

# 声衍射层析成像研究进展

王朔中, 方针

(上海大学通信与信息工程学院, 上海 200072)

**摘要:** 在计算机层析成像中用声波或电磁波取代 X 射线照射目标时波长不能再看作无限小, 需要将 Fourier 切片定理修改为 Fourier 衍射投影定理, 基于射线的 CT 相应地推广为衍射 CT。概述了近年来衍射 CT 的发展, 特别是声衍射 CT。在理论和算法方面讨论了非均匀 Fourier 变换算法及其实现、仅根据强度信息的图像重建方法、多频率入射的情况、不完整测量数据条件下的图像重建等问题。此外还扼要介绍了不同领域中衍射 CT 的研究和应用情况。

**关键词:** 衍射层析成像; Fourier 衍射投影定理; 非均匀 Fourier 变换

中图分类号: O426

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2010)-02-0117-06

DOI 编码: 10.3969/j.issn1000-3630.2010.02.001

## Progress in acoustic diffraction tomography research

WANG Shuo-zhong, FANG Zhen

(School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

**Abstract:** In computer tomography (CT), when an acoustic or electromagnetic wave of finite wavelength is used instead of X-ray to illuminate the object, the Fourier slice theorem should be replaced by the Fourier diffraction theorem, leading to diffraction tomography. This article presents a review of the recent development of diffraction tomography, especially acoustic tomography. Issues discussed include algorithms of non-uniform Fourier transform and its fast implementation, image reconstruction based on intensity measurements only without using phase information, multiple frequency incidence, image reconstruction from incomplete projection data, etc. Applications of diffraction CT in several areas are briefly introduced.

**Key words:** diffraction tomography; Fourier diffraction theorem; non-uniform Fourier transform

### 1 引言

计算机层析成像(Computer Tomography, CT)是 20 世纪的重要科学成就之一, 医用 CT 通过测量人体内部组织在 X 射线照射下的投影来重建断面图像, 对临床诊断技术产生了深刻的影响。英国工程师 Godfrey Hounsfield 设想用射线从不同方向照射对象, 根据穿越对象的射线读数确定对象内部的构造和分布。他由此发明了基于 X 光“切片”的断层扫描装置即 CT<sup>[1]</sup>, 并于 1971 年将它用于临床, 成功地诊断了一名患者的脑部囊肿, 后又于 1975 年制成第一台全身扫描设备。

直到 Hounsfield 的发明取得成功, 美国物理学家 Allan Cormack 早在 1963 年和 1964 年发表的两篇论文尚未引起学术界的注意, 而这正是这一发明的理论基础。实际上 CT 最早的数学基础还可以追溯到奥地利数学家 Johann Radon 于 1917 年引入的

Radon 变换<sup>[2]</sup>。投影  $R(\rho, \theta)$  作为照射方向和空间坐标的函数, 是目标断面分布  $f(x, y)$  的 Radon 变换:

$$r(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy \quad (1)$$

其中

$$\rho = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (2)$$

用 Fourier 切片定理可建立起上述投影与目标断面二维 Fourier 变换之间的关系, 由此可以精确重构断面图像<sup>[3]</sup>。Hounsfield 和 Cormack 因这一重大贡献而获得了 1979 年诺贝尔生理学 and 医学奖。

我们可用图 1 来说明 Fourier 切片定理。图 1 中左侧所示之空域函数  $f(x, y)$  为对象断面分布, 计算该断面投向角度为  $\theta$  的直线上的投影, 将它看成以  $\theta$  为参数、以  $\rho$  为变量的一元函数, 记为  $r_{\theta}(\rho)$ 。该投影的一维 Fourier 变换  $R_{\theta}(k)$  就等于函数  $f(x, y)$  的二维 Fourier 变换  $F(k_x, k_y)$  沿  $\theta$  方向“切片”上的取值(见图 1 右侧):

$$R_{\theta}(k) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-j2\pi k(x \cos \theta + y \sin \theta)] dx dy = F(k \cos \theta, k \sin \theta) \quad (3)$$

其中  $k = \omega c$  为空间角频率或波数,  $\omega$  和  $c$  分别为角频率和光速。

收稿日期: 2009-11-07; 修回日期: 2010-02-12

作者简介: 王朔中(1943-), 江苏常州人, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向为水声学、图像处理、信息安全。

