

# 多频率超声衍射 CT 图像重建的研究

樊 敏<sup>1</sup>, 方 杰<sup>1,2</sup>, 刘 红<sup>1</sup>

(1. 安徽大学 计算智能与信号处理教育部重点实验室, 安徽 合肥 230039;

2. 皖西学院 机械与电子工程系, 安徽 六安 237012)

**摘 要:**根据傅里叶衍射投影定理,不同频率的超声波得到的投影数据的傅里叶变换对应着复平面上不同半径的圆弧。文中对多频率衍射层析成像原理进行深入探讨,提出了多频率超声 CT 模型,并对多频率超声 CT 进行实验研究。重建步骤如下:首先,根据标准的体模算出重建数据点的值;然后运用网格插值法将非笛卡分布的重建数据点插值到笛卡网格内;最后用二维的傅里叶逆变换完成图像的重建。多频率超声衍射 CT 的成像速度要快于单频率 CT 的成像速度。

**关键词:**傅里叶衍射投影定理;计算机层析成像;多波段超声 CT

中图分类号:TP391.41

文献标识码:A

文章编号:1673-629X(2010)05-0227-03

## Study on Multi-band Ultrasound Diffraction Tomography

FAN Min<sup>1</sup>, FANG Jie<sup>1,2</sup>, LIU Hong<sup>1</sup>

(1. Education Ministry Key Lab. of Intelligent Computing & Signal Processing of

Anhui University, Hefei 230039, China;

2. Mechanical and Electronic Engineering Department of West Anhui University, Lu'an 237012, China)

**Abstract:**According to the Fourier diffraction projection theorem, the Fourier transformation of projection data from multi-band frequency ultrasonic is distributed to different radius arcs on the complex plane. In this paper, the theory of multi-band frequency diffractive computer tomography and the quality of reconstructive images are profoundly studied, and then the multi-band ultrasonic CT model is proposed and experimentally simulated. The reconstruction is as follows: firstly, the reconstruction data is calculated by Shepp and Logan1, then the non-Cartesian distributed reconstruction data is interpolated to Cartesian grid with gridding method, and finally image reconstruction is fulfilled by 2-dimensional IFFT. Results of simulation demonstrate that its imaging speed is faster than that of single frequency ultrasonic CT.

**Key words:**Fourier diffraction projection theory; computer tomography; multi-band ultrasonic CT

## 0 引 言

近年来,多频率超声 CT 引起了国内外学者的关注。美国加州大学 Jee 等人研制的 HUTT<sup>[1~5]</sup>系统对羊的肾脏做 CT 切片图像,HUTT 的换能器在不同时刻发射不同频率超声波,并用超声衰减层析成像算法重建图像。低频超声波能够很好地反映肾脏切片的概貌,而高频的更能反应其细节信息,将不同波段的 CT 切片图像融合,可以获得分辨率比 MRI 图像更高的切片图像。Jee 利用的是多频率超声衰减层析成像技术,

没有涉及衍射层析成像技术。超声衍射层析成像术(简称超声衍射 CT)是一门交叉学科技术,将传统的计算机层析成像术、声学、计算方法和计算机视觉等结合在一起。早期的超声计算机层析成像术沿用 X 射线 CT 的射线理论,也就是说假设超声波在物体内部也是以直线传播的。但是,当介质内部离子与入射波的波长相当或小于入射波的波长时,就会产生衍射现象,所以射线模型超声 CT 的成像结果是不可信的。因此,为了精确地描述声场,必须同时考虑折射和衍射(统称为散射)的情况,透射式衍射层析成像(Diffraction Tomography)方法就是这样一种技术<sup>[6]</sup>,与 X 射线对应的傅里叶切片定理相似,这一技术的基础是傅里叶衍射投影定理。在 Jee 等人工作的启发下,笔者对多频率衍射层析成像原理进行深入探讨,实验研究了不同频率下成像效果,并提出了多波段超声 CT 的模型,得出了一系列重要结论。

收稿日期:2009-10-16;修回日期:2010-01-10

基金项目:安徽省优秀人才基金重点项目(2010SQRL184);安徽省自然科学基金项目(KJ2010A325,090412261X,kj2009a54)

