

相控阵超声诊断仪中延时分布 对成像影响的研究

费保蔚 王波 卞正中 程敬之

(西安交通大学信控系, 710049)

在相控阵超声诊断仪中, 相控阵单元是仪器的关键部分。而延时量的计算及分布是相控阵单元的核心内容, 它直接影响着目标物成像时的形态、位置及几何尺寸等特征信息。本文对三种延时分布方案进行了研究, 提出了两种最佳延时方案。采用该方法实现相控阵避免了成像中的失真现象, 而且电路实现较为简便。

The effect of the delay distribution in phased-array ultrasonic diagnostic imaging

Fei Baowei Wang Bo Bian Zhengzhong Cheng Jingzhi

(Dept. of Biomedical Engineering, Xian Jiaotong University)

In phased-array ultrasonic diagnostic equipment, the phased-array controlling unit is the most important part. The delay distribution is the essence of the phased-array. It affects the image of an object in many aspects, such as shape, dimension and position. In this paper, we discuss three design methods of delay distribution and present two optimum design methods. Using these methods, the design of phased-array controlling unit is simplified and the image distortion is eliminated.

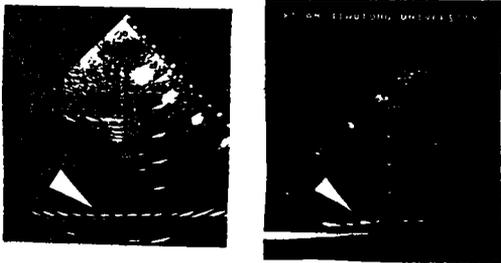
1 引言

在医用超声成像中, 超声探头向物体发射超声波, 并接收来自探测目标物的回声信号。回声信号携带着目标物形态、大小及空间位置等信息, 在经过放大及处理之后送监

视器成像。所成的像是否真实地反映目标物的形态、大小及空间位置等特征, 这是在医用超声诊断仪的设计中一个十分关键而根本的问题。相控阵超声诊断仪利用相控阵技术实现电子扇形扫描。在相控阵单元中延时量的分布直接决定着成像规律。如图 1.(a), (b)所示, 它们是采用两种延时分布方案时, 对同一测试模块进行扫描所成的像, 图像左右翻转了一下, 图中下半部分是一直线排列

收稿日期: 92-7-1 修回日期: 92-10-24

均匀分布的小钢球。图1(a)中的像较真实地反映了实际目标物的特征，图1(b)中的直线变成了曲线，所成的像在空间位置上产生了失真。在临床应用中，对人体内部组织的成像也会产生失真，可能导致医生误诊。



(a) (b)

图1箭头所指为一排小球的像

2 相控阵成像原理^[1,2]

相控阵超声断层显像仪是借鉴雷达天线相控阵扫描原理构成的，它运用雷达天线探测目标的相控技术，使得线列阵元换能器受到等级差时间延迟脉冲的激励，根据惠更斯原理，叠加形成的声束方向发生特定角的位移，以此来实现扇形扫描。

2.1 相控阵发射原理

如图2所示，当合成波束方向与阵列法向夹角为 θ 时，相邻两阵元的波程差为 L ，

$$L = d \sin \theta \quad (1)$$

$$\text{故 } \tau_T = L/c = d \sin \theta / c \quad (2)$$

其中： $c = 1540 \text{ m/s}$ ，为超声波的传播速度^[3]； d 为两相邻阵元的中心距； τ_T 为两相邻阵元之间的发射时间差。

因此，控制 τ_T 就可以改变发射角度 θ ，即控制合成波的指向，从而进行相控扫描。

2.2 相控阵接收原理

如图3所示，假定空间内某一目标 P' 与阵元的距离远大于两相邻阵元的中心距，则 P' 到阵元的连线与换能阵列法向的夹角 θ' 定义为目标 P' 与阵元的相位角。回波信号到达两相邻阵元的波程差为 L' ，其与间距 d