通讯作者: 王朔中, E-mail: shuowang@shu.edu.cn

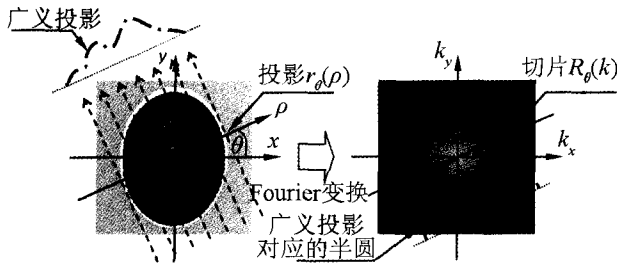


图1 Fourier 切片定理和 Fourier 衍射投影定理图示

Fig.1 Schematic diagram of the Fourier slice theorem and the Fourier diffraction theorem

在  $360^\circ$  范围内改变入射波方向可得到大量投影。当频域被样本充分覆盖时即可通过二维 Fourier 反变换求得对象的断面函数  $f(x, y)$ , 从而重建对象断面图像。

用声波或电磁波取代 X 射线来照射对象, 可将 CT 用于工业成像和地质勘探等领域。此时波长不能再看成是无限小的, 因而射线理论不再适用, 必须考虑衍射。在这种情况下投影不能由式(1)的积分求得, 而应该是散射(衍射)场在某一直线上的分布, 可理解为广义投影或散射(衍射)投影。如图 1 所示, 在目标前向测得广义投影, 这一投影对应于二维 Fourier 域中与沿  $\theta$  方向并过原点的直线相切的半圆, 其半径等于入射波空间角频率  $k_0$ 。当  $k_0 \rightarrow \infty$  时, 波长  $\lambda \rightarrow 0$ , 此时圆弧半径趋于无穷大, 半圆变为直线。可见 Fourier 切片定理正是 Fourier 衍射投影定理在波长极小情况下的特例。图中所示为被照射对象的前向散射投影。另外也可以测量对象的后向散射投影, 其 Fourier 变换是二维 Fourier 域中与上述半圆互补的另外半个圆弧<sup>[3]</sup>。

基于 Fourier 衍射投影定理的层析成像术就是衍射 CT, 根据测量到的是前向投影还是后向投影又分为透射型衍射 CT(Transmission Mode Diffraction Tomography, TMDT)和反射型衍射 CT(Reflection Mode Diffraction Tomography, RMDT)。国内外学者对衍射 CT 进行了大量研究, 本文着重对近年来声衍射 CT 的发展和應用进行讨论, 供有关研究者参考。

## 2 衍射 CT 理论和算法研究进展

国外学者的早期研究情况可参看 Stamnes 等人的综述<sup>[4]</sup>, 文中简述了衍射 CT 的基本原理, 讨论了适用于超声和光学的混合滤波反向传播算法。衍射 CT 的应用领域涉及钻孔探测、探地雷达、超声成像、光学显微术等, 并给出了对水中目标、生物组织、液体中纤维成像等的实验数据。

我国学者从上世纪 90 年代起对基于超声的射

线模型展开了研究, 具代表性的是中国科学院武汉物理所围绕超声射线型 CT 进行的一系列工作, 重点是超声反射型 CT<sup>[5]</sup>。他们的成果包括: 用二重迭代修正 Fourier 切片定理克服波阵面弯曲的影响<sup>[6,7]</sup>; 研究换能器处于多种情况下的成像法, 应用最大似然估计和小波变换等改善成像质量<sup>[8,9]</sup>; 先由一系列截面图像生成三维物体轮廓, 再将轮廓与物体内部缺陷的三维图像合成<sup>[10]</sup>; 将超声反射 CT 用于水下物体成像<sup>[11]</sup>等。此外南京大学对非线性声学参数 B/A 的层析成像进行研究, 也取得了重要成果, 他们根据反射二次谐波传播理论, 用大振幅波插入取代法重建了 B/A 的层析像<sup>[12-14]</sup>。

根据 Fourier 衍射投影定理, 由投影映射到二维 Fourier 域中的频率样本并不是分布在规则的正方形网格上的, 因此用 Fourier 定理重建图像的关键之一是非均匀 Fourier 变换(NUFT)<sup>[15]</sup>。早期方法主要解决一维问题, 用过采样和内插求出均匀间隔上的样本, 然后运用 FFT<sup>[16]</sup>。研究者围绕层析成像等具体应用对 NUFT 的快速算法展开了研究, 提出了有效算法并解决了一系列重要问题, 推动了衍射 CT 的发展。插值误差是基于 Fourier 变换的重建质量的制约因素, Fessler 等人提出一种极小极大意义上的优化插值方法<sup>[17]</sup>, 该方法通过迭代使所有单位范数的信号中最坏情况下的误差最小化, 有效地提高了计算精度, 而且比 Gauss 内插法要求更小的邻域, 更加适合于图像应用。Matej 和 Fessler 等<sup>[18]</sup>随后将基于 min-max 的优化 Kaiser-Bessel 插值非均匀 FFT 用于 CT, 在迭代中引入分辨率模型。他们的数值计算和计算机模拟表明, 这种方法与先前的内插方法相比, 明显降低了层析成像中前向和后向传播中引入的误差。