作者简介:樊 敏(1986-),女,硕士生,研究方向为计算机层析成像;方 杰,博士,讲师,研究方向为计算机层析成像;刘 红,博士,硕士生导师,副教授,研究方向为数字图像处理。

## 1 傅里叶衍射投影定理

在层析成像问题中,我们感兴趣的是波穿过非均匀性介质的波动方程可以近似为:

$$(\nabla^2 + k_0^2)u(r) = -o(r)u(r) \quad (1)$$

其中: $u(r)$  为声场, $k_0 = 2\pi/\lambda$  为波数, $o(r) = k_0^2[n^2(r) - 1]$  为反映物体内部述物体内部介质声学特性参数(声速或折射系数)的物理量的目标函数。通常情况下,超声波穿过非均匀介质时产生的压力场可以写成两部分和的形式:

$$u(r) = u_0(r) + u_s(r) \quad (2)$$

其中  $u(r)$  称为全场 (Total field) (Incident field),  $u_0(r)$  称为入射场,它表示发射器与接收器之间为均匀介质时的场,即物体不存在时的场。而  $u_s(r)$  称为散射场 (Scattered field),它表示当发射器与接收器之间有不均匀介质时,声波穿过该不均匀介质,由于介质的不均匀性产生的场,即物体存在时的场。需借助于格林函数的理论,得到波动方程的全场的格林函数解:

$$u(r) = u_0(r) + u_s(r) = u_0(r) + \int G(r) - (r')O(r')u_s(r')dr' \quad (3)$$

该方程是个非线性方程,据此很难得出逆散射问题的解的闭形式,为了使问题简化,将其转化为线性问题,常用的有 Born 和 Roytov 近似解<sup>[7~9]</sup>。傅里叶衍射投影定理就是基于一阶 Born 或 Roytov 近似解而获得的。

平面波从不同角度照射物体得到的投影数据  $u_\theta(r)$  的傅里叶变换对应目标函数的二维在半径为  $k_0$  的半圆弧上的值<sup>[9]</sup>:

$$FT\{u_\theta(r)\}(\kappa) = FT\{o(x,y)\} \{ \kappa \cos \theta - (\sqrt{k_0^2 - \kappa^2} - k_0^2) \sin \theta, \omega \sin \theta + (\sqrt{k_0^2 - \kappa^2} - k_0^2) \cos \theta \} \quad (4)$$

其中: $\kappa = \sqrt{u^2 + v^2}$ ,  $\theta = \arctan(\frac{v}{u})$ 。

因为波长越短  $k_0$  越大,即圆弧的半径越大,当半径超过  $10^8 \text{ rad/m}$  时,可以用傅里叶切片定理代替傅里叶衍射投影定理。Radon 变换可以很好地重建出反映出物体内部的图像,超声频率一般只能达到 MHz 数量级,波长在 mm 级。当内部介质直径与波长相当的时候,并且在弱散射条件下,用衍射层析成像效果较好。

## 2 多频率超声 CT 图像重建

超声层析成像主要包括频域法和空域法。另外国内外学者为了提高图像质量提出了各类迭代算法,一定程度上改善了图像重构的质量,M. Bronstein<sup>[10]</sup>将非均匀快速傅里叶变换 NUFFT 用于超声 CT 图像重

建,取得了很好效果。频域法算法简单,成像速度快,但由于需要在半圆弧内进行非等间隔的采样,因此要在频域内插值,从而一定程度影响了重构图像的质量。空域法主要方法是 Devany 于 1982<sup>[11]</sup>年提出的与 X 射线 CT 常用的滤波逆投影算法 [filtered back projection, FBP] 相似的滤波逆传播算法 [filtered back propagation, FBPP],它能提供高质量的重构图像。后来研究者对此进行了改进<sup>[12]</sup>,使之更适合具体的应用领域。两者的区别在于,超声 FBP 算法除了借助通常的斜面滤波器外,还依赖于一个几何深度的滤波器,用来校正反向传播时的衍射效应。通常认为这个方法由于不会引进插值误差,所以重构的精度相对较高,但是由于深度独立的滤波处理使算法变得复杂<sup>[13,14]</sup>。为了得到质量可接受的重构图像,就需要大量的投影,从而使运算量加大,当投影数不充分时会因角度混叠而产生误差,所以这种方法不常使用。因此如何用频域法快速地重建出高分辨率的超声 CT 图像是一项值得挑战的工作。文中的实验都是利用频域法来重建图像的。

