

# 超声回波讯号的光学计算实时 处理方法的研究

林仕英 叶炽材

(中国科学院广州电子技术研究所, 广州 510070)

**提要** 本文分析了超声检测目前分辨率受限的根本原因, 并提出用光学计算方法实时处理超声回波讯号, 以改善其分辨率。

**关键词** 超声回波, 卷积, 分辨率

## Study of optical computing real-time processing method for ultrasonic pulse-echo signal

LIN Shiyang, YE Chikai

(Guangzhou Institute of Electronic Technology, Academia Sinica, Guangzhou 510070)

**Abstract** This paper analysed the limitations of resolution of ultrasonic detection and presented a method of optical computing real-time processing for ultrasonic pulse-echo.

**Key words** ultrasonic pulse-echo, convolution, resolution

## 1 引言

由于超声探头的研制涉及声场固有特性、声功率的测量、压电材料加工及探头制作工艺等诸多因素, 目前超声检测系统均因纵向和横向分辨率所限, 致使受检的点目标变模糊。为了提高分辨率, 人们做了许多工作<sup>[1]</sup>。本文分析了超声回波系统致模糊的机理, 并从光学信息处理的角度分析超声回波讯号, 保存其位相信息, 使被超声回波系统弄成模糊的斑块复原为一个点, 以改善检测灵敏度。

## 2 超声回波系统分辨率受限的分析

超声检测的分辨率分纵向(沿超声波前进的方向)及横向(沿扫描方向)。纵向决定于超声脉冲宽度。在理想情况下, 脉冲为  $\delta(t)$ , 靶点目标对应为时间坐标上的一个几何点。实际上超声脉冲有一定宽度, 回波便对应为一段线段, 像变模糊了。此外, 即使把激励的电子脉冲做得很窄, 但由于探头本身的阻尼作用, 所生成的机械超声波也是前沿不陡, 后沿拖长。在时间坐标上占有一段时间, 无法成为理想的  $\delta$  函数。而横向分辨率主要决定于超声束的宽度。波束宽度也是不能任意缩小的。根据波的衍射理论<sup>[2]</sup>, 当波束细至一定程度, 由衍射引起的发散便占主

导地位。声波衍射取决于波长  $\lambda$  及超声探头尺寸(宽度)  $D$ 。 $\lambda$  越大,  $D$  越小, 衍射发散角越大, 声束“近场”长度(即  $D^2/4\lambda$ , 为贴近探头波束尚未明显发散的范围)也越短。超声波比可见光的波长约大三个数量级。比 X 光波长大约大六个数量级, 这就是横向分辨率提不高的根本原因。以用于腹腔扫描的超声波为例, 常规波长为 0.6 mm 左右, 要穿透整个腹腔而没有明显发散, 探头(波束)宽度须取 24 mm 左右, 从而两个靶点在这个宽度之内便无法分辨, 即使所谓“聚焦探头”也只能在离探头某一固定距离处略聚细些, 然后也急剧发散使分辨率极不均匀。须知这些衍射发散是波动的固有特性, 是不能以改进器件、材质等加以克服的。解决的办法只能从分析超声回波全过程着手, 对超声回波讯号作处理。

### 3 超声回波过程的数学表达

超声讯号在非均匀介质中传播, 对介质特性的变化很敏感, 受检物靶点声阻抗的变化将引起波的反射。假设探头与反射靶子是一个线性系统, 即整个靶子对探头发出的超声脉冲的反射结果是每个靶点反射的线性叠加, 因此接收到的超声回波讯号可以写成

$$y(t) = \sum_i P(t) * h_i(t) * g(r_i, t) * h_r(t) \quad (1)$$

式(1)是所有反射靶点( $i$ ) 超声回波的总和。其中,  $P(t)$  为超声探头的驱动电子脉冲;  $h_i(t)$  是超声探头的电声响应,  $P(t) * h_i(t)$  表示探头发射出来的机械超声脉冲;  $g(r_i, t)$  表示受检靶点的反射特性, 即靶点分布函数;  $h_r(t)$  表示超声回波到达探头后由探头检出时的声电响应;  $*$  表示卷积运算。式(1)中令  $P(t) * h_i(t) = h'(t)$ , 它代表整个超声回波系统的脉冲响应, 则式(1)可以改写为