在算法研究的基础上, 近年来出现了应用商用图形处理硬件(GPU)通过并行计算来加速非均匀 FFT 的实现方法<sup>[19]</sup>。该方法集中解决以往最费时的卷积运算步骤, 针对图 2 所示医学成像中常用的螺

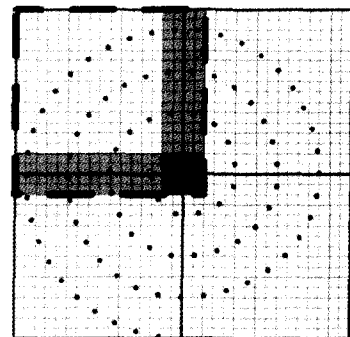


图2 螺旋形样本分布<sup>[19]</sup>

Fig.2 Spirally distributed samples

旋形样本分布, 对不同的卷积模板测试了算法速度。基于 GPU 加速器的卷积处理速度比运行在最新 64 位 CPU 上的开源 NUFFT 库函数快 85 倍之多。

在超声层析成像中, 投影中需包含幅度和相位信息。即使沿声波传播的路径上折射率变化缓慢, 要近似根据线积分得到投影也需要根据时延和相移信息求得投影, 研究者发现此时引入相移信息能提高抗噪声能力<sup>[20]</sup>。

但是相位通常难以测量, 在光学中测量相位要用到干涉仪和复杂的算法, 声学中相位测量也较为困难。为此研究者致力于探索不依赖于相位信息, 仅根据强度测量的方法。早在 1983 年, Teague 就提出了基于 Green 函数的相位重建方法<sup>[21]</sup>, 在近轴近似适用的情况下, 可通过求解二维 Poisson 方程由强度求得相位。一些研究者利用这一方法来解决基于强度的层析成像问题。从 2002 年起 Cbur 等人发表了一系列论文, 采用了比 Teague 更简单有效的方法, 用于解决无相位信息时的衍射 CT 问题。他们首先提出弱散射条件下通过测量多个平面上的强度以取代相位, 仅根据强度进行衍射 CT 的对象断面图像重建<sup>[22]</sup>。该方法采用的是非迭代方法, 因而容易理解和实现, 在高频情况下同样也退化为射线 CT。此后他们又研究了强度测量值中究竟包含多少可用于目标断面重建的有用信息, 并将这一方法拓展到更为复杂的情况以克服低频成分重建的困难<sup>[23]</sup>。仅用强度的衍射 CT 方法后来又被推广到球面波入射的情况<sup>[24,25]</sup>。近年来 Marengo 等人论证了仅根据强度而不用相位信息可解决一系列散射体的定位和成像问题, 其中包括逆散射和衍射层析成像<sup>[26]</sup>。

Fourier 衍射投影定理建立了单一频率入射时广义投影与目标断面二维 Fourier 变换之间的关系。为了兼顾对象的全貌和细节, 可先后发射不同频率的声波以获得不同空间分辨率<sup>[27]</sup>。也可采用包含多个频率的宽带入射波, 经频谱分解同时在频域中一系列不同半径的半圆上得到频率样本<sup>[28]</sup>, 有效地提高算法效率和层析成像的分辨率。但是由此得到的投影数据在 Fourier 域的分布更不均匀, 以至重建图像中含有较强的噪声, 因而需采用整体变分等技术进行降噪处理。另外, Tangtisanon 等人用散射场 Fourier 变换中的三个频率成分进行频率合成<sup>[29]</sup>, 即除了中心频率以外, 还用上下两个强度为 -3dB 的频率成分来填充频域取样, 由此推广了 Fourier 定理, 得到的超声图像重建结果具有良好的质量。

在实际应用中, 往往难以获得全方位的完整投影数据, 因此各种不完全投影数据条件下的层析成

像技术成为备受关注的研究课题<sup>[30]</sup>。实际上, 在完整的投影数据中存在一定的冗余, 这些冗余可用来改进图像重建质量。适当增加投影方向之间的间隔, 则有可能将对图像质量的影响控制在较小的范围内, 这说明在数据不足的情况下也有可能实现图像重建, 以不同的质量满足实际需要。在不完全数据情况下, 还可将重建图像表示为已知投影数据所构成的图像的级数形式, 实现较强的图像重建能力<sup>[31]</sup>。

