

数字聚焦超声反射 CT 成像初步研究^{*}

黄剑哲 兰从庆 刘政林 熊伟

(中科院武汉物理与数学所 武汉·430071)

对于单元发、阵接收的模型,采用反射回波的包络作为投影,按滤波后投影算法(FBP法)进行重建,得到物体内某一截面的重建像,然后调整接收阵的位置,获取多层截面的投影并重建成像,运用体绘制法(Volume Rendering Imaging)绘制了三维像,图像效果不好,分辨率不高。针对这一问题,文中应用了电子延迟方法处理接收信号,即对接收阵各阵元接收到的回波信号依照散射点相对接收阵的空间位置关系进行一定时间的延迟,利用此种方法重复上述步骤经过计算机模拟实验后得到的图像质量明显改善,成像分辨率得到提高。

关键词: 电子延迟法,超声反射 CT 成像,体绘制法

Initial research of digital focusing method in ultrasonic reflection CT imaging

HUANG Jianzhe LAN Congqing LIU Zhenglin XIONG Wei

(Wuhan Institute of Physics and Mathematics, Wuhan · 430071)

For the model of unit transmit-array receive, we adopt overlap of echo pulse as projection and reconstruct it by the way of FBP (filter back projection) algorithm. Thus we get the reconstructed image of a section of the subject. Then by adjusting the position of the receiving array we get the projection of multi-section and reconstruct it, using Volume Rendering Imaging method we get three-dimension image, the quality of this image is not good and its resolution is low. In order to solve the problem this paper apply electronic delay technique to deal with receiving signal, namely echo pulse which every array unit received towards the scatter point delay for some time according to relative position between array unit and scatter point. Using this signal processing method to repeat the word what had discussed previously, the result is of high resolution and good quality contrast with previous one.

Key words: electronic delay method, ultrasonic reflection CT imaging, volume rendering imaging

1 引言

超声成像技术能给出内部结构的可见像,是实现定性定量检测的一种重要方法,在工业无损检测及医学上有着广泛的应用。70年代初期,B型超声显像设备需要几秒钟才

能得到一帧人体软组织断面图像。多阵元换能器和电子技术的发展使实时电子扫描超声成像在临床诊断和工程检测中被广泛的运用。多阵元换能器和电子技术相结合,对实时B型超声设备的主要贡献在以下两个方面:第一能使合成的波束在软组织断面或体积内

* 国家自然科学基金、湖北省自然科学基金资助

第一作者:黄剑哲,男,23岁,硕士研究生

收稿日期:97-12-22;修回日期:98-3-17

快速扫描,且不必移动或转动换能器。第二结合发射和接收声波的控制与处理,使合成波束具有好的时间和空间特性。为了获得分辨特性好、动态范围大和几何失真小的超声图像,对成像过程中一些信号处理方法如电子延迟聚焦法开展研究是很有必要的。

2 聚焦原理

2.1 原理

利用电子时间延迟法实现聚焦的接收信号处理方法^[1]如图1,考虑聚焦点在P点,应用的是单元发、阵接收的成像模型。回波从散射点P到达接收阵,各阵元将接收到的信号相加输出。因P点到各阵元的空间距离不一样,故各阵元接收到的回波信号也不同,相加后会出现异相叠加的情况,为此针对P点与各阵元之间的空间距离关系,对不同的阵元引入不同的时间延迟,使各阵元接收到的P散射点回波信号的同相相加输出,焦点以外因异相叠加,所合成的输出信号可能会出现互相抵消的情况,从而达到聚焦的目的。

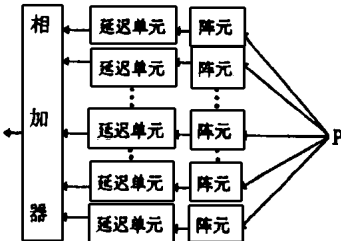


图1 线性阵换能器电子接收聚焦原理示意图

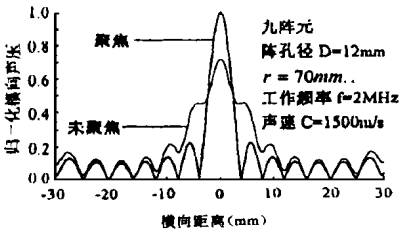


图2 声场横向分布曲线图

2.2 声场模拟计算

设总阵元数为 $2N + 1$, 各阵元中间间距为 d , 接收阵孔径为 D , 聚焦点为 P, 传播介质中声速为 c 。则 P 点到第 i 个阵元的空间传

播距离为 $r_i = \sqrt{r^2 + (id)^2}$, i 代表不同的阵元 ($i = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm N$)。 r 为 P 点到中间阵元 (即 $i = 0$) 的垂直距离。以中间阵元为参考点时,并考虑近轴情况,散射点的回波到各阵元的传播时间差变为^[2]:

$$\Delta t_i = i^2 d^2 / 2rc \quad (i = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm N) \quad (1)$$

