

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905855

板壳结构物体计算机分层成像检测技术研究进展*

蔡玉芳^{1,2}, 李屏懿^{1,2}, 王 珏^{1,2}, 刘丰林^{1,2}

(1. 重庆大学 光电技术及系统教育部重点实验室 重庆 400044;
2. 重庆大学 工业 CT 无损检测教育部工程研究中心 重庆 400044)

摘 要: 由于成像视场或 X 射线穿透能力的限制, 计算机层析成像技术难以实现大型板壳类对象的无损检测和质量评价, 而通过扫描几何结构调整和重建算法改进, 计算机分层成像 (CL) 技术可为板壳类对象的内部结构分析提供有效技术手段。随着医疗、电子、材料等领域无损检测需求的日益迫切, CL 技术引起广泛关注。以板壳结构对象的无损检测需求为背景, 综述了 CL 技术国内外研究现状, 介绍了几种典型 CL 系统结构, 重点分析了 CL 图像重建算法和产品开发及应用情况。最后, 展望了 CL 技术的应用前景和发展趋势。

关键词: 数字断层融合; 计算机分层成像; 焦平面; 偏焦伪影; 图像重建

中图分类号: TP23 TH74 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510. 80

Recent advances in computed laminography for nondestructive testing of plate-shell objects

Cai Yufang^{1,2}, Li Pingyi^{1,2}, Wang Jue^{1,2}, Liu Fenglin^{1,2}

(1. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems of the Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China; 2. Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive Testing of the Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: Due to the constraint of imaging field of view or X-ray penetration ability, computed tomography is difficult to realize nondestructive testing and quality evaluation of large-scale plate-shell objects. However, by improving scanning geometry adjustment and reconstruction, computed laminography (CL) provides an effective way for the internal structure analysis of plate-shell objects. With the increasing demand for nondestructive testing in medical, electronic, material and other fields, CL technique has been paid much attention. Based on the nondestructive testing requirements of plate-shell objects, this paper reviews the research advances of CL at home and abroad. The typical CL system structures are introduced. The analysis of CL image reconstruction algorithm and product development & application are illustrated. Finally, the application prospects and development trends of CL are forecasted.

Keywords: digital tomosynthesis; computed laminography; focal plane; out-of-focus artifacts; image reconstruction

0 引 言

计算机分层成像 (computed laminography, CL) 是一种基于 X 射线透射物体并获取其衰减分布的成像技术, 具有非侵入、无损和三维直观显示特性, 与计算机层析成像 (computed tomography, CT) 机理相同, 都是根据物质对 X 射线的衰减来获取物体内部密度分布。CT 技术源于

CL 技术, 是 CL 技术的推广和完善。CT 扫描要求获取完整的投影数据以重建高质量图像, 然而受射线穿透厚度、物体回转直径、检测精度等的限制, CT 技术难以实现大型板壳类构件的有效检测, 而通过扫描方式和重建算法的改进, CL 技术能够满足高端制造板壳类对象的检测需求。因此, CL 技术重新引起无损检测领域的关注, 并逐步应用于微电子、材料科学、考古等领域的无损检测, 已解决质量监测和性能评估等难题。

1916年,法国皮肤科医生 Bocage 最初提出 Laminography 成像方法^[1]，“Laminography”是指板状样品成像,其本质是物体静止、射线源和胶片做相对直线运动,经图像叠加形成一幅只有焦平面结构清晰的图像。

20世纪初期,由于信息交流匮乏,研究人员重复发明了计算机分层成像技术,因此给予不同的命名^[2]。其中代表性的有 Tomography、Laminography 和 Tomosynthesis 等。根据韦伯斯特词典^[3]，“Tomography”一词源自于希腊文“Tomos”，它描述了一种 X 射线照相术,具体是指拍摄一个平面,而其结构在另一个平面中变模糊。医学上,通常称为数字断层融合(digital tomosynthesis, DT),而工业上更多以 CL 命名,其本质均是针对大型板状物体的一种 X 射线分层成像技术,本文统称为计算机分层成像,以下简称分层成像或 CL。