之间的关系为：

$$L' = d \sin \theta' \quad (3)$$

$$\text{故 } \tau_R = L'/c = d \sin \theta' / c \quad (4)$$

因为同相位的信号相加，可获得最大的合成信号。如果将几个阵元接收到的信号分别依次延迟 τ_R ，然后进行叠加，则目标 P' 方向上的信号就能满足同相位的条件而获得最大值，而其他方向上的回波信号由于不满足相位关系而互相削弱以至抵消。这样就能获得目标 P' 的信息，完成相控接收。故在对某一方向进行了相控反射之后，对该方向实行相控接收只需满足条件：

$$\tau_R = \tau_T \quad (5)$$

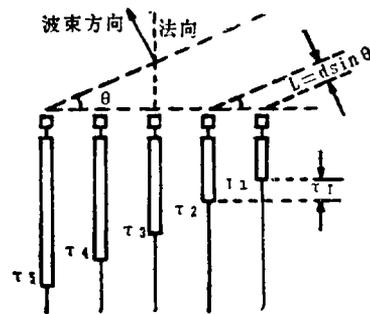


图2 相控阵发射原理

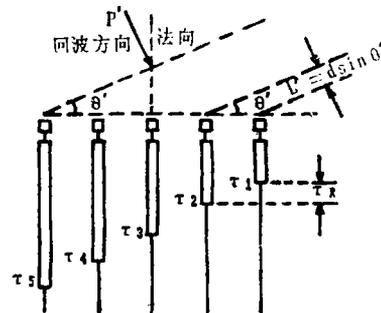


图3 相控阵接收原理

3 相控阵延时分布对成像的影响

根据相控阵的成像原理，我们来研究实现相控阵扫描时的延时量的分布。下面介绍3种延时分布方法，分别对它们进行分析和

比较。

为了简化起见，我们以3阵元为模型分别对扫描角度为 45° ， 30° ， 0° ， -30° ， -45° 进行讨论。如图4所示。

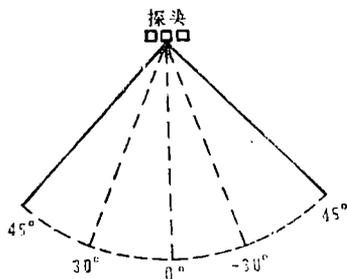


图4 相控阵扫描示意图

3.1 以一端阵元为基准进行延时分布

如图5所示，以第3号阵元为基准点，第1号阵元及第2号阵元的延时量随着扫描角度从 45° 变化到 -45° 而相应地改变。第3号阵元作为基准点，它的延时量为一定值。图中的 τ_{11} ， τ_{12} ， τ_{13} 分别代表第1号阵元，第2号阵元及第3号阵元相对于时间基准信号R的延时量。

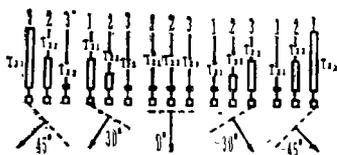


图5 以一端阵元为基准的延时分布方案示意图

这种方法可以用“杠杆”旋转的方式形象地表示，以第3号阵元为“支点”，杠杆旋转从而实现扫描。如图6所示。



图6 延时分布方案1时的扫描示意图

在成像时，各阵元同时工作形成合成波束。扫描角度不同时，合成波束的波阵面也随之变化。以时间基准信号R为参考点，合

成波束波阵面中心点位置的延时量，我们定义为该扫描角度时的等效延时量。在图6中， T_{11} 、 T_{12} 、 T_{13} 、 T_{14} 、 T_{15} 分别表示在扫描角度为 45° 、 30° 、 0° 、 -30° 、 -45° 时的等效延时量。