根据可逆递推原理,现考虑以上接收阵作为发射线阵在 P 点及 P 点附近的声场分布。这里为了讨论的方便,将 $2N + 1$ 个体积、相位相同的小脉动球源均匀分布在一直线上,每个源间距为 d , 阵孔径为 $D = 2Nd$ 。P 为中间阵元 (即 $i = 0$) 与线阵垂直的轴线上的一点,距离中间阵元距离为 r , P 为与轴线垂直即横向方向上偏离 P 点为 Δl 距离的点。在 P 点的合成声压^[3]为:

$$P_p = \sum_{i=-N}^{i=N} \frac{A}{r_i} e^{j(\omega t - kr_i)} \quad (2)$$

$$r_i = \sqrt{r^2 + (\Delta l - id)^2} \quad (i = 0, \pm 1, \dots \pm N)$$

设 $r = 70\text{mm}$, $d = 1.5\text{mm}$, $N = 4$ (即 9 阵元), 介质中声速 $c = 1500\text{m/s}$, 工作频率 $f = 2\text{MHz}$, 孔径 $D = 12\text{mm}$ 。不断改变 P 点沿横向的空间位置,得到横向声场分布曲线如图 2 中的未聚焦曲线。引入时间延迟补偿后,在 P 点的合成声压为:

$$P_p = \sum_{i=-N}^{i=N} \frac{A}{r_i} e^{j(\omega t - k(r_i - \frac{i^2 d^2}{2r}))} \quad (3)$$

$$r_i = \sqrt{r^2 + (\Delta l - id)^2} \quad (i = 0, \pm 1, \dots \pm N)$$

这时横向声场分布曲线如图 2 中的聚焦曲线,当改变 r 从 65mm 到 75mm 时,可以得到未进行和进行了时间延迟补偿的声场分布灰度图如图 3(a)、(b)所示。由图 2、图 3 都可见引入时间延迟补偿后主波束宽度明显变窄,这为实现提高分辨率提供了理论依据。



(a) 未进行时间延迟补偿情况下声场分布 (b) 进行了时间延迟补偿情况下声场分布

图3 时间延迟补偿前后的声场分布

3 计算机模拟成像

考虑的是单元发、阵接收模型, 参数 d 、 N 、介质中声速 c 、工作频率、孔径 D 和聚焦点离中心阵元之间的距离 r 都与前节一样。

3.1 数字聚焦 B 扫成像

如图 4 所示, $r = 70\text{mm}$, 在与轴线垂直的 Z 方向上以坐标为 $(70, -6)$ 和 $(70, 6)$ 的两点为圆心分别放置两个半径为 3mm 的点反射体阵。设每个反射体元的反射系数为 1, 按照上述单元发、阵接收模型将收、发系统沿 Z 方向扫描, 从 $Z = 12\text{mm}$ 扫到 -12mm , 扫描间隔 0.2mm , 在扫到的范围内将接收到的回波信号进行检波并调制成灰度信号, 可得到所观察区域的 B 扫像。在不进行、进行了时间延迟补偿得到的 B 扫像如图 5(a、b) 所示。

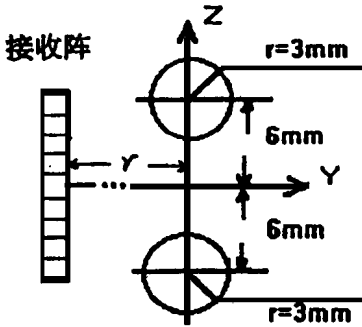
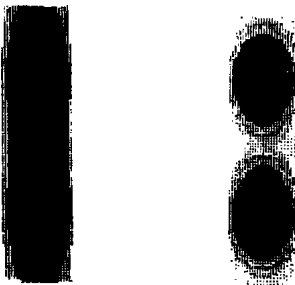


图 4 物体模型示意图



(a) 未进行时间延迟补偿情况下 B 扫像 (b) 进行时间延迟补偿情况下 B 扫像

图 5 B 扫像

3.2 数字聚焦 URCT 成像。

超声反射 CT 成像(URCT) 通常采用单声学技术

个换能器同时作反射和接收, 其原理图 7 所示^[4]。在 URCT 中, 为了提高成像分辨率, 要求换能器的波束分布呈扇形。即在 XY 平面内波束尽量扩散, 使其能覆盖所要成像的物体; 而与 XY 平面垂直方向要求波束尽可能薄, 使 URCT 能得到被成像物体的一个截面。为此, 人们曾采用柱面换能器, 使得波束在柱面焦点附近聚焦以得到薄的声束, 但这种方法有较大的局限性。本文试图将上节的时间延迟补偿方法用于 URCT 中, 以提高 URCT 图像沿与 XY 平面垂直方向的分辨率。