Anastasio 和 Pan 等人对不完全投影数据条件下的层析图像重建进行了深入的研究。他们讨论了三维反射率层析成像中根据部分数据重建图像的问题<sup>[32]</sup>。反射率 CT 适用于混合成像应用, 例如热声成像。他们考虑了球形扫描孔径, 利用三维反射率 CT 中的冗余信息, 根据其一半测量数据的知识唯一确定三维目标函数。这就说明, 在原则上利用一半扫描数据即可实现图像的精确重建。一半扫描可以是在半球面上以全部时间获得的数据, 也可以是在整个球面上以一半时间获取的数据。这两种最低扫描配置均有重要的应用价值。

在另一项研究中, Pan 等人考虑了声源和接收换能器在空间错位的情况, 即收发分置(bistatic)的反射率层析成像问题<sup>[33]</sup>。发现在完整的数据集中存在双重冗余, 这说明覆盖一半时域或一半空域的测量数据函数在原则上足以用于图像重建。计算机模拟表明, 根据半数测量数据进行图像重建是可行的。

当声源位于有限距离时, 不能将入射波按平面波处理。此时根据散射波的测量数据实现重建就必须将二维滤波反向传播算法(filtered-backpropagation, FBP)推广到三维<sup>[34]</sup>。二维 FBP 算法是建立在弱散射的 Born 或 Rytov 一阶近似基础上的, 并不能直接移植到三维。此时可将非平面波分解为许多平面波的叠加, 将多个被照射平面上得到的数据结合起来可得到重建结果。

陶智勇等在声衍射 CT 研究中用 Rytov 二阶近似重建了吸收型散射体的波数和吸收系数分布<sup>[35]</sup>。他们给出了 Rytov 二阶近似下的声逆散射微扰表达式及其适用范围, 通过数值计算表明, Rytov 二阶近似优于 Born 一、二阶近似和 Rytov 一阶近似。Tao 等人又应用 Rytov 变换得到了声衍射 CT 算法的闭合形式<sup>[36]</sup>, 计算机模拟结果表明其对于具有柱对称性质的散射体有效, 但应用在强散射情况下有一定的局限性。

### 3 衍射 CT 在不同领域的研究和应用

除了声波和通常的电磁波外, 其他辐射源也被

用于层析成像,使 CT 技术在更多的领域得到应用。最近 Konecky 等研究者用空间调制光源重建了三维浑浊物体的层析成像<sup>[37]</sup>。他们将可变空间频率的光投射到样品上,定量重建了吸收对比度的深度可分辨图像,应用快速求逆公式和扩散近似相关性提高了边缘附近的重建精度。光衍射 CT 还被用于生物活体细胞成像<sup>[38]</sup>。以不同角度照射样品,用外差式 Mach-Zehnder 干涉仪记录透过样品的复光场图像,应用基于 Rytov 近似的光衍射 CT,定量重建活体复折射率的三维图。这样,在考虑到衍射效应的同时获得了无衍射影响的高分辨率三维成像。

近年来 THz 频段的电磁辐射因其很强的穿透力被广泛用于成像,特别是在安检系统中用来检测隐藏的危险品,其中也包括直接从 CT 技术移植的 THz 层析成像术<sup>[39]</sup>。不同于 X 光,以 THz 为辐射源的层析成像因受测量速度的限制而难以实现大范围的完全照射。当要成像的区域较小时,可采用基于小波变换的算法实现局部的 THz-CT 重建<sup>[40]</sup>。用 THz 辐射实现衍射 CT 的另一种方法<sup>[41]</sup>是从多个角度用 THz 脉冲照射整个三维目标,用 CCD 传感器阵列检测 THz 辐射之间的变化,产生目标的一系列成像切片。

除了根据前向散射投影重建图像外,有时因受到测量条件的限制无法获得前向投影的测量数据,因而只能利用反向散射投影来重建图像,这就是第 1 节中已提到的 RMDT 即反射式衍射 CT<sup>[3]</sup>。在解决 RMDT 图像重建问题中,通常面临信噪比低、图像质量差的问题。Anastasio 和 Pan 等人<sup>[42]</sup>揭示了反向散射数据中的内在互补统计信息,实现了 RMDT 重建图像方差的无偏抑制,提高了低信噪比情况下对图像中微弱特征的检测能力。在不同的方法中噪声(误差)传播有不同的机理,他们针对几种多频率声源和不相关的数据噪声,对图像重建中的噪声特性进行理论分析和数值验证。另外还研究了以目标反射率为成像目标的超声 CT<sup>[43]</sup>,不同于通常需要在全部时间内测量位于包围目标的圆周上所有声源和接收器位置的方法,他们仅利用截断时间段内的后向散射数据,在理论上证明了一定条件下精确重建图像的可能性,并用数值结果加以验证。研究者在对反射式非线性参量层析成像的研究中<sup>[44]</sup>,用较低频率的差频波对离体生物组织进行了成像,取得了令人满意的效果。