20世纪30~70年代是 X 射线分层成像技术“百家争鸣”的黄金时代。虽然,由于数据采集角度有限,不可避免存在偏焦伪影(out-of-focus artifacts),但在当时 CL 技术作为一种无损获取物体内部部分层图像的新兴技术,一直是研究的热点问题,研究人员在提高成像速度、降低伪影、改善图像质量等方面做了大量工作。

20世纪70~90年代,随着 CT 技术的诞生和兴起,CL 技术基本处于停滞状态。直到21世纪初,随着计算机和数字探测器技术的飞速发展和日益成熟,CL 技术又引起人们广泛关注。突破 CT 技术的应用瓶颈,如扫描工件尺寸、形状,射线剂量等限制,CL 技术在脑血管^[4]、乳腺^[5](如数字乳腺断层融合(digital breast tomosynthesis, DBT)),牙齿^[6]、骨关节^[7]等医疗领域发挥了 CT 不可替代的作用。

目前,由于 CL 成像分辨率高、辐照剂量低、检查成本低,在医疗诊断^[8]、材料科学^[9-21]、微电子^[22-25]、生命科学^[26-28]、考古^[29-32]及行李检查^[33]等领域成为替代 CT 检测的最具潜力的技术,再次成为研究的热点。为解决 CT 检测板壳类对象的难题,满足无损检测和质量评价的需求,研究人员从不同角度调研 CL 技术及其应用情况^[34-42],且大多数主题聚焦于乳腺断层融合。

随着科技的进步以及文献传递的便捷和丰富,迫切需要系统全面梳理有关 CL 成像方法及其关键技术,为理论研究和工程开发提供有益参考。本文以大型板壳类对象的无损检测需求为背景,从 CL 技术发展阶段、系统结构、图像重建算法以及产品开发等方面探讨和总结,并展望其应用前景与发展趋势。

1 CL 技术发展历程

依照 CL 技术发展更替年代,分3个阶段阐述其发展历程。

1.1 起源阶段

1932年,荷兰神经放射科医生 Ziedses 最先提出分层成像理论,并称之为系列观片灯(seriescopy)^[2],其本质是一种射线照相术,即通过几次 X 射线曝光,可连续观察任意深度的平行平面。1938年,Ziedses 进一步组建了一台旋转式分层扫描原型机,该原型机的 X 射线管沿圆周路径、以90°等角间隔分布完成4次胶片曝光,并通过观看屏来回移动显影胶片实现不同焦平面成像。同时,Ziedses 还建立了一套光学重建系统,该系统通过反射镜偏摆来叠加胶片图像,达到与胶片平移叠加相同的成像效果。基于 Ziedses 研究成果,分层成像于1937年首次应用于胸腔成像。此后,直至1969年前,分层成像技术的发展基本停滞。

1.2 胶片分层成像

20世纪70~80年代是 CL 技术发展的重要阶段,其间诞生了快速分层成像(flash tomosynthesis)^[43]、电子断层扫描(EcTomography)^[44]和荧光分层成像(fluoroscopic tomosynthesis)^[45],主要技术进步包括提高图像质量,抑制偏焦伪影和减少曝光时间。Dobbins 在文献[37-38]中详细概述了当时的分层成像研究状况。

1969年,Garrison 等^[46]研制出旋转式分层成像设备,并首次提出了 Tomosynthesis 概念^[47],这标志着 CL 技术真正产品化。该设备的射线源沿圆周运动,由胶片记录圆周内均匀分布的20次投影,并采用反射镜实现了复杂的反投影图像重建光学系统。