$$y(t) = [P(t) * h_i(t) * h_r(t)] * \sum_i g(r_i, t)$$

或

$$y(t) = h'(t) * \sum_i g(r_i, t) \quad (2)$$

式(2)表示接收到的输出讯号  $y(t)$  是靶点分布函数  $\sum_i g$  与  $h'(t)$  的卷积。现在若把靶点分布函数  $\sum_i g$  即受检物内部界面的轮廓看作系统输入, 则输出讯号中受检物轮廓变模糊显然是由于系统脉冲响应影响所致。量  $P(t) * h_i(t) * h_r(t)$  即  $h'(t)$  的傅里叶变换为  $P(\omega) \cdot H_i(\omega) \cdot H_r(\omega) = H'(\omega)$  是系统的传递函数。所以  $h'(t)$  (或  $H'(\omega)$ ) 包含了系统由于探头分辨率、电子线路精度及声波固有衍射发散特性等引起的致模糊因素。因此若能测出  $h'(t)$  或  $H'(\omega)$ , 就可对接收到的讯号  $y(t)$  作逆运算, 得到原始靶点分布  $\sum_i g(r_i, t)$ , 即受检物未被畸变, 轮廓不模糊。

### 4 超声回波讯号的光学计算实时处理方法考虑

对式(2)的运算, 固然可以通过电子计算机进行<sup>[3]</sup>, 但即使用快速傅里叶变换方法, 要达到实时处理还比较困难。用现代光学技术处理超声讯号有方法简单、快捷和实时的优点。如 Harold H. Szu 用以处理海洋超声讯号<sup>[4]</sup>, W. T. Rhodes 作了卷积和相关运算<sup>[5]</sup>。本文式(2)的运算用光学傅里叶变换技术处理是很方便的。式(2)经傅里叶变换后可表示为

$$Y(\omega) = H'(\omega) \cdot \sum_i G(\omega_r, \omega)$$

或

$$\sum_i G(\omega_r, \omega) = Y(\omega) / H'(\omega) \quad (3)$$

$$\text{即} \quad \sum_i g(r_i, t) = F^{-1}\{Y(\omega)/H'(\omega)\} \quad (4)$$

式中  $Y(\omega)$ 、 $H(\omega)$ 、 $G(\omega, \omega)$  分别为  $y(t)$ 、 $h'(t)$ 、 $g(r_i, t)$  的傅氏变换。如图 1 所示, 用二块傅里叶透镜组成的“4F”系统可解决式(3)、(4)的运算。

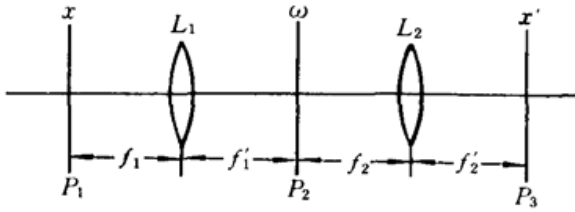


Fig. 1 Optical information processing “4F” system

图中  $L_1$ 、 $L_2$  是二块傅里叶透镜, 其焦距为  $f$ , 透镜  $L_1$  的前焦面  $P_1$  为输入平面, 后焦面为滤波片放置平面。  $P_2$  亦为  $L_2$  的前焦面, 透镜  $L_2$  的后焦面为输出平面, 如果把接收到的回波讯号  $y(t)$  变成光讯号从  $P_1$  处输入, 它的频谱  $Y(\omega)$  便落在  $P_2$  平面上, 如果预先做好一块滤频片  $1/H'(\omega)$ , 放置在  $P_2$  平面上, 透过滤频片的频谱便是  $Y(\omega)/H'(\omega)$ , 也即是  $\sum_i G(\omega, \omega)$ , 接着经过透镜  $L_2$  后, 在  $P_3$  平面上便得到  $\sum_i G$  的逆变换  $\sum_i g(r_i, t)$ 。

把接收到的超声回波讯号转化成光讯号, 可采用通用的位相阵列扫描系统或声光器件来完成<sup>[6]</sup>。目前声光器件是时间讯号输入光学系统的最灵活方法, 声光综合孔径雷达讯号处理就是极成功的例子, 雷达检测目标综合成像类似于一个从 Fresnel 全息图的各点源综合重现一个像, 对于超声回波讯号, 也可用声光器件作调制器转换成光学系统可接收的“图像”。将超声回波讯号输入声光调制器, 使装置内衍射格栅常数改变, 因此扩展的激光束照射声光装置, 可在输出平面上获得经超声回波讯号调制的光信息<sup>[4]</sup>。此外, 也可设计成类似于声全息使超声波直接调制相干光的方法, 只是声全息是靠液面皱纹对光的反射引起光的衍射的。为了使稳定性更好, 可设计成利用超声波在介质中传播时引起局部介质(透明介质)对光折射率的改变, 使透过介质的光产生调制。与声全息类似, 能得到位相与空间与之对应的光讯号, 用作光学计算输入。

