

泌尿系统治疗用 HIFU 换能器的设计

陈庆春[†] 孙明灿

(山东轻工学院电子信息与控制工程学院 济南 250353)

摘要 高强度聚焦超声技术是一种将超声能量聚焦于人体深部组织的狭小区域,形成足够高的声强,使组织瞬时局部产生高温、无创性局部治疗肿瘤的新技术。近年来,泌尿系统疾病发病率迅速上升,尤其是前列腺疾病发病率高,相关的并发症也较多,已成为威胁男性生命健康的重要疾病。本文应用高强度聚焦超声技术,设计了治疗泌尿系统疾病的线阵换能器。仿真结果证明:该换能器的声场能量集中,声强峰值尖锐,焦点尺寸小,聚焦效果好,可以达到有效无损治疗的目的。

关键词 高强度聚焦超声技术,泌尿系统疾病,线阵,换能器

Design of HIFU transducer to treat urinary system disease

CHEN Qing-Chun SUN Ming-Can

(College of Electronic Information and Control Engineering, Shandong Institute of Light Industry, Jinan 250353)

Abstract High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) is a new technology to treat tumor. HIFU is able to focus on a target lying deeply in human body, and destroy thermally the target tissue. Recently, the incidence of the urinary system disease increases rapidly, especially that of the prostatitis which is a great threat to man. A linear array transducer for HIFU to treat the urinary system disease is described in this paper. The simulation results show that the intensity of ultrasound is high and the focus is small suitable for HIFU therapy.

Key words HIFU, Urinary system disease, Linear array, Transducer

1 引言

近年来,泌尿系统疾病如结石、结核、肿瘤的发病率迅速上升,并且发病年龄不断地趋于年轻化,尤其以前列腺疾病发病率居高。据

统计,目前我国前列腺疾病患者高达 8000 多万人,前列腺癌发病率逐年上升,已成为威胁男性生命健康的重要疾病。

高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)技术是通过一定聚焦方式,

2006-10-08 收稿; 2007-02-06 定稿

作者简介:陈庆春(1980-),女,济南市人,教师,硕士,研究方向:声学技术研究。

孙明灿(1980-),男,教师,硕士。

[†] 通讯联系人 E-mail: springqc@163.com

将超声能量聚焦于人体深部组织,从而形成一个声强较高(可达几千,甚至上万 W/cm^2)的区域——焦区。焦区的超声波进行声热转化,产生瞬态高温效应,形成超高温(在1~3s升温到 65°C 以上),致使组织形成不可逆的凝固性坏死,而又不伤及周围的正常组织^[1]。HIFU技术是治疗肿瘤的一种真正无创、无害、安全、有效而又能保全组织的治疗方法。

本文在结合相关技术^[2~4]的基础上,设计了泌尿系统疾病治疗用HIFU线阵换能器。

2 换能器的形状设计

治疗用换能器共分为两类:腔内治疗换能器和体外聚焦换能器。一般体外聚焦换能器探头较大,可以根据不同治疗部位灵活控制。而对于肠道治疗泌尿性系统疾病,尤其是治疗前列腺增生等疾病来讲,则需要体积小、焦距短的换能器,一般采用线形结构换能器。

腔内治疗探头主要采用的聚焦方式有:(1)凹球面自聚焦;(2)电子扫描或相位控制聚焦。后者的空间控制准确、高速、灵活,因而一般都采用此种方式聚焦。其工作原理为:应用电子系统控制阵列的各个阵元,使其按照一定的延迟时间规则发射超声波,从而动态地控制声束聚焦。相控阵列能产生较高的能量及深度可变的焦点,也可以产生多个焦点,扩大加热范围,提高治疗效率。但是,由于相控阵列换能器的控制电路较为复杂,成本较高。尤其是当深度聚焦时,阵元数目大大增加,从而使得相应控制电路的体积庞大、结构复杂。

