

B 超诊断仪凸阵阵元高度方向复合聚焦声场的研究

孙俊霞, 寿文德, 王鸿樟

(上海交通大学生物医学工程系, 上海 200030)

摘要: 文章研究 B 超诊断仪凸阵阵元高度方向复合聚焦声场的计算并推导了方便实用的计算公式。然后进行了实验和数值计算, 实验结果与理论预测相当吻合, 偏差不超过 7%。最后在计算机上进行数值仿真, 进一步研究了声透镜的几何参数影响声场参数的规律。

关键词: 复合聚焦; 凸阵; 声透镜

中图分类号: TB559 文献标识码: A

Study of complex focusing acoustic field in the element elevation direction of convex array of ultrasonic diagnostic B-scanner

SUN Jun-xia, SHOU Wen-de, WANG Hong-zhang
(Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China)

Abstract: Focusing is an effective method to improve the resolution of transducer. Usually there are two approaches to focus, one is to use piezoelectrical component with curve shapes, the other is to use lens. In this paper, the complex focusing of two approaches is studied and a better and feasible algorithm of the focusing acoustic field in the element height direction and in axial direction of ultrasonic diagnostic B-scanner is presented. Lens shapes are described and the field parameters are numerically computed. The model results were compared to experimental measurements. It indicates that the experimental and model results are in close agreement, and the deviation between them is less than 7%. After that, by means of altering the geometric parameters of transducer, the better shape of lens and summarized regularities of sound field are obtained.

Key words: complex focusing; convex array; sound lens;

1 前言

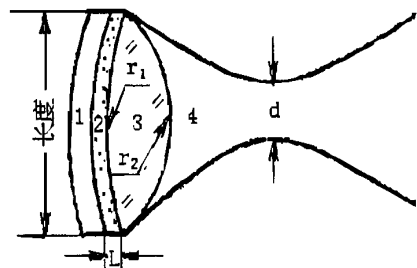
在超声诊断中, 换能器阵元高度方向的聚焦主要通过两种方法来实现。一种是直接将换能器压电元件加工成曲面形状, 另一种是利用声透镜来聚焦。本文将这两种方法结合起来, 对凸阵换能器的结构进行改进, 将换能器阵元在高度方向上加工成圆弧形, 在其前面置一个声速小于人体声速的双凸(高度方向上)透镜, 从而实现阵元高度方向的复合聚焦。文中探讨了单个阵元的声场计算方法, 并通过实验证明了该方法的可靠性。计算结果表明复合聚焦能提高系统阵元高度方向的分辨力, 通过调节声透镜的几何参数能改变聚焦性能, 达到所期望的效果。

文中所推导的计算方法, 具有一定的实用性, 可方便地在计算机上对声场参数进行计算, 为实际制造提供充分的理论依据, 具有一定的指导意义。

2 理论推导

复合聚焦换能器模型(本文只计算单个阵元 α 的情形)如图 1 和图 2。假设以下条件成立:

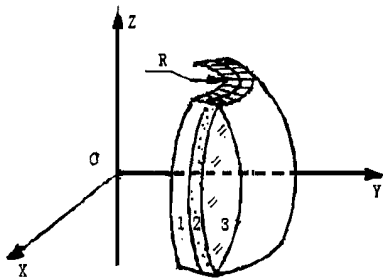
- (1) 声透镜是均匀介质, 其密度 ρ_b 和声速 c 是常数;
- (2) 声透镜的声衰减可忽略;
- (3) 声波在均匀的无限的理想水介质中传播;
- (4) 同一阵元辐射面上的声束法向振幅等幅同相, 经过透镜后在透镜第二个面上的法向振幅等幅;
- (5) 换能器的发射频率为 3.5MHz。



1: 压电晶片; 2: 双层匹配层(厚度为 L)
3: 双凸声透镜(曲率半径 r_1, r_2); 4: 声场区(水)
图 1 换能器及声场模型(剖面)

收稿日期: 99-11-26; 修回日期: 2000-05-17

作者简介: 孙俊霞(1977-), 女, 河南人, 硕士研究生, 研究方向: 医学超声。



a: 关于 Y 轴对称的单个阵元
图 2 换能器(含声透镜)的立体模型

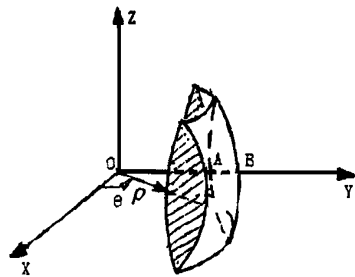


图 4 声透镜模型

2.1 原理

理论上超声波经薄声透镜传播时^[1], 入射界面处相当于新的波源, 可以用波动观点计算声场, 但是由于亥姆霍兹积分计算近场有一定的局限性, 因此不能运用亥氏积分法描述声波在薄声透镜中的传播。既然声透镜的聚焦作用主要是通过改变入射波束的相位来实现的, 那么我们可以直接运用几何方法求出每一点的入射波束经过声透镜后的相位变化情况。只要求出各入射波束经过透镜的路径长度 d_i , 乘以声透镜的圆波数 k , 即得各入射点的相位变化 $\varphi_i = d_i \times k$ 。将 φ_i 作为声透镜各相应出射波束初始相位, 然后利用亥姆霍兹积分将各出射波束对空间某一点进行积分, 即可得到该点的声压(如图 3), 依此法求出空间声场的声压^[3]。