鉴于不同频率的声波所得到的投影数据傅里叶变换对应的圆弧在复平面上的半径不同,用可以发射多种频率段超声波的超声换能器探头对物体发射超声波,一次投影就可以在复平面上获得不同半径的多个圆弧(如图 1 所示),这样就可以用较少的投影在复平面上获得足够多的未知函数的样点值,再根据这些样点值快速地重建出 CT 图像。文中提出的多频率超声 CT 示意图如图 2 所示,其中 I、II、III、IV 为四个换能器探头,每个换能器探头都能接收并发射不同频率的超声波。I、II 换能器探头首先发射超声波,III、IV 接收超声波,接下来 III、IV 发射超声波,I、II 接收超声波。由于每次发射的超声波由多个频率组成,因此根据傅里叶衍射投影定理,每个换能器探头都只要接收发射各一次,就能在复平面上获得足够多的傅里叶频谱的样点值。再利用这些样点值就可以快速重建出反映物体内部的切片图像,从而大大地提高了超声 CT 的效率。

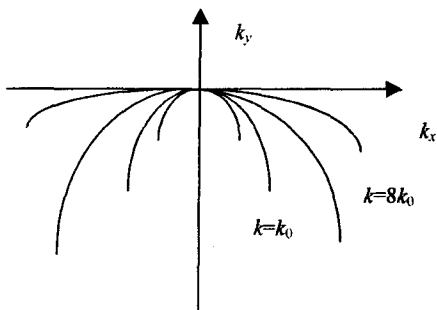


图 1 不同频率下的衍射 CT 的投影数据傅里叶变换的示意图

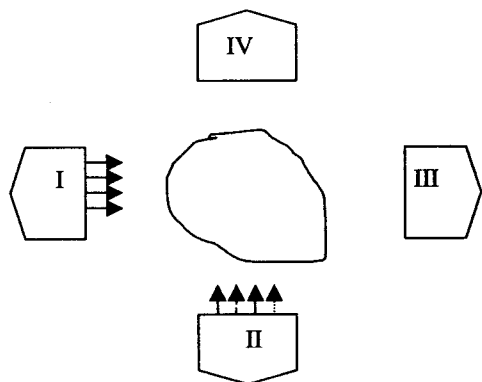


图 2 多频滤超声 CT 的装置示意图

### 3 仿 真

该实验用医学图像中常用的 Shepp and Logan128 × 128 标准的体模图像来进行仿真实验,用图像的灰度值代表折射系数,来对多频率超声 CT 图像重建进行实验研究。体模中椭圆的傅里叶变换可用下式计算<sup>[5]</sup>。

$$E_i(u,v)=\rho e^{-i(ux_0+vy_0)}\times$$

$$AJ_1\{B[[(ucosa+vsina)A/B]^2+(-usina+vcosa)^2]^{\frac{1}{2}}\}$$

$$[[(ucosa+vsina)A/B]^2+(-usina+vcosa)^2]^{\frac{1}{2}}$$

$$E(u,v)=\sum_{i=0}^NE_i(u,v)\tag{5}$$

$\rho$  为椭圆的灰度值,  $A$ 、 $B$  分别为椭圆的长轴和短轴的长度,  $J_1$  为一阶贝塞尔函数。重建后图像的误差计算式为:

$$ERROR=\sum_{m,n}|Im(m,n)-Reim(m,n)|/\sum_{m,n}|Im(m,n)|\tag{6}$$

其中  $Im(m,n)$  为标准测试图,  $Reim(m,n)$  为重建后图像。

现代 CT 图像所追求的不光是成像质量,对成像的速度以及使用介质的无害性也有很高的要求,超声波的危害性要远小于 X 射线和高能正电子束。运用单频率法精确地重建一幅图像,往往需要上百次投影,重建速度很慢。