球面相控阵是把两种聚焦方式的优点相结合而设计出的一种新型结构,它具有较高的声强增益和较低的栅瓣,在阵元数目减少的情况下,也可以实现较高的聚焦声强^[2]。因而,球面相控阵越来越多地被现代超声热疗和手术系统所采用,在HIFU技术中也应用广泛。因此,泌尿系统治疗用HIFU换能器的设计采用球面相控阵结构,形状如图1所示。其中,阵元的

个数为64,阵元间距为0.1mm。

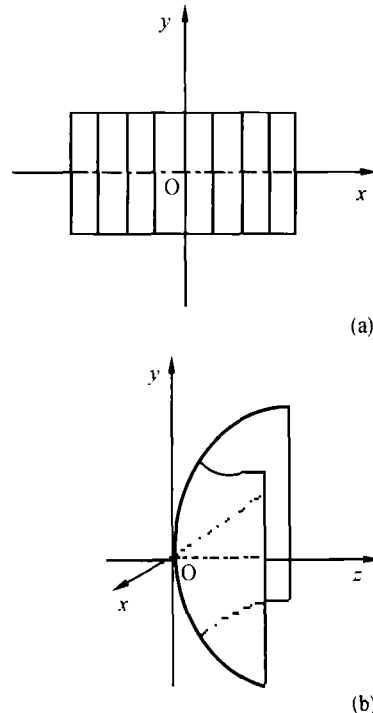


图1 线阵换能器的三维示意图(b)及其在XOY平面的投影(a)

3 换能器的声场计算

根据Rayleigh-Sommerfeld积分方程^[3]可近似计算出简谐信号 $e^{j\omega t}$ 在空间任意一点 (x, y, z) 处的复数声压:

$$P(r) = \frac{j\rho ck}{2\pi} \int_{S'} u \frac{e^{-(\alpha+jk)r}}{r} dS' \quad (1)$$

式中, $j = \sqrt{-1}$, ρ 和 c 分别为声介质的密度和声速, $k = \omega/c$ 是波数, S' 是激励源的面积, u 为激励源的法向质点速度, r 为场中任意一点到阵元的距离, α 为声衰减系数。

若换能器阵元的个数为 N , 可以利用惠更斯原理, 将各个阵元看成一个惠更斯声源, 然后将各声源的声场叠加, 得到 N 阵元换能器的声场。 N 阵元换能器空间任意一点 (x, y, z) 处的复数声压可由(1)式得到:

$$P(r_m) = \frac{j\rho ck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \int_{S'_n} \frac{e^{-(\alpha+jk)r}}{r} dS'_n \quad (2)$$

式中, S'_n 和 u_n 分别为第 n 个阵元的表面积和质点速度。

凹球面相控阵换能器的形状见图 2, 换能器每一阵元的投影形状为大小相等的矩形, 阵元宽度为 Δw , 高度为 Δh 。图中 $(0, 0, R_{sp})$ 是该球面换能器的几何焦点, R_{sp} 为换能器的曲率半径。

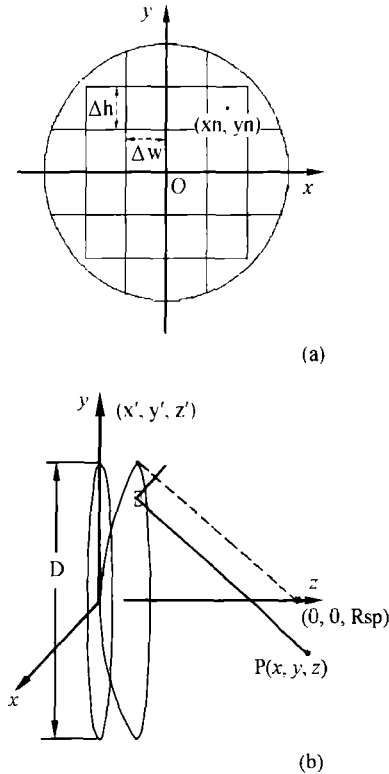


图 2 (a) 球面相控阵换能器 XOY 平面投影图、
(b) 三维示意图

利用投影法和二项展开, 可以推导出凹球面相控阵换能器空间任意一点 (x, y, z) 处的声压:

$$P = \frac{j\rho ck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \frac{R_2 \Delta A}{R'} e^{-(\alpha+jk)R_1} \sin c \frac{y_1 \Delta h}{2R} \quad (3)$$

