	0.1	0.2	0.3	0.4
温度()	25.5	29.4	32.8	39.4	54	88.8	105	76.7	44	33.9	27.9

ϕ .6mm 以下, 小于超声波长, 对声场干扰不大, 其上附有吸声材料, 能快速将声能转换为热能。

换能器为自制的凹球面自聚焦换能器, 固定于水槽中, 水温可设定。测温探针通过夹持器固定于一丝杆机构, 此机构在 x、y、z 三个方面可自由移动并装有标尺, 因此探针可在三个方向上精确移动。我们采用自制的热电偶测温针, 测量前对其进行了校准。温度由数字温度仪显示。温度场测量装置如图 4 所示。

所采用的换能器其参数为: 几何焦距 3.5cm, 半孔径 1.0cm, 超声频率 1.0MHz, 声功率为 $P=40W$ 。为测定焦点范围, 明确此 HIFU 换能器所能造成的焦斑大小, 我们用石蜡及有机玻璃测量焦斑。经反复测定, 最终可得焦斑直径为 $d=2mm$, 由声功率及焦斑直径可得换能器声强为: $4P/(\pi d^2) = 1273W/cm^2$ 。温度场测量中, 采用离体猪肉进行测定, 其声热特性与人体组织接近, 是超声热疗研究中常用的模拟体模。换能器与体模间通过去气水耦合。由焦点位置出发, 测得 HIFU 温度场在沿声轴方向(X 轴)、声焦点处侧向(Y 轴) 的分布情况如表 1 及图 5 所示。图 6 为声场理论分布图。

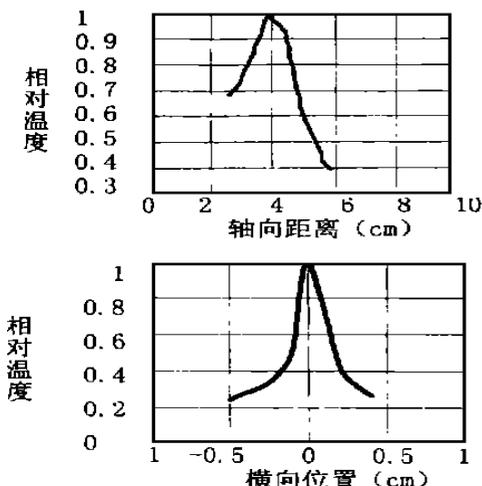


图 5 温度场轴向及侧向分布

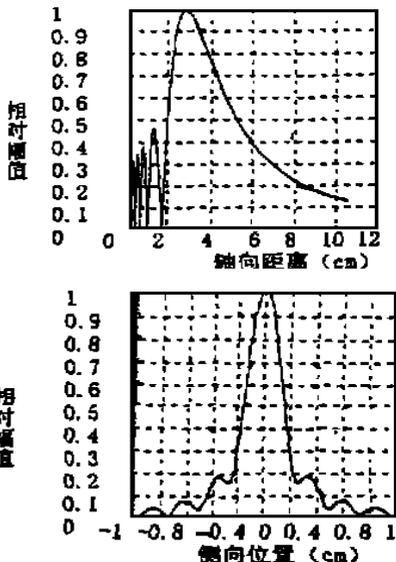


图 6 轴向及侧向声压分布

从上图曲线及分析可知, 测量值与理论基本接近, 由于超声温度场的测量工作繁杂, 要求精度极高, 因此, 定位系统的误差情况不可忽视。从轴向升温分布情况来看, 升温最大点的前方(即靠近换能器的一侧), 其温度梯度比远离换能器的一侧要大, 与理论计算一致。在实验中, 我们加设循环水装置以保持恒温。除此之外, 换能器与体模之间有耦合用的去气水, 去气水也起到了冷却体模表面的作用。

参考文献:

- [1] 林世寅, 李瑞英. 现代肿瘤热疗学-原理、方法与临床 [M]. 北京: 学苑出版社, 1997, 12-34.
- [2] 王鸿樟. 换能器及聚焦系统 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1996, 21-45.
- [3] M. R. Bihrl, High intensity focused ultrasound for BPH treatment [J]. 世界医疗器械, 1996, 1(3): 25-30.
- [4] H. T. O'neil, Theory of focusing radiator [J]. J. Acoust. Soc. Am., 1949, 21: 516-526.
- [5] 杨悦, 孙福成, 萧翔麟, 钱盛友. 腔内高强度聚焦超声肿瘤治疗的实验研究 [J]. 声学技术, 1999, 2: 70-73.