下面我们来定量地分析在扫描角度为 θ_1 时，等效延时量 T_{01} 的值。

设相控阵换能器总的阵元数为 n (n 设为偶数)，两相邻阵元中心距为 d ，等效延时量应以换能器为中心点进行计算。

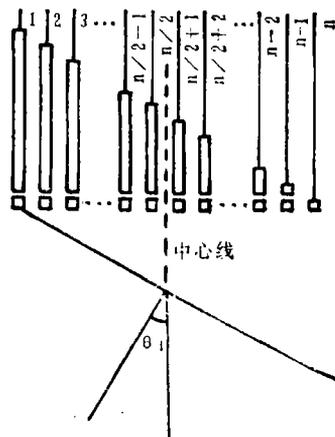


图7 等效延时量的计算

根据相控阵发射原理，等效延时量 T_{01} 为：

$$T_{01} = \left(\frac{n}{2} - \frac{1}{2} \right) d \sin \theta_1 / c + t_c \quad (6)$$

其中： c 为超声波在人体中的传播速度，

t_c 为时间常量，它等于扫描角度为 0° 时，各阵元的延时量。实际上， t_c 等于如图5中“支点”第3号阵元的延时量 τ_{13} 。

因此：

$$t_c = (n-1)d \sin \theta_{max} / c \quad (7)$$

由(6)式及(7)式可知：

$$T_{01} = \left(\frac{n}{2} - \frac{1}{2} \right) d \sin \theta_1 / c + (n-1)d \sin \theta_{max} / c \quad (8)$$

下面我们来计算一个具体的例子：

设 $n = 64$, $d = 0.25\text{mm}$, $c = 1540\text{m/s}$,
扫描角度从 45° 变化到 -45° , $\theta_{\max} = 45^\circ$ 。在
时间 T_{θ_i} 内，超声波在人体中传播的距离为

$$S_{\theta_i} = T_{\theta_i} \times c \quad (9)$$

由于超声波在人体中传播往返共两次，
因此等效延时量 T_{θ_i} 在成像中产生的位置误
差为 $S_{\theta_i}/2$ 。如表 1 所示。

表 1 等效延时量 T_{θ_i} 及位置误差 $S_{\theta_i}/2$

$\theta_i (^\circ)$	$T_{\theta_i} (\text{ns})$	$S_{\theta_i} (\text{mm})$	$S_{\theta_i}/2 (\text{mm})$
45	1.085E+03	1.671E+01	8.353E+00
40	1.052E+03	1.620E+01	8.099E+00
35	1.016E+03	1.565E+01	7.827E+00
30	9.789E+02	1.507E+01	7.537E+00
25	9.393E+02	1.447E+01	7.233E+00
20	8.981E+02	1.383E+01	6.915E+00
15	8.555E+02	1.318E+01	6.588E+00
10	8.120E+02	1.250E+01	6.252E+00
5	7.677E+02	1.182E+01	5.912E+00
0	7.232E+02	1.114E+01	5.568E+00
-5	6.786E+02	1.045E+01	5.225E+00
-10	6.344E+02	9.769E+00	4.885E+00
-15	5.908E+02	9.099E+00	4.549E+00
-20	5.483E+02	8.444E+00	4.222E+00
-25	5.071E+02	7.809E+00	3.904E+00
-30	4.675E+02	7.199E+00	3.600E+00
-35	4.299E+02	6.620E+00	3.310E+00
-40	3.945E+02	6.075E+00	3.037E+00
-45	3.616E+02	5.568E+00	2.784E+00

由上面的分析可知，随着扫描角度的变
化，等效延时量也随着变化。在 45° , 30° ,
 0° , -30° , -45° 时的等效延时量满足 T_{11}
 $> T_{12} > T_{13} > T_{14} > T_{15}$ ，设在这五个方向
上在同一深度有五个小球，如图 9(a) 所示。
经过成像系统之后，这五个小球所成的像及
它们之间的相对位置又会怎样呢？