其中涉及到的各种条件和参数, 详见参考文献 [4]。

相控阵技术是, 应用电子系统控制阵元的驱动信号, 以得到期望的声场。那么, 驱动信号

的取值, 就成了我们急需解决的问题。Ebbini 等人提出了基于伪逆矩阵的声场合成方法, 即根据期望形成的理想声场分布, 反求出相控阵换能器上各阵元的驱动信号。根据此原理, 我们利用最小二乘法估计, 应用遗传优化算法, 求出驱动信号向量 $U^{[4]}$, 然后计算出空间声场中任意点的声压。

4 换能器工作参数的选择

4.1 曲率半径的选择

换能器的曲率半径体现了换能器球壳的凹曲程度, 直接影响换能器的几何聚焦点。在超声无衰减的情况下, 凹球面换能器的阵元晶片所发射的声波会准确无误的聚焦到球壳的几何中心。所以, 设定换能器的曲率半径与焦距相同。

由于是腔内治疗, 从临床的角度考虑, 曲率半径越小越好, 这样易于控制。但是如果曲率半径无限小, 焦点会越来越靠近换能器, 而且可能使得球壳的高度大于半径, 这样阵元发射的超声波有可能发射到相对的阵元上, 损坏换能器。由于制造材料和工艺的限制, 换能器的阵元晶片所发射的最大声功率也有一定的限制。因此, 在实际应用中, 换能器曲率半径的选择受到约束。

分别选择曲率半径分别为 30mm、40mm、50mm 和 60mm, 得到表 1 所示的仿真结果。计算所取参数见表 2。

表 1 曲率半径不同时的声场数据表

曲率半径 (mm)	阵元单位表面最大声功率 (W/cm^2)	焦平面最大声强 (W/cm^2)	X、Y、Z 轴向的声压半高宽 (mm×mm)
30	7.2085	11857.5244	0.25×0.25×1
40	5.4711	4155.3758	0.25×0.25×1
50	5.0249	1651.6961	0.25×0.25×3
60	4.8306	717.6983	0.75×0.25×5

表 2 参数选取

声功率	50W
频率	4MHz
阵元投影高度	25mm
阵元投影宽度	0.7mm
组织的衰减系数	5Np/m
组织的密度	1000Kg/m ³
组织中的声速	1500m/s

由表 1 可以看出, 当换能器曲率半径增大时, 最大声强逐渐减小; 而焦点体积则逐渐增大。一般在治疗中, 焦点体积越小越好, 而且, 阵元单位表面最大声功率有限制。因此, 综合考虑, 选择换能器的曲率半径为 $R_{sp}=40\text{mm}$ 。

4.2 阵元投影高度的选择

分别选择阵元投影高度为 20mm、25mm、30mm 和 35mm, 得到如图 3 所示的曲线。其余参数选取同表 2。

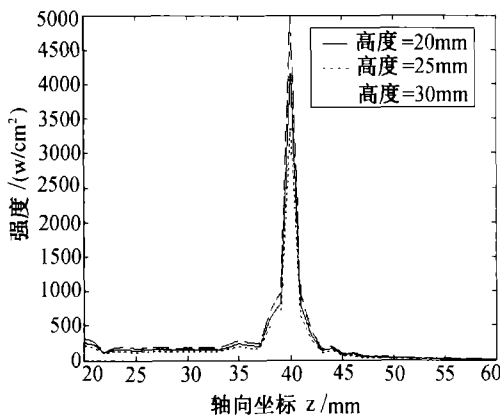


图 3 阵元投影高度改变时的轴向声强图

由图 3 可以看出, 当阵元的高度恒定时, 轴向声强图形比较尖锐, 即声强的增加比较快, 聚焦性能好; 当阵元高度增大时, 阵元单位表面最大声功率逐渐减小, 焦平面最大声强明显增大, 焦点体积大小基本不变。也就是说, 阵元高度越大, 声场特性越好, 治疗效果也就越好。又考虑到腔内治疗的换能器的特点, 要求其尺寸尽量小。因此, 折中选择阵元高度 $Height=25\text{mm}$ 。