在反射型衍射 CT 中由非均匀频率样点重建信号时,用频域插值法得到重构图像的初始值,根据 min-max 准则,每次迭代得到重构图像的一个更新版本,直至取得满意的重构结果<sup>[45]</sup>。数值实验结果

表明该算法的迭代次数少,计算复杂度低于 Gridding 方法且重构精度较高。在处理迭代收敛问题时需采用适当的正则化方法<sup>[46]</sup>。

在光声 CT 中,用短的光脉冲加热对象产生超声波,利用点状或线状检测器,对能量吸收的分布情况成像。当连接相邻传感器的曲线或曲面并不围绕对象形成封闭线(面)时会产生有限角度导致的成像缺陷。为减少这种缺陷,可对直接的非迭代投影引入特殊的权函数<sup>[47]</sup>。由此引入的权函数使得通常的反向投影公式也能用来检测孔径只覆盖有限角度而感兴趣区域仍位于检测范围以内的情况,对此给出声压分布的较精确重建。

此外,邹晶和张朋等采用共轭梯度法使图像整体方差(total variation)最小,用多分辨迭代算法可根据最少方向的投影数据重建图像<sup>[48]</sup>。他们分别用模拟的投影数据和实测数据进行重建实验,表明其算法可提高重建图像质量和收敛速度。

透射式和反射式衍射 CT 在众多领域中得到了应用,例如水中目标的检测<sup>[49]</sup>。为了估计海洋动物的几何尺度,应用变形波的 Born 近似建立其模型。但由于实际情况下难以获得三维散射体的完整数据,所以将他们简化为椭球体,使问题变为根据三维 Fourier 变换域中的少数径向数据确定三个半轴的长度。

衍射 CT 也可用于地层勘探中<sup>[4]</sup>。Mahapatra 等用地震波的衍射层析成像来描绘地下的细小目标,其尺度可与地震波波长相比<sup>[50]</sup>。由于地震波为强振源,作者未采用通常衍射 CT 所作的弱散射假设即 Born 或 Rytov 一阶近似,而是根据振幅来进行合成散射场建模,并用快速的模拟退火算法进行非线性求逆以得到未知的模型参数。

超声波层析成像可用于无损检测<sup>[51]</sup>,与其他解决逆散射的技术互为补充,如超声合成孔径聚焦(Synthetic Aperture Focusing Technique, SAFT)、合成孔径雷达(SAR)、对比声源求逆(Contrast Source Inversion, CSI)、线性采样法(Linear Sampling Method, LSM)、时间反转多信号分类法(Time-Reversal Multiple Signal Classification, TR-MUSIC)等。图 3 为几种不同成像方法的无损检测实验结果<sup>[52]</sup>,其中 ECSI 和 CSIW 分别为扩展的 CSI(ECSI)和加权的 CSI(CSI Weighted, CSIW)。

通过对空间频谱域的分析可定性评价衍射层析成像系统结构的优劣,衡量其成像质量。由此得出理想情况下衍射 CT 采用转角、频率扫描数据采集所对应的空间谱域分布,对 TMDT 和 RMDT 两种模式的特性进行分析。考虑到有限孔径的影响,