1970~1980年,美国密歇根大学牙科教授 Richards 成功研发世界首台商业化胶片分层成像系统,并阐明圆周轨迹分层图像优于直线轨迹分层图像^[48]。

1971年,Miller 等研制出快速胶片分层成像系统,遗憾的是该系统并没有商品化^[2]。Miller 等研制的 CL 系统独特之处在于利用照相机拍摄胶片图像来制作硬拷贝胶片,并通过照相机或胶片的移动产生所需的任意焦平面图像。

在此阶段,德国汉堡 Philips 公司工程师 Klotz 和 Weiss 研发出非常有趣且先进的孔径编码断层融合系统(coded aperture tomosynthesis)^[35]。1983年,Maravilla 等^[4]首次将 Tomosynthesis 技术应用于脑血管成像,并于1986年报道了他们建立的快速 CL 成像系统^[43]。如图1所示,该系统由24支固定、同时发射的小型 X 射线管,光学处理单元,监视器和一个胶片硬拷贝单元组成;该系统主要局限性在于成像视场仅为9 cm,因使用单一的“快速”曝光而无法用于评估血液流动。

1970年前后,Edholm 等^[44]采用图像增强器耦合的摄像机和电视显示方式,研发一种短时 CL 系统。

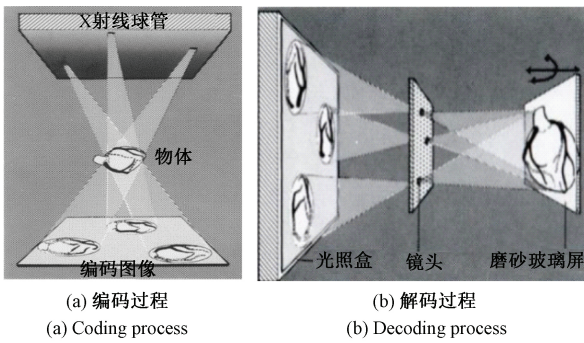


图 1 编码孔径断层融合系统

Fig.1 Coded-aperture tomosynthesis system

此外,加利福尼亚大学圣地亚哥分校的 Baily 等和德国汉堡 Philips 公司的 Hofer 等分别独立开发了荧光分层成像^[45],具有帧频高、对比度高、吸收剂量小等优点。

经典分层成像即胶片分层成像的主要缺点是对比度分辨率低,扫描系统复杂,每次照射只能对焦平面清晰成像,其他切片则必须通过连续切换分层位置来实现。

1972 年,英国工程师 Hounsfield 在第 32 届放射学大会上做了关于计算机轴向断层扫描 (computerized axial tomography, CAT) 研究报告^[2],并展示了第一幅头部扫描仪临床 CT 图像,标志着 CT 技术的诞生,也成为辐射成像领域的里程碑。与 CL 技术相比,CT 能够快速获取清晰图像。随着 CT 技术的诞生及其成像优势日益凸显,人们对 CL 技术研究兴趣逐步降低,20 世纪 80 年代末,CL 成像技术几乎被遗忘。

综上,20 世纪 30~70 年代,CL 技术的研究主要围绕提高成像速度和减少图像伪影^[36]。数字化 X 射线探测器的缺乏是制约分层成像成技术发展的主要瓶颈。

1.3 数字探测器分层成像

20 世纪 80 年代,尽管图像重建方法有较大改进,但早期的 CL 成像通常使用图像增强器和照相机,成像速度慢且信噪比低。20 世纪 90 年代后期,随着计算机技术的进步和高量子探测效率 (detective quantum efficiency, DQE) 平板探测器、高读数率电荷耦合器 (charge coupled device, CCD) 数字探测器的发展,CL 技术重获新生。该类探测器读出速度快,具有更好的调制传递函数 (modulation transfer function, MTF) 和高量子探测效率 (detective quantum efficiency, DQE)。先进的数字平板探测器与 CL 技术相结合,使得获取数字化、高质量的投影数据成为可能,从而解决了成像时间长、图像信噪比低等问题。