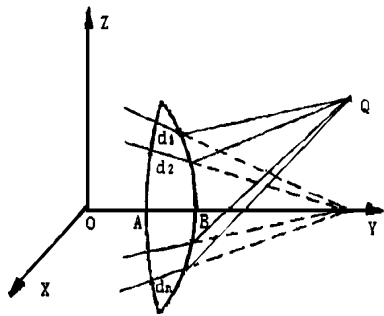


图 3 原理图(切面, $\theta_i = \pi/2$)

2.2 相位延迟的推导

为方便计算, 采用柱坐标 (ρ, θ, z) 。图 4 声透镜的模型(本文只讨论单个阵元 a) 相当于图 5 中 YOZ 平面上圆弧 L_1 和 L_2 所围成的闭合曲线绕 Z 轴旋转而形成, 图 5 中 L_1 和 L_2 的曲线方程分别是:

$$(y - \overline{OA} - r_1)^2 + z^2 = r_1^2 \quad (1)$$

$$(y - \overline{OB} + r_2)^2 + z^2 = r_2^2 \quad (2)$$

其中 r_1 和 r_2 分别是 L_1 和 L_2 的曲率半径。 \overline{OA} 是 L_1 曲线顶点 A 至原点 O 之间的距离, \overline{OB} 是 \overline{OA} 与声透镜的中心厚度之和。

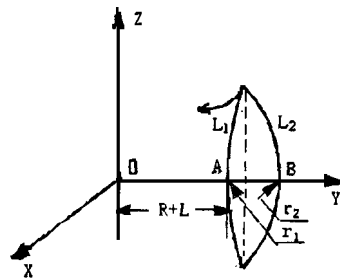


图 5 计算用图

根据绕坐标轴旋转的曲面的求法, 只要将(1)和(2)中的 y 换成图 4 柱坐标中的 ρ 即可得到透镜两个曲面的方程:

$$(\rho - \overline{OA} - r_1)^2 + z^2 = r_1^2 \quad (3)$$

$$(\rho - \overline{OB} + r_2)^2 + z^2 = r_2^2 \quad (4)$$

由于声透镜和声束方向的柱坐标对称性, 我们在 θ_i 平面内透镜的第一个面上任一点 $i(\rho_{0i}, \theta_i, z_{0i})$ 处取一微分面元 dS_1 , 则从该点入射的波束经透镜后到达透镜第二个面上的点 $(\rho_{1i}, \theta_i, z_{1i})$, 则 $d_i = \sqrt{(\rho_{1i} - \rho_{0i})^2 + (z_{1i} - z_{0i})^2}$, 显然 d_i 与 θ_i 的值无关。

欲求 d_i , 需先求出声束在声透镜 S_2 表面上的出射点 $(\rho_{1i}, \theta_i, z_{1i})$, 则可将 S_2 曲面方程与入射声束的方程联立后解出。

由于声束在透镜中传播方向不变且具有柱坐标对称性, 故出射点的 ρ_{1i} 与 θ_i 无关, 因此上述联立方程组为:

$$\begin{cases} (\rho_{1i} + r_2 - \overline{OB})^2 + z_{1i}^2 = r_2^2 \\ z_{1i} - z_{0i} = - \frac{1}{\left. \frac{dz}{d\rho} \right|_{(\rho_{0i}, z_{0i})}} (\rho_{1i} - \rho_{0i}) \end{cases}$$

这里的第二个方程就是从点 $(\rho_{0i}, \theta_i, z_{0i})$ 入射, 从点 $(\rho_{1i}, \theta_i, z_{1i})$ 出射的声束方程, 由上面的方程组解得出射点的位置 ρ_{1i} 、 θ_i 、 z_{1i} 以及 d_i 的值, 计算结果适用于阵元的任何 θ_i 平面, 误差很小。

若声束入射到声透镜第一个面的相位为 0, 当声束从透镜的第二个面出射时各点相位则为 $\varphi_i =$

$d_i \times k$ 。

2.3 空间声场的推导

我们在声透镜第二个面上点 i 处取一微分面元 dS_2 , 则有:

$$dS_2 = \frac{r_2}{\sqrt{r_2^2 - (\rho + r_2 - OB)^2}} \cdot \rho \cdot d\rho \cdot d\theta$$