被成像物体示意图如图 6 所示, 即在坐标分别为 $(0, 0, 8)$, $(0, 0, 0)$ 和 $(0, 0, -12)$ 的 3 点为球心放置半径分别为 2mm 、 3mm 和 4mm 的 3 个球状点反射体阵, 且每个反射元的反射系数为 1。将此被成像物体置于图 6 所示的 URCT 成像系统中, 即 3 个球心的连线与 XY 平面垂直为 Z 轴, 而单元发、阵接收装置在与坐标 $(0, 0)$ 距离为 70mm 的圆上 (X_0, Y_0) 处, 该装置可沿圆周扫描以实现 URCT 成像, 同时又可沿 Z 方向扫描以得到 Z 方向多个截面的 URCT 像。在这种情况下不断调整接收阵, 使其在 Z 轴从 $Z = 14.5\text{mm}$ 往下移动到 $Z = -22.75\text{mm}$, 间隔为 $\Delta Z = 0.25\text{mm}$, 共得到 150 个被成像物体的截面像, 再利用体绘制方法^[5] 得到物体的三维像。未使用和使用了时间延迟补偿方法得到的物体三维像如图 8、图 9 所示, 对应的 ZY 平面方向获取物体最大截面的切片图像分别如图 10、图 11 所示。

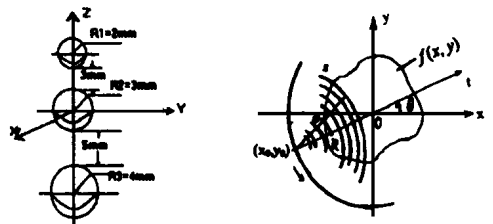


图 6 物体模型示意图 图 7 超声反射 CT 成像模型



图 8 未进行时间补偿情况下物体的三维像

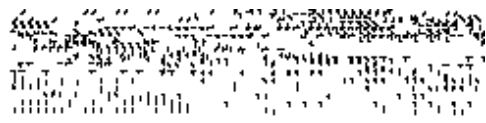


图 10 未进行时间补偿情况下物体 ZY 平面截面像

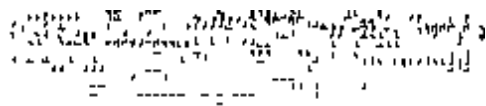


图 11 进行时间补偿情况下物体 ZY 平面截面像

4 结论

模拟聚焦方法中回波声束形成的方式都是一种模式,即每个阵元所接收的信号经前置放大及适当延迟后相加起来。这种模拟式的声束形成方式因器件的准确度不够(如延迟时间,放大增益等),参数容易产生漂移、恶化及引入噪声等,难以获得较好的成像的分辨率特性。数字式的声束形成方法是在声束形成以前就将各阵元接收的信号由 A/D 转换器转换成数字信号,在这种数字信号中保存了全部可用的幅度和相位信息,即能够采

集和保存接收孔径上全部有用的信息,因而利用数字聚焦方法可较好地实现接收聚焦。

本文采用单元发多元阵接收的模型,在对单点聚焦的情况下,利用数字聚焦方法进行了超声 B 扫和超声反射 CT 成像的计算机模拟研究,在聚焦点附近一个有限范围内得到了较好的初步结果,说明了数字聚焦方法对改善超声 B 扫和超声反射 CT 成像的分辨率十分有效,若要在一个较大的动态范围内都能获得较好的图像质量和横向分辨率特性,就要利用动态聚焦技术,根据接收位置的不同而改变焦点或接收孔径大小,从而在较宽的成像范围内都能获得较好的聚焦效果。

本文的工作曾得到许克和李珑等老师的指导,特此致谢。

参考文献

1. 冯若等. 超声诊断设备原理与设计. 中国医药科技出版社, 1992 年
2. 许克等. 实现固体中同步动态聚焦的一种方法. 湖北省声学学会文集, 1996 年
3. 杜功焕等编. 声学基础(下). 上海科学技术出版社, 1986 年
4. Lan C Q and Xiong W. An iterative method of ultrasonic reflection mode tomography. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1994; 13(2): 419 ~ 425
5. 熊伟. 非等分辨率射线跟踪体绘制方法及其在超声反射 CT 三维成像中的应用. 声学学报, 即将发表。

新的超声缝焊(滚焊)机研制成功

上海船舶电子设备研究所(七二六研究所)近来根据国内外供水系统中一种既能防锈又能防结垢的白铁管替代物——塑铝复合管的广泛应用,预测 2000 年后我国大中城市新造的民用住宅,其生活水管和饮用水管将有分开的趋势,经过多年的研究研制成了塑铝复合管中急需的一种高效、高质的铝管焊接设备——超声波缝焊机。该机特点:能进行连续焊接、焊接速度快、焊接强度高、能耗小、无需任何助焊剂、金属填料、外部加热等条件,它尤其适用于高导材料——铝、铜、银等薄板材料的焊接。

该机主要由超声波发生器、大功率超声换能器、自动调速和控制系统组成。整机关键元器件、材料及调速系统采用进口名牌产品,整机调整容易,可靠性高。该机目前已成为塑铝复合管生产线的关键设备,经多个工厂使用受到用户的好评,目前该机正进行批量生产。

七二六研究所陈思忠 98.9.5