一般相控阵扫描总共由 128 根扫描线组
成，扫描角度从 45° 到 -45° ，因此两相邻扫
描线之间相隔 0.703° 。我们选取扫描角为 θ_i
时的情况进行讨论，如图 8 所示。

时间基准信号 R 由控制 CPU 发出，周期
为 T，即两相邻扫描线之间的时间。此时的

声学技术

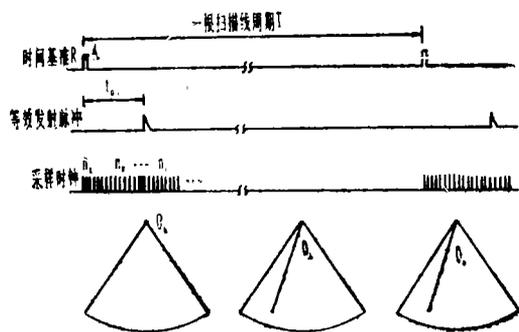


图 8 等效延时量对成像的影响

等效延时量为 T_{θ_i} ，即等效发射脉冲相对于
时间基准信号 R 延迟了时间 T_{θ_i} 。在具有数
字扫描处理器 (D.S.P) 的相控阵超声诊断仪

中，携带着目标物信息的回声信号经过采样处理、坐标转换等各种数字信号处理之后经D/A转换成模拟信号送监视器成像。采样时钟从时间基准信号开始对回波信号进行采样。采样时钟在 n_1 点所获得的数据对应于扇形坐标的 o_1 点，在 n_2 点所获得的数据将对应于扇形坐标的 o_2 点，……，同样，在 n_1 点所获得的数据对应于扇形坐标的 o_1 点。在扫描角度为 θ_{01} 时，由于引入了等效延时 T_{01} ，使得等效发射脉冲相对于时间基准信号R延迟了时间 T_{01} 。实际上，时钟信号在 n_1 点所获得的数据反映的是换能器表面的回声信息，应该显示在扇形坐标的原点，而错误地被系统对应到扇形坐标的 D_1 点。因而，经过系统成像之后，目标物的位置信息产生了失真。所以图9(a)所示的五个小球经过系统成像之后，在监视器上所成的像为图9(b)所示。

这种方法，以一端阵元为基准进行延时分布，思路简单，延时量的计算较为方便；但在成像时造成了物体空间位置的失真。

消除这种失真的方法有两种：(1)在每一扫描延时中加入补偿延时量，以补偿因等效延时量而造成的延时误差；(2)在帧存储器中将象素点的位置进行适当调整。

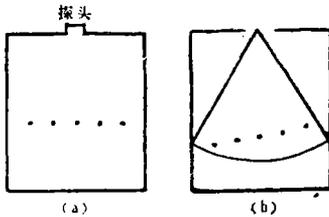


图9 延时分布方案1对成像的影响

3.2 以最小延时阵元为基准进行延时分布

在这种方法中，扫描角度从 0° 到 45° 时，延时分布是以第3号阵元为基准，此时 $\tau_{23} = 0$ ；扫描角度从 0° 到 -45° 时，延时分布是以第1号阵元为基准，此时 $\tau_{21} = 0$ 。扫描角度从 45° 到 -45° 变化，延时分布总是以最小延时阵元为基准。

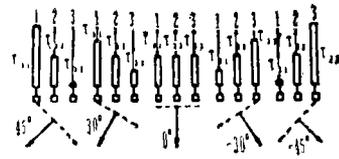


图10 以最小延时阵元为基准进行延时分布

这种方法也可以用“杠杆”来形象地表示，只是在这里“支点”不再是某一端点，而是在 45° 至 0° 时以阵元3为“支点”，在 0° 至 -45° 时以阵元1为“支点”，如图11所示。