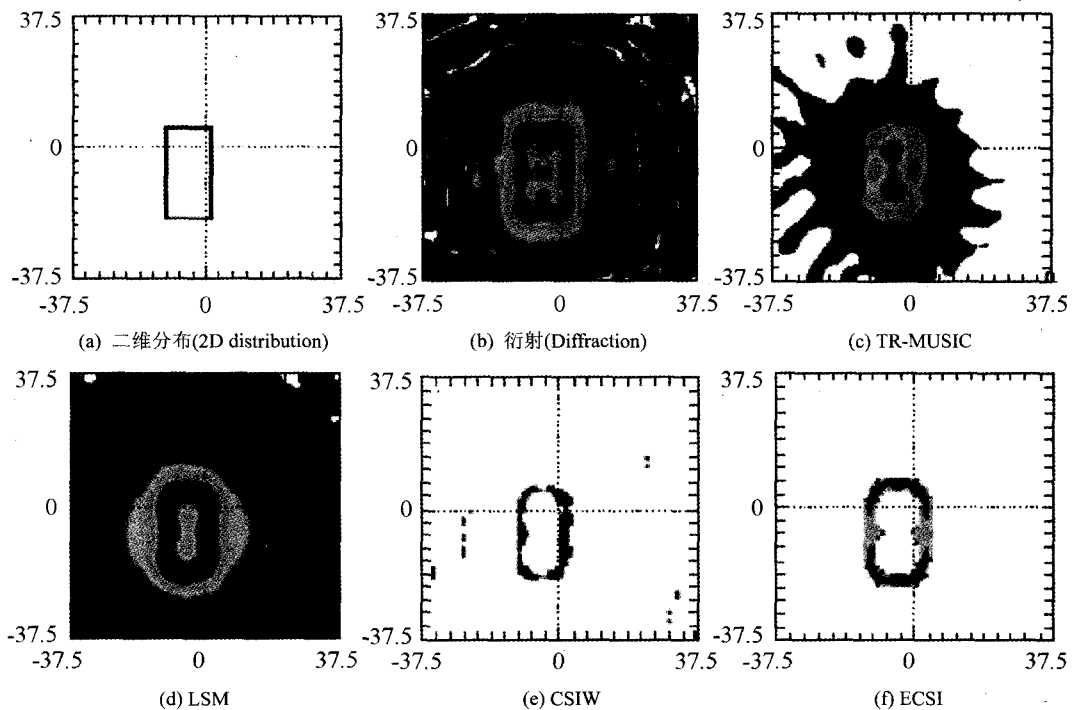


图 3 几种不同的成像技术<sup>[52]</sup>  
Fig.3 Different imaging techniques

可推广到 SAR 成像和一般成像系统<sup>[53]</sup>。

层析成像技术在核科学中也有应用, 例如同步加速器 X 射线衍射 CT<sup>[54]</sup>, 将一个分光晶体置于衍射 X 射线束中, 有选择地在期待的角度上检测被衍射的光子。采用代数迭代和误差泛函极小化算法对反射率的空间变化成像。这一装置可选出样品成分中占主导的衍射特征, 定量给出其图像从而确定样品特性, 分辨率达到  $125\mu\text{m}$ 。在近期的一项研究中, 基于同步加速器的 X 射线荧光 CT 被用于对完好样品中的元素分布进行成像<sup>[55]</sup>。用一束外部辐射激发样品内部的特征 X 射线, 以第一代层析成像几何关系扫描和旋转射线束, 将得到的测量结果表达成衰减 Radon 变换的推广。扫描范围可以是  $360^\circ$  或  $180^\circ$ , 前者使得到的测量数据中含有冗余, 而这种冗余可导致更具吸引力的方案, 即让样品旋转  $360^\circ$ , 但在每次投影中仅对最接近荧光检测器的那一半扫描。这一方案能在较短的时间内给出较好的图像质量。

## 4 结论

本文概述衍射层析成像技术研究的进展, 重点讨论近 10 年来在声衍射 CT 方面的研究情况, 同时涉及光学、电磁学等领域的相关研究。在理论和算法方面, 涉及了非均匀 Fourier 变换算法及其快速实现、不依赖于相位信息而仅根据强度进行图像重建的技术、利用多频率入射提高重建效率的方法、

在测量数据不完整时如何实现图像重建、突破 Born 和 Ratov 条件的限制引入更高阶近似等问题。除了在医学和生物学中的应用外, 衍射 CT 在地质勘探、物质结构研究、无损检测等领域也得到了广泛的应用, 研究者结合不同的应用场合对图像重建方法进行了深入研究。

尽管衍射层析成像技术发展至今已有多年的历史, 在理论、算法、应用等方面仍有许多问题有待继续探索, 例如在理论上是否能将 Fourier 衍射投影定理推广, 使之适用于更一般的情况, 包括强散射条件、三维成像、根据前后向投影以外的全方位测量数据进行目标重建等。在算法方面, 追求高效率和高精度仍将是今后研究中需要关注的重点问题之一。

## 参 考 文 献

- [1] Hounsfield G N. A method of and apparatus for examination of a body by radiation such as x-ray or gamma radiation[P]. Patent Specification 1283915, The Patent Office, 1972.
- [2] Radon J, Parks P C. (translator). On the determination of functions from their integral values along certain manifolds[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1986, 5(4): 170-176.
- [3] Kak A C. Computed tomography with X-ray, emission, and ultrasound sources[J]. Proceedings of the IEEE, 1979, 67(9): 1245-1272.
- [4] Starnes J J, Wedberg T C. Recent advances of diffraction tomography in geophysics, ultrasonics, and optics[J]. Particle and Particle Systems Characterization, 1995, 12(2): 95-104.
- [5] 陈彦华, 兰从庆, 许克克. 反射式超声计算机层析成像算法研究[J]. 声学学报, 1992, 17(4): 301-307.
- [6] Lan C Q, Chen Y H. The Fourier slice theorem for ultrasonic reflectivity tomography and the correction to the effect caused by