至今,CL 技术已成为无损检测成像领域研究的热门话题之一^[40]。如图 2 所示 Web of Science 检索结果显示,自 2000 年后关于 CL 技术的文献呈指数增长。在医

学上,CL 技术已逐渐应用到乳腺、胸部、骨关节、牙齿成像等医疗诊断,既减少辐照剂量又提高诊断灵敏度;其中 DBT 已在欧美国家乳腺疾病的筛查及诊断中普及,但在国内尚未得到广泛应用^[5]。在工业上,主要用于电子、考古、材料,安检等领域的科学研究与质量安全控制。

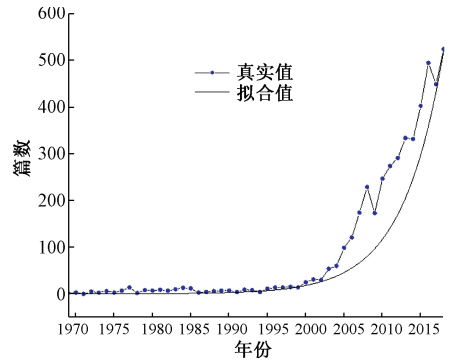


图 2 CL 期刊论文 web of science 检索结果
Fig.2 Number of scientific papers on tomosynthesis and laminography indexed in web of science per year

2 CL 系统结构

CT 与 CL 系统结构如图 3 所示,两者主要差异在于旋转轴与探测器平面间的夹角 φ 不同。当 $\varphi \in (0, 90^\circ)$ 时,为 CL 系统;当 $\varphi = 0^\circ$ 时,则为 CT 系统。CL 是 CT 的推广,具有更大的检测视场和较小的射线穿透厚度。在投影空间,CT 扫描形成完备的柱状区域,如图 3(b) 右侧图;CL 扫描则缺失两个倒锥形区域,如图 3(a) 右侧图所示,且离焦平面越远,数据缺失越多,这也是导致 CL 数据不完备的根本原因。

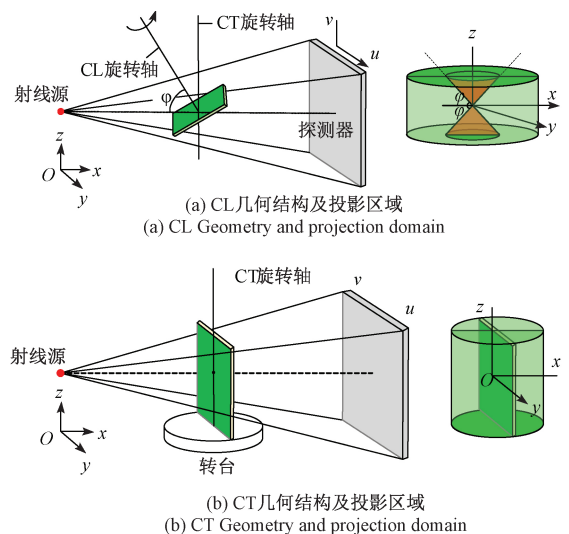


图 3 CT 与 CL 结构

Fig.3 Structure of CT and CL

从结构布局讲,CL 系统分为移动式、旋转式和摆动式,下面分别进行阐述。

2.1 移动式

移动式 CL 的结构布局如图 4 所示,该模式下射线源和探测器相对移动,焦距可能会发生变化。图 4(a)和图 4(d)所示分别为典型的胶片成像和乳腺 CL 成像

结构。移动式 CL 控制运动简单,定位精度高,成本低,但受射线源张角的限制,存在与分层运动方向平行的结构拖尾,如图 5(b)所示,不适合检测大而重的物体。为解决射线源投影角度限制,冉磊等^[12]提出了正交平移扫描模式,较好地解决了有限角投影伪影问题,如图 5(c)所示。