如图 6 所示。

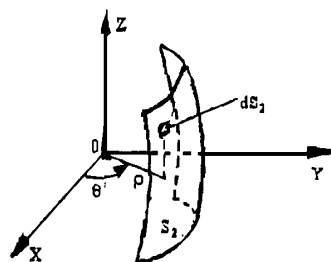


图 6 计算用图(为便于理解, 将阵元宽度放大)

假设阵元辐射面的法向振速为 $u_n \exp(j\omega t)$, 在 S_2 面上点 i 的振速为 $u_n \exp(j\omega t - \varphi_i)$, 利用亥姆霍兹积分公式得空间某一点 $Q(\rho_q, \theta_q, z_q)$ 的声压为^[2,3]:

$$p(\rho_q, \theta_q, z_q, t) = j \frac{\rho_0 c k u_n e^{j\omega t}}{2\pi} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \frac{e^{-jk(r_{ij} + \varphi_i)}}{r_{ij}} \cdot \frac{r_2}{\sqrt{r_2^2 - (\rho + r_2 - OB)^2}} \cdot \rho \cdot \Delta\rho \cdot \Delta\theta$$

其中 $M \times N$ 是在 S_2 面上所分的面元数, 沿与 ρ 对应的 L_2 弧长方向分 M 份, 沿 θ 方向分 N 份, r_{ij} 是面元到空间 Q 点的距离, 将空间任一点的坐标代入上式, 即可得到该处的声压值。

3 实验验证

由于单个阵元宽度很小, 接近于声波长, 故声波在宽度方向的水平面内几乎是无指向性的, 因此本文主要计算和验证阵元高度方向的声场分布。

实验用的是一种商品化的医用探头, 形状和我们所设计的探头形状相似。实验分三部分:

首先测出探头的几何尺寸: 阵元高度与宽度、匹配层厚度、阵元曲率、凸阵曲率、声透镜两个面的曲率。然后采用脉冲回波法, 测单个阵元的焦距, 当水与空气的界面正好位于焦平面时, 回波最强, 因此通过调节水量可找出其焦平面位置, 水深即为焦距。实验装置如图 7。最后用水听器测换能器单个阵元的声场。实验装置如图 8, 换能器与水槽之间用一层透声膜隔开, 水听器探头放入水槽中, 超声波信号发生器产生脉冲波, 经换能器晶片发射到水中, 水听

器探头接收到水中的脉冲波后, 在示波器上显示出来。水听器探头可左右、前后、上下移动, 通过移动水听器探头的位置来测定换能器在水槽中的声场情况, 记录各点的声压值, 从而可算出 YOZ 平面 -6db 束宽以及焦柱长度。

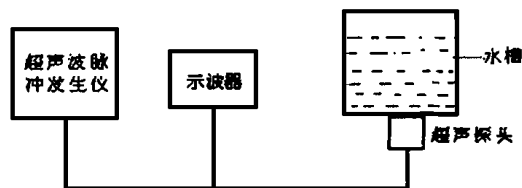


图 7 测焦距的实验装置

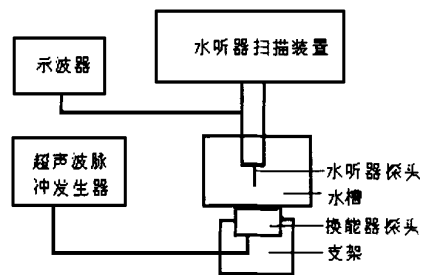


图 8 测空间声压的实验装置

根据测出的探头的几何参数: 阵元高度与宽度、匹配层厚度、阵元曲率、凸阵曲率、透镜两个面的曲率, 利用所设计的算法编程, 求出相应的声学量, 与实验所得数据相比较, 如下表:

表 1 实验值与理论值比较

类别	焦距 / mm	YOZ 平面波束宽度 / mm	焦柱长度 / mm
理论值	67.9	2.0	56.5
实验值	64.2	2.1	53.0

表 1 中实验值与理论值相当接近, 偏差不超过 7%。下面的图 9 和图 11 是根据实验数据在 Matlab 中描出的图形, 图 10 和图 12 是根据理论计算得到的数据而描出的图形。图 9 和图 10 是波束宽度分布图, 图 11 和图 12 是主轴声压分布图。图中的声压相对值是指声压计算式中的常数项作“1”处理, 并将声压实部和虚部取模。