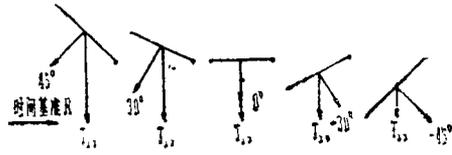


图11 延时分布为方案2时的扫描示意图

在这种方法中，等效延时量仍然随着扫描角度的变化而变化，而且扫描角度从 45° 到 0° 时与扫描角度从 0° 到 -45° 时，等效延时量是对称分布的。因此，在成像时也会产生失真，如图12所示。

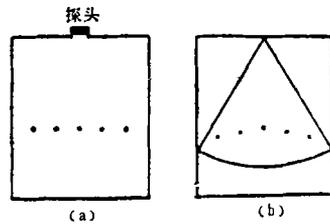


图12 延时分布方案2对成像的影响

这种方法的优点是：延时量小，扫描角度为 45° 到 0° 时与扫描角度为 0° 到 -45° 时所需的延时量对称相等，实现十分方便。

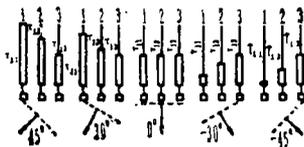


图13 以阵列中心为基准进行延时分布

3.3 以阵列中心为基准进行延时分布

在这种方法中，延时分布以第 2 号阵元为基准。扫描角度从 45° 到 -45° ，第 2 号阵元的延时量是一定值。

同样，这种延时分布实现扫描也可以用“杠杆”原理来描述。

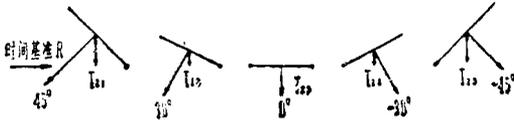


图14 延时分布方案 3 时的扫描示意图

此时，延时分布以换能器阵列中心为基准，这样正好抵消了由于扫描角度不同给等效延时量带来的影响。从而在不同扫描角度时，各等效延时量都相等。因此，只要在时间基准信号与采样时钟之间加入这一固定的延时量，在系统成像时就不会产生失真。如图15所示。

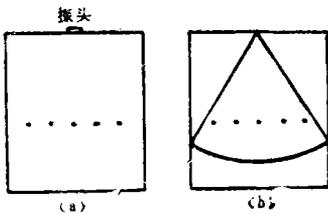


图15延时分布方案 3 时所成的像

这种方法的优点是：成像时不会产生失真，实现较为方便。

4 讨论与结论

我们结合国家项目，按照上面提出的方法进行了实验。在实验中，我们首先选取了

以最小延时阵元为基准进行延时的方案。这种方法延时量小，而且扫描 45° 到 0° 所需的延时完全对称于扫描 -45° 到 0° 所需的延时，电路实现十分方便。实现结果如图 1 所示。与我们的分析完全一致。

消除图象失真，我们采取了在扫描延时中加入补偿延时的方法。具体办法是：首先计算出不同扫描角度时的扫描延时量和等效延时量，扫描延时量减去等效延时量，再加上一延时常量，所得结果作为相控阵成像所需的延时量。加入一延时常量是为了控制时间基准。

同时，我们还选择了以阵列中心为基准的延时分布方案。这种方法虽然延时量要大一点，但无须加入补偿延时，设计较为方便。也是一种较理想的方案。

在相控阵超声诊断仪中，相控阵单元是仪器的关键部分，而延时量的分布是相控阵单元的核心内容；它不仅控制着相控发射、相控接收而完成相控扫描，而且直接决定了相控阵的成像规模。延时分布的设计直接影响着目标物成像时的形态、大小及空间位置等特征信息。

参考文献

- 1 万明习、卞正中、程敬之，医学超声原理与技术，1991年，西安交通大学出版社
- 2 曲文敏、程敬之，智能相控阵超声断层仪中B/M型图象的实现，生物医学工程学杂志，1990，7(2)：141~145
- 3 David A. Carpenter, Sound velocity choice for modeling and measurement, Ultrasound in Med, & Biol. 1989; 15:23~25