4.3 阵元投影宽度的选择

式 (3) 的推导要求阵元的宽度 $Width$ 足够小, 但是如果 $Width$ 过于小, 换能器直径

$D = 64 \times Width + 63 \times kerf$ ($kerf$ 为阵元之间的间隙) 会很小, 当曲率半径 R_{sp} 固定时, 光圈数 $F_{num} = \frac{R_{sp}}{D}$ 不满足介于 0.8 和 1.0 之间的条件^[6]。而且, 如果 $Width$ 过小, 在换能器的直径 D 不变的情况下, 阵元数目会剧增, 使得换能器的制造工艺和相应的控制电路更加庞大、更加复杂, 制造更加困难, 而且也会使得实际治疗中换能器探头机械移动的灵活性大大降低。因此, 阵元的宽度应相对小, 不宜太小。

分别选择阵元投影宽度为 0.6mm、0.7mm、0.8mm 和 0.9mm, 对声场仿真。其余参数选取同表 2。

可知, 当阵元宽度增大时, 焦平面最大声强逐渐增大; 阵元单位表面的最大声功率逐渐减小; 焦点尺寸不变, 为 $0.25\text{mm} \times 0.75\text{mm} \times 2\text{mm}$ 。因此, 折中选择阵元宽度 $Width=0.7\text{mm}$ 。此时, 换能器的直径 $D=51.1\text{mm}$, 这一结果基本符合 $F_{num} = \frac{R_{sp}}{D}$ 介于 0.8 和 1.0 之间的要求 (此时 $F_{num} = 40/51.1 \approx 0.78$)。

4.4 频率的选择

超声相控阵列的频率选择主要由聚焦区域面积、穿透深度、热量累积以及栅瓣数量等综合因素决定。一般来说, 频率越高, 空化域值高, 热量累积快, 然而, 频率越高, 栅瓣数量越大, 不易控制。因此, 设计中需要综合考虑。

超声在传播组织中的声衰减与频率有关, 声衰减系数 (也称为声吸收系数) 一般表示为 $\sigma = Bf^{1.1}$ ^[5], 超声频率越低, 组织的声衰减系数越小, 对声能吸收能力越低, 声穿透能力越强。超声频率的选取要兼顾组织的低衰减和高吸收两方面, 低衰减可以保证一定的穿透深度, 高吸收可以保证焦区内组织能迅速吸收声能以提高温度。

当发射频率不同时对声场仿真, 可知, 随着频率增加, 焦点尺寸逐渐减小; 焦平面最大声强逐渐减小; 阵元表面最大声功率逐渐减小。综合考虑, 频率选择 4MHz 比较合理。

图 4 是工作频率为 4MHz 时的线阵声场特性, 可以看出, 其声场能量集中, 声强峰值尖锐, 没有旁瓣, 焦点尺寸够小, 聚焦效果好。

4.5 线阵换能器的声场特性

线阵换能器的参数选择如下: 工作频率 $f=4\text{MHz}$, 曲率半径 $R_{sp}=40\text{mm}$, 阵元的投影宽度 $Width=0.7\text{mm}$, 阵元的投影高度 $Height=24\text{mm}$ 。仿真结果见图 5。

由图 5 所示的声场特性结果可知, 线阵换能器的聚焦效果好, 声场能量集中, 声强峰值尖锐, 焦平面的最大声强可达到 $2421.0\text{W}/\text{cm}^2$, 焦区声强具有极好的对称性, 而且不存在旁瓣, 焦点体积小, 为 $0.25\text{mm}\times 0.75\text{mm}\times 2\text{mm}$ 。因