由以上的比较可见实验结果与理论预测能较好地符合, 这充分证明了所设计的算法的合理性与正确性。

4 讨论

在验证了算法的正确性后, 我们就可在计算机上模拟改变几何参数时声场的变化情况。结果见表 2、表 3 及表 4。

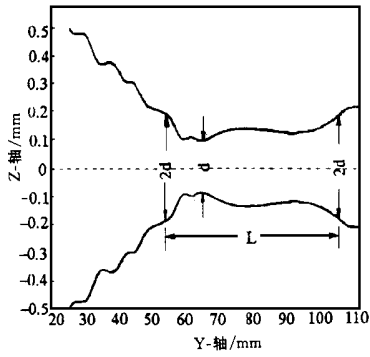


图 9 实验图(阵元高度方向-6db束宽)

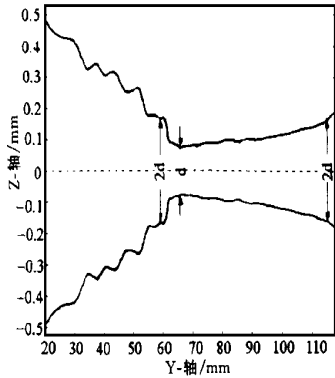


图 10 理论图(阵元高度方向-6db束宽)

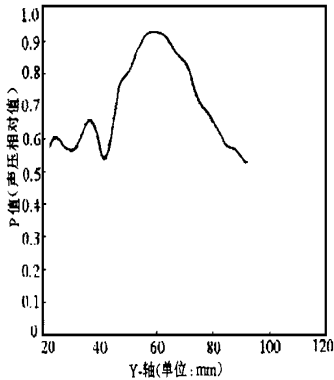


图 11 实验图(轴向声压)

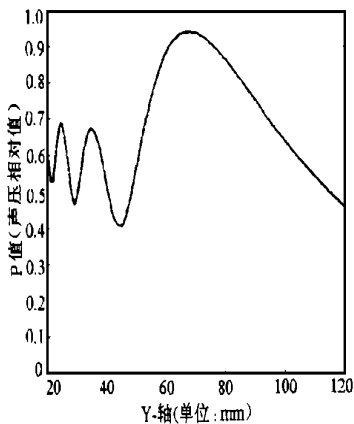


图 12 理论图(轴向声压)

表 2 有声透镜对声场参数的影响

分类	焦点峰值声压 / 相对值	焦距 / mm	YZ 波束宽度 / mm	焦柱长度 / mm
无透镜时	0.1052	59.85	2.30	66.00
有透镜时	0.2102	28.75	1.00	12.90

表 3 有声透镜时改变声透镜的右曲率半径

r_2 / mm	焦点峰值声压 / 相对值	焦距 / mm	YOZ 平面-6db 束宽 / mm	焦柱长度 / mm
$r_2 = 39.46$	0.2358	29.20	0.92	9.45
$r_2 = 50.00$	0.2142	32.00	1.00	10.20
$r_2 = 60.00$	0.2011	34.00	1.04	14.50

表 4 有声透镜时改变压电晶片的口径

口径 / mm	焦点峰值声压 / 相对值	焦距 / mm	YOZ 平面-6db 束宽 / mm	焦柱长度 / mm
15	0.2102	28.8	1.04	12.30
16	0.2238	29.0	1.00	10.90
17	0.2379	29.2	0.96	9.45
18	0.2522	29.4	0.88	8.65

这些计算都是在 3.5MHz 的工作频率下进行的。计算结果表明:声透镜对阵元高度方向聚焦声场的影响很大。加声透镜后,聚焦程度增加,分辨力变好。当声透镜右曲率半径增加时,聚焦程度减弱,分辨力变差;当阵元高度增加时,聚焦程度增强,分辨力变好。

5 结论

前面的实验证明我们所推导的算法用于计算阵元高度方向复合聚焦的换能器声场是行之有效的,并能显著提高阵元高度方向的分辨力。

要改善换能器的分辨力,调节声透镜的参数比调节换能器其他参数容易实现。文中所设计的算法,便于在计算机上模拟,运算精度可通过调节积分的面元数来实现,换能器的几何参数可以随意改变,无疑给分析带来了极大的方便。这对实际制造有一定的指导意义,避免了反复实验所带来的人力和物力上的浪费。

参考文献:

- [1] 冯若等编,超声诊断设备原理与设计[M],中国医药科技出版社,1993:298-303.
- [2] 郎益夫、蔡崇成、蒋楠祥、卜书中.B型超声诊断仪凸面相控阵探头聚焦声场的计算[J].中国生物医学工程学报,1990,9(2):127-133.
- [3] Roberti, Dino, Ludwig, Reinhold, Looft, Fred. A general-purpose computer program for studying ultrasonic beam patterns generated with acoustic lenses[J]. IEEE Transaction on Instrumentation and measurement, 1988, 37(1): 90-94.