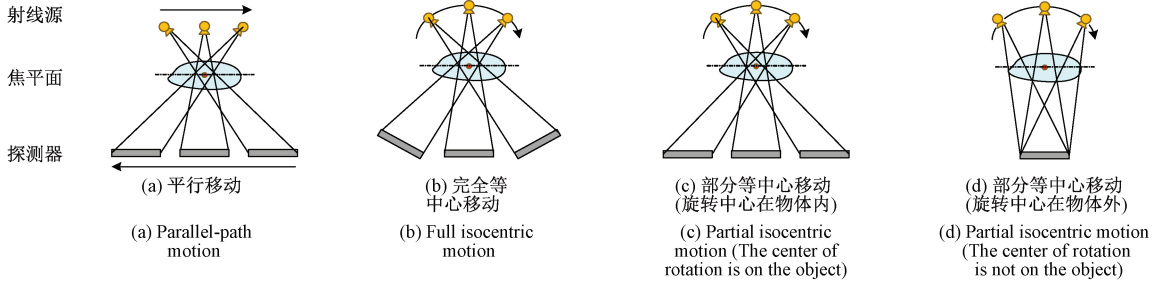


图 4 移动式 CL 结构

Fig.4 CL structure diagram for shift-style

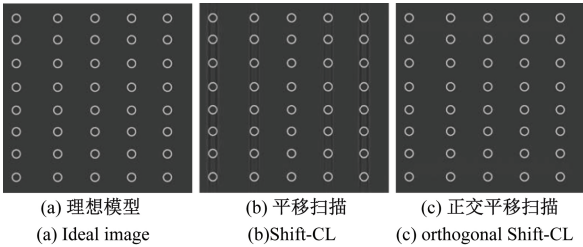


图 5 CL 重建结果

Fig.5 Reconstruction results of CL

探测器可倾斜±65°且能绕 Z 轴做 360°旋转,数据采集方式灵活多样。

2.3 摆动式

文献[16]针对大型板壳类构件的无损检测提出摆动式 CL 扫描方式,即探测器和射线源不动,通过检测对象来回摆动来获得投影数据。摆动式 CL 适用于大型板状物体的扫描,如图 7 所示,其本质是一种有限角 CT。

为提高检测速度并减少运动误差,Rajaram^[13]提出静态扫描 CL。此外,Zhou 等^[15]提出只移动式 CL,X 射线源和探测器保持静止,物体平移通过射线束覆盖区域,相当于旋转角仅为 2φ 的 CT 扫描模式。

2.2 旋转式

旋转式 CL 最初来源于编码孔径断层融合^[4],其结构布局如图 6(a)所示,该方式下焦距固定不变,探测器-射线源绕支点做圆周运动,不受射线源张角的限制。图 6(b)所示为中科院研制的旋转式 CL 系统布局,该系统

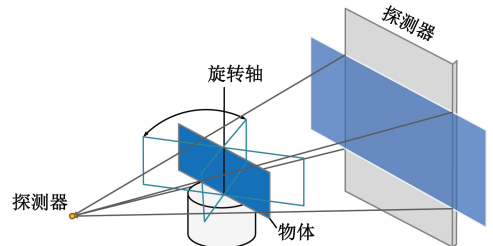


图 7 摆动式 CL 结构

Fig.7 CL structure diagram for swing-style

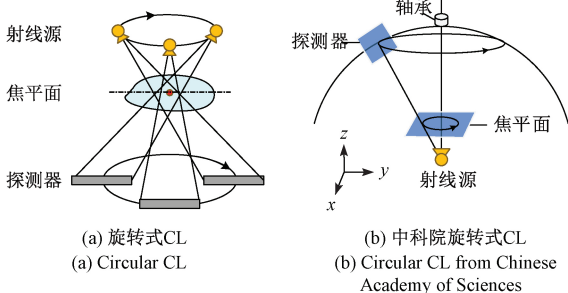


图 6 旋转式 CL 结构

Fig.6 CL structure diagram for rotation-style

3 CL 图像重建算法

传统移动式或旋转式 CL 成像模式,由于射线源-探测器的相对运动,物体内部点的投影图像的位置也相应发生移动,只有焦平面的同一位置、以不同角度投射到探测器上,因此焦平面图像较清晰,而焦平面上方或下方的物体结构变得模糊。同时,由于中科院旋转式 CL 仅在有限角度范围内获得少量的投影数据,投影数据是不完备的,且不满足 Tuy 精确重建条件(即任何与物体相交的平面至少与射线扫描轨迹有一个交点),从