- curvature of integral lines[J]. Chinese Journal of Acoustics, 1993, 12(1): 47-58.
- [7] Lan C Q, Xiong W. An iterative method of ultrasonic reflection mode tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1994, 13(2): 419-425.
- [8] 兰从庆, 王晓琰. 超声反射 CT 中多体位置和形状参数的最大似然估计[J]. 应用声学, 1995, 14(2): 33-37.
- [9] 兰从庆. 超声反射 CT 成像理论及实验研究[J]. 物理学进展, 1996, 16(3,4): 624-636.
- [10] 熊伟, 许克克. 一种合成显示超声反射 CT 三维图像的方法[J]. 应用声学, 1995, 20(5): 36-40.
- [11] 李一宁, 兰从庆. 超声反射 CT 在水下物体成像中的应用[J]. 声学技术, 1997, 16(2): 58-61.
- [12] Zhang D, Gong X, Ye S. Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological specimens via measurements of the second harmonics[J]. Journal of the Acoustical Society of America, 1996, 99(4): 2397-2402.
- [13] 陈曦, 章东, 龚秀芬. 非线性声参量 B/A 的参量层成像[J]. 声学学报, 1999, 24(5): 470-477.
- [14] 颜永生. 反射式非线性参量层析成像的研究[J]. 声学学报, 2002, 27(2): 157-161.
- [15] M. Bronstein, and A. Bronstein, The non-uniform FFT and some of its applications, Technical Report, 2002, [http://visl.technion.ac.il/bron/works/nufft/REPORT\\_nufft.pdf](http://visl.technion.ac.il/bron/works/nufft/REPORT_nufft.pdf)
- [16] Dutt A, Rokhlin V. Fast Fourier transforms for nonequispaced data[J]. SIAM Journal on Scientific Computing, 1993, 14(6): 1368-1393.
- [17] Fessler J A, Sutton B P. Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2003, 51(2): 560-574.
- [18] Matej S, Fessler J A, Kazantsev I G. Iterative tomographic image reconstruction using Fourier-based forward and back-projectors[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, 23(4): 401-412.
- [19] Sørensen T S, Schaeffter T, Noe K Ø, Hansen M S. Accelerating the nonequispaced fast Fourier transform on commodity graphics hardware[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2008, 27(4): 538-547.
- [20] Pintavirooj C, Romputtal A, Ngamlamiad A, Withayachumnankul W, Hamamoto K. Ultrasonic refractive index tomography[J]. Journal of WSCG, 2003, 12(1-3): 333-340.
- [21] Teague M R. Deterministic phase retrieval: a Green's function solution[J]. Journal of the Optical Society of America, 1983, 73: 1434-1441.
- [22] Gbur G, Wolf E. Hybrid diffraction tomography without phase information[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2002, 19: 2194-2202.
- [23] Gbur G, Wolf E. The information content of the scattered intensity in diffraction tomography[J]. Information Sciences, 2004, 162(1): 3-20.
- [24] Gbur G, Anastasio M A, Huang Y, Shi D. Spherical-wave intensity diffraction tomography[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2005, 22: 230-238.
- [25] Anastasio M A, Shi D, Y Huang, Gbur G. Image reconstruction in spherical-wave intensity diffraction tomography[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2005, 22: 2651-2661.
- [26] E. Marengo, R. Hernandez, and H. Lev-Ari, Intensity-only signal-subspace-based imaging[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2007, 24(11): 3619-3635
- [27] Jeong J W, Do S H, Shin D C, Kim T S. Segmentation methodology for automated classification and differentiation of soft tissues in multiband images of high-resolution ultrasonic transmission tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2006, 25(8): 1068-1078.
- [28] 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): 828-832.
- [29] Tangtisanon G, Jaruwongrunsee K, Withayachumnankul W, Hamamoto K, Pintavirooj C, Sangworasil M. Ultrasonic diffraction tomography by pulse-plane wave: experimental result by frequency synthesis method[A]. Proceedings of 27th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society[C]. Santa Barbara, CA, USA, 2005, 1822-1825.
- [30] 陆健峰, 王期中. 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): 229-236.
- [31] 张兆田, 张朋. 改进的图像重建迭代算法[J]. 电子与信息学报, 2004, 26(10): 1627-1630.