此, 上述参数下的换能器聚焦性能好, 适合临床应用。

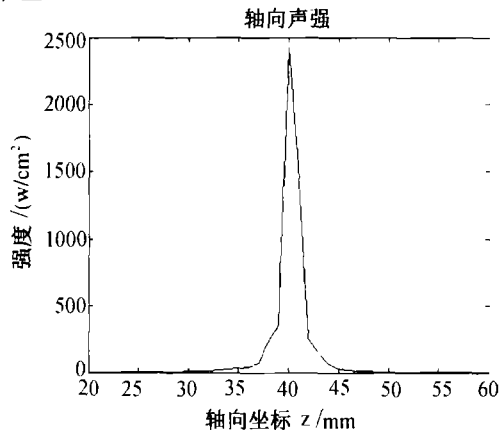


图 4 工作频率为 4MHz 时的线阵声场特性

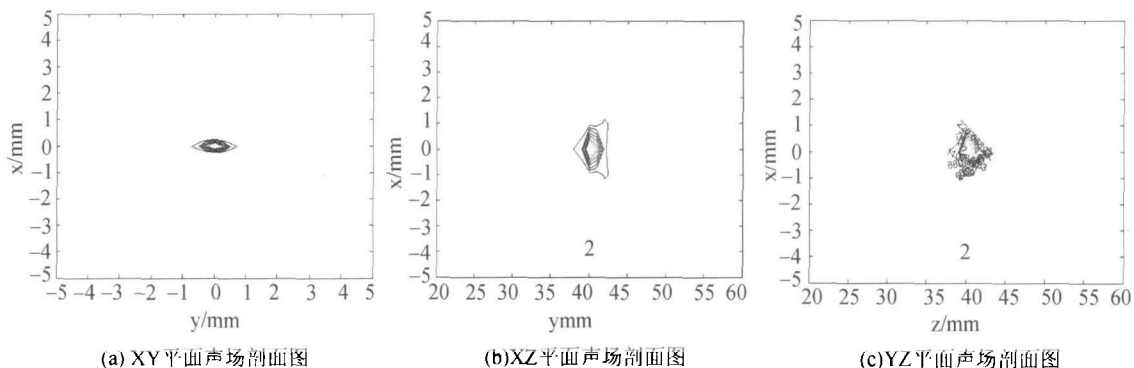


图 5 线阵换能器的声场特性图

5 结论

从原理上讲, 阵列聚焦换能器用于治疗具有许多优越性, 然而从实际设计角度出发尚有许多技术难题需要解决, 如控制电路较复杂、成本较高、及聚焦深度大时阵元数增加、设备复杂度也大大增加等。而且目前使用 HIFU 治疗良性前列腺增生主要是减小前列腺体积, 达到缓解症状的目的。作为一项新技术, 该技术还不成熟、不完善, 今后还需要进行多方面的研究, 如多焦点模式和为避免损伤周围组织的子阵工作模式, 实时监控技术等等, 需要大量的工作去不断研究, 使其完善、系统化。

参 考 文 献

- [1] G. ter Haar. Acoustic Surgery. Physics Today, 2001, 54(12): 29-34.
- [2] 霍彦明, 陈亚珠. HIFU 技术换能器探头的比较研究. 中国医疗器械杂志, 2000, 24(2): 91-101.
- [3] Ebbini E.S., Cain C. A.. Multiple-focus ultrasound phased-array pattern synthesis: optimal driving-signal distributions for hyperthermia. IEEE, 1989, 36(5): 541-548.
- [4] Mingzhu Lu, Mingxi Wan, Feng Xu, Xiaodong Wang, and Hui Zhong, Focused Beam Control for Ultrasound Surgery with Spherical-Section Phased Array: Sound Field Calculation and Genetic Optimization Algorithm. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 2005, 52(8): 1270-1290.
- [5] Daum D.R., Hynynen K. Theoretical design of a spherically sectioned phased array for ultrasound surgery of the liver. European. Journal of Ultrasound, 1999, (9): 61-69.