采用多频率成像法,只需十几次投影就能很好地重建出图像,大大地提高了重建速度。图 3 是运用单频率法进行 8 次投影的傅里叶变换在复平面上分布,图 4 是在 4 个不同频率下进行 8 次投影的傅里叶变换在复平面上的分布。

图 5 是采用 128 次投影单频率法重建结果,图 6 是多频率法重建结果,虽然多频率法重建误差较单频率法大,但由于投影次数的减少,图像的重建速度要远快与单频 CT 重建的速度(见表 1)。

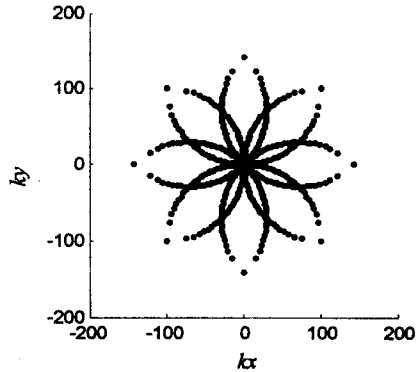


图 3 单频率法 8 次投影在复平面上的分布

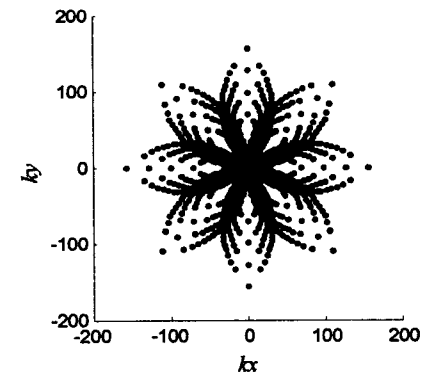


图 4 多频率法 8 次投影在复平面上分布

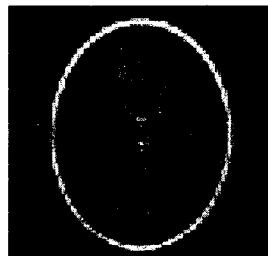


图 5 单频率法 128 次投影重建的图像

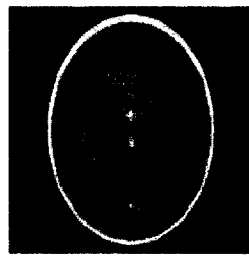


图 6 6 个频段 16 次投影后重建的图像

表 1 重建图像与原图的误差

	单频率法	多频率法
误差	0.2285	0.2302
总时间(秒)	35.040	8.240

### 4 结束语

现代 CT 不光要求有高的成像质量,对射线无害性、低功耗和快速性也有很高要求。超声波危害性要远小于 X 射线和正电子束。多频率超声波衍射 CT,只需几次投影,就可获得足够多的傅里叶变换频点值重建出 CT 切片图像,大大提高了成像速度。另外,不同频率下成像的质量及特点也是值得探讨的问题。

#### 参考文献:

- [1] Jeong Jeong - Won, Do Syn - Ho, Shin Dae C, et al. 3-D (下转第 233 页)

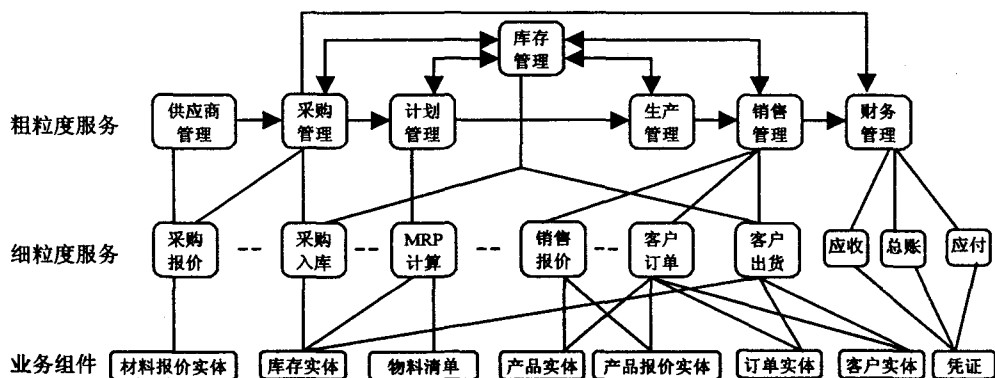


图3 ERP系统中的服务粒度及模块依赖关系

在开发过程中把精力集中于业务流程,而先不去关注有关集成或应用程序底层通信实现问题,使企业应用摆脱面向技术解决方案的束缚,灵活地适应企业业务流程变化和发展的需要。WE-SOA实现了跨平台、语言独立、松散耦合的异构应用的交互和集成,使得建立在此平台上的ERP系统更具易用性和可扩展性。