用逆滤频技术能改善超声检测的分辨率<sup>[1,7]</sup>。式(3)滤频片  $1/H'(\omega)$  的制作, 可在一个较大的水槽中(只要水槽底面反射的超声回波不混杂到我们的接收讯号中便行), 悬浮一个孤立的靶点, 用本系统探头去检测它, 此时靶点  $g(r_i, t)$  便是孤立的  $\delta(t)$ , 依据  $\delta$  函数的卷积性质, 用探头检测接收到的超声回波讯号为

$$y(t) = h'(t) * \delta(t)$$

$$\text{即} \quad y(t) = h'(t) \quad (5)$$

将它输入光学系统(图 1 所示)的输入平面  $P_1$ , 则在  $P_2$  平面上得到  $h'(t)$  的频谱  $H'(\omega)$ 。如果在  $P_2$  处放置一块底板, 用全息照像的方法, 加上适当的参考光, 控制好曝光及显影时间, 使其浓度与  $H'(\omega)$  成正比, 便记录下  $H'$  的振幅和位相, 冲洗后放回原处, 先通过它, 透过率便与底片浓度成正比, 这便是  $1/H'(\omega)$  滤频片了。当然在实际操作中, 要控制显影时间和曝光量使底片浓度达到要求并非易事。而在全息和空间滤波的工作中, 大家都知道, 位相比浓度重要得多, 常常把全息片作漂白处理, 使成为位相全息, 会得到十分满意的效果。

## 5 讨 论

1. 超声检测在医疗及工业上有广泛的应用。用上述  $H'(\omega)$  的光学滤频方法会改善超声回波的信噪比, 提高其分辨率。本文式(1)回波系统的数学表达式中, 虽没列出与声波衍射有关的量, 但电子脉冲是通过具有一定宽度的探头发射和接收的。因此上述用孤立靶点测出系统脉

冲响应  $h'(t)$  中已包含了声波衍射特性的影响。 $1/H'(\omega)$  滤频不但能改善纵向分辨率,也对横向分辨率改善有效。

2. 本光学计算虽用了常用的‘4F’系统,技术上与大家熟悉的图像处理十分相似,但是一般的图像处理是把图像照片放在‘4F’系统的输入平面,用相干光作照明赋予位相进行处理,照片本来的位相信息是已经泯灭不存在的,在这种失却信号主要信息——位相的情况下是根本无法使分辨率提高的。这里是在成像之前把它原始带有位相的回波讯号进行光学计算处理,才能从逆运算中恢复原貌。

### 参 考 文 献

- 1 D. Behar, H. Olaisen *et al.*, *Electr. Lett.*, **16**, 88(1980)
- 2 M. Francon, *Optique Formation et Traitement des Image*, Masson et cie, 1972, 中译本,光学,北京工业学院,科学出版社,1979,24
- 3 James A. Seylay, Jalian R. Frederick, *Meterial Evaluation*, **31**, 223(1973)
- 4 Harold H. Szu *et al.*, *Opt. Eng.*, **5**, 804(1982)
- 5 W. T. Rhodes, *Proc. IEEE*, **69**, 65(1981)
- 6 Henry Stark, *Application of Optical Fourier Transforms*, New York, Academic Press, 1982, 209~210
- 7 J. Schmolke, D. Hiller, *IEEE Ultrasonic Symposium Proceedings*, 929(1982)

---

## 分布反馈谐振腔拉曼自由电子激光振荡器获得成功

中国科学院上海光机所王明常副研究员的自由电子激光器课题组,首次研制出具有分布反馈谐振腔的拉曼自由电子激光振荡器。该谐振腔满足布拉格条件成为分布反馈腔,取代传统的激光器反射镜,解决了反射镜阻挡电子束同轴通过和大功率激光损伤两个关键技术问题。

激光振荡器的主要技术参数为:

脉冲线加速器电子束能量 0.4 MeV,束流 800 A;激光器输出脉冲功率 6.6 MW,脉冲宽度 20 ns,激光波长 8.7 mm;在中心波长下的输出功率是超辐射的 2.5 倍;能量转换效率 2.1%。这台装置输出功率比日本大阪大学在 1990 年得到的功率高 10 倍。专家们认为,该研究成果在理论分析和实验结果达到 90 年代国际先进水平。

(纪 钟)