- [32] Anastasio M A, Zhang J, Sidky E Y, Zou Y, Xia D, X. Pan, Feasibility of half-data image reconstruction in 3-D reflectivity tomography with a spherical aperture[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005, 24(9): 1100-1112.
- [33] Pan X, Zhang J, Anastasio M A. Data redundancies in reflectivity tomography using offset sources and receivers[J]. Acoustical Imaging, 2007, 28: 231-245.
- [34] Vouldis A T, Kechribaris C N, Maniatis T A, Nikita K S, Uzunoglu N K. Three-dimensional diffraction tomography using filtered backpropagation and multiple illumination planes[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2006, 55(6): 1975-1984.
- [35] 陶智勇, 陆振球, 谭春虎. 声衍射层析成像中吸收型散射体的 Rytov 二阶近似重建[J]. 地球物理学报, 2004, 47(1): 112-118.
- [36] TAO Z Y, LU Z Q, WANG X. Acoustical diffraction tomography in a finite form based on the Rytov transform[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2006, 15(6): 1264-1269.
- [37] Konecky S D, Mazhar A, Cuccia D, Durkin A J, Schotland J C, Tromberg B J. Quantitative optical tomography of sub-surface heterogeneities using spatially modulated structured light[J]. Optics Express, 2009, 17(17): 14780-14790.
- [38] Sung Y, Choi W, Fang C, Badizadegan K, Dasari R R, Feld M S. Optical diffraction tomography for high resolution live cell imaging [J]. Optics Express, 2009, 17(1): 266-277.
- [39] Chan W L, Deibel J, Mittleman D M. Imaging with terahertz radiation[J]. Reports on Progress in Physics, 2007, 70: 1325-1379.
- [40] Yin X X, Ng B W H, Ferguson B, Abbott D. Wavelet based local coherent tomography with an application in terahertz imaging[C]. Lecture Notes in Computer Science, 2007, 4673: 878-885.
- [41] Ferguson B, Wang S, Zhang X. Diffraction mode terahertz tomography[P]. US Patent 7129491, October 31, 2006.
- [42] Anastasio M A, Pan X. A new reconstruction approach for reflection mode diffraction tomography[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2000, 9(7): 1262-1271.
- [43] Anastasio M A, Zou Y, Pan X. Reflectivity tomography using temporally truncated data[A]. Proceedings of the 2nd Joint EMBS/BMES Conference[C]. Houston, TX, USA, 2009: 921-922.
- [44] 颜永生. 反射式非线性参量层析成像的研究[J]. 声学学报, 2002, 27(2): 157-161.
- [45] Lu J, Wang S. Iterative image reconstruction in reflection mode diffracted tomography[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2004, 4: 203-207.
- [46] 刘凌, 冯玉田, 王期中. 反射型超声 CT 迭代重建算法[J]. 声学技术, 2006, 25(4): 326-330.
- [47] Paltauf G, Nuster R, Burgholzer P. Weight factors for limited angle photoacoustic tomography[J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, 54: 3303-3314.
- [48] 邹晶, 孙艳勤, 张朋. 由少量投影数据快速重建图像的迭代算法 [J]. 光学学报, 2009, 29(5): 1198-2004.
- [49] Jaffe J S, Roberts P. Using diffraction tomography to estimate marine animal size [J]. Acoustical Imaging, 2007, 28(3): 207-212
- [50] M. Mahapatra, and S. Mahapatra, Seismic diffraction tomography technique using very fast simulated annealing method for delineating small subsurface features[J]. Journal of Applied Geophysics, 2009, 67(2): 125-129.
- [51] 张吉, 师学明, 陈晓玲, 刘迎. 超声波 CT 技术在混凝土无损检测中的应用现状及发展趋势[J]. 工程地球物理学报, 2008, 5(5): 596-601.
- [52] Marklein R, J Miao, Rahman M, Langenberg K J. Inverse scattering and imaging in NDT: recent applications and advances[A]. Proceedings of European Conference on Non-Destructive Testing (ECNDT'06)[C]. Berlin, 2006.
- [53] 薛睿峰, 袁斌, 毛军发, 刘焯. 基于空间谱域分布的衍射层析成像分析[J]. 上海交通大学学报, 2005, 39(4): 585-589.
- [54] Kewish C M, Davis J R, Nikulin A Y, Benci A, Pavlov K M, Morgan M J, Heste J. Implementation of an analyser crystal method for x-ray diffraction tomography[J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2001, 34: 1059-1064.
- [55] La Riviere P J, Vargas P, Newville M, Sutton S R. Reduced-scan schemes for X-ray fluorescence computed tomography[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009, 54(5): 1535-1545.