数据源头上导致 CL 图像的有限角伪影。因此,CL 重建算法对于提升 CL 系统的成像质量至关重要。CL 图像重建方法依赖于其扫描结构,但都面临几何伪影、分层图像模糊,有限角投影伪影的问题。CL 系统主要几何参数有8个,任一参数的偏差都会导致投影路径与实际重建路径的差异,从而导致几何结构畸变伪影,借鉴 CT 相关几何校正模型和方法^[49-54],可提高 CL 系统几何定位精度,为精度图像重建奠定基础;分层图像模糊表现为其他分层图像特征在当前分层图像的混叠;有限角伪影表现为工件边界轮廓损失并隐藏细微结构,其形状在分层切片中呈现为扭曲,在垂直分层方向则为感兴趣特征被沙玻璃状光晕包围。

纵观国内外文献,CL 图像重建算法主要分为移动-叠加法 (shift and add, SAA)^[55-57]、矩阵反演融合法 (matrix inversion tomosynthesis, MITS)、解析法和代数重建技术 (algebraic reconstruction technique, ART)4 类。其中,SAA 算法是通过平移和叠加投影来重建感兴趣焦平面;解析法沿袭了经典滤波反投影 (filtered back-projection, FBP) 算法优势,在图像质量和运算速度之间取得较好平衡;MITS 和 FBP 算法均能有效去除图像模糊,而对于低频信号,FBP 较 MITS 具有更好的抗噪能力。FBP 算法的不足是需要完备的投影数据才能重建高质量图像,而迭代重建技术能够从少量、低信噪比数据恢复图像。加权联合代数重建算法 (weighted simultaneous algebraic reconstruction technique, wSART)^[58] 是针对 CL 图像重建最为有效的迭代算法。此外,近年来基于压缩感知的正则化图像重建方法在解决有限角和稀疏投影问题上取得较好结果,由此拓展出迭代法联合正则化的最优算法,其中最为典型的是采用全变差最小化 (total variance minimization, TVM) 的 SART+TVM 算法^[59-60]。

与 CT 图像重建过程相同,CL 重建图像前首先要对投影数据进行对数变换,以保证物体衰减系数与其对应物质密度成线性关系。以下所讨论图像重建方法,其投影均为对数变换后数据。

3.1 移动-叠加 (SAA) 算法

如前所述,第一台 CL 系统没有采用任何重建算法,而是直接在胶片上叠加形成的影像,其典型代表是 Garrison 等^[46] 于 1969 年所提出光学反投影重建系统。

1978 年, Mandelkorn 等^[55] 通过移动胶片并对图像进行叠加获取任意分层图像,即所谓移动-叠加算法 (shift and add, SAA),它是 CL 成像最早、最典型的重建方法。如图 8 所示,SAA 重建原理等同于 CT 成像的反投影 (back-projection, BP) 算法,投影图像直接叠加得到焦平面 B,而按射线源位置相应移动一定距离并叠加得到其他任意平面 A。直线移动式 CL 和弧线移动式 CL 实现过程几何关系分别如图 9(a) 和 (b) 所示,X 轴为探测器运

动方向,Z 轴垂直于探测器平面,原点为探测器运动轨迹的中心。其中, D 为射线源到探测器距离; a_1 为射线源起始位置; b_1 为对应中心探测位置; z_f 为探测器-射线源同步相对移动的支点位置,即焦平面位置。