#### 参考文献:

- [1] 方江雄,何红波,李义兵.基于SOA和BPM的ERP系统的研究与实现[J].计算机应用,2007,27(5):1264-1267.
- [2] 沈祥,方振宇.面向服务架构的研究[J].计算机技术与发展,2009,19(2):74-76.
- [3] 童鑫,李军义.面向SOA的企业服务总线研究与实现[J].计算机应用,2008,28(3):819-822.
- [4] Hammer K. Web Services and Enterprise Integration[J]. EAI Journal, 2001, 11(3):12-15.
- [5] 谭永明,苏斌.面向服务架构体系的研究[J].计算机技术与发展,2007,17(3):132-134.
- [6] Klein S. Professional WCF Programming. NET Development with the Windows Communication Foundation[M]. [s.l.]: Wiley Publishing, 2007:47-58.
- [7] 徐少平,徐少文,黄美玲.一个Web服务管理框架设计方案[J].计算机技术与发展,2006,16(4):190-192.
- [8] 汪清明.基于SOA的ERP系统体系结构的研究[J].计算机应用,2007,27(2):413-414.
- [9] 刘超.超声层析成像理论及实现[D].杭州:浙江大学,2003:20-35.
- [10] 刘超,王理,昌明,等.超声层析成像技术[J].北京生物医学工程,2002,21(2):152-155.
- [11] Kak A C, Slaney M. Principles of computerized tomographic imaging[M]. New York: IEEE Press, 2001:203-273.
- [12] Bronstein M M, Bronstein A M, Azhari H. Reconstruction in Diffraction Ultrasound Tomography Using Nonuniform FFT[J]. IEEE Transaction on Medical Imaging, 2002, 21(11): 1395-1401.
- [13] Devaney A J. A Filter Backpropagation Algorithm for Diffraction Tomography[J]. Ultrasonic Imaging 1982, 4(3):336-350.
- [14] Hebert T J, Gopal S S. An improved filtered back projection algorithm using pre-processing[C]//Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Conference Record of the 1991 IEEE. [s.l.]: [s.n.], 1991:2068-2072.
- [15] 陆健峰,王朔中.超声衍射CT及其在不完全投影条件下的实验研究[J].声学技术,2004,23(4):229-235.
- [16] 刘俊,冯玉田,王朔中.反射性超声衍射CT迭代重建算法[J].声学技术,2006,25(4):326-329.
- [17] Jeong Jeong-Won, Do Syn-Ho, Shin Dae C, et al. Soft tissue differentiation using multiband signatures of high resolution ultrasonic transmission tomography[J]. IEEE Transaction on Medical Imaging, 2005, 24(3):399-408.
- [18] Jeong Jeong-Won, Do Syn-Ho, Shin Dae C, et al. Segmentation Methodology for Automated Classification and Differentiation of Soft Tissues in Multiband Images of High-Resolution Ultrasonic Transmission Tomography[J]. IEEE Transaction on Medical Imaging, 2006, 25(8):1068-1078.
- [19] 方杰,韦穗,苏守宝.基于整体变分降噪算法下的多频率超声衍射层析成像[J].电子学报,2009,37(4):828-833.
- [20] 方杰,韦穗,霍修坤.超声衍射层析成像高精度核卷积重建算法[J].西安交通大学学报,2009,43(10):10-14.
- [21] Mueller R K, Kaveh M, Wade G. Reconstructive Tomography and Applications to Ultrasonics[J]. Proceedings of the IEEE, 1979, 67(4):567-587.

(上接第229页)

high resolution images of ultrasonic transmission tomography compared to magnetic resonance and optical images[C]//IEEE International Symposium on biomedical imaging. Macro to Nano: [s.n.], 2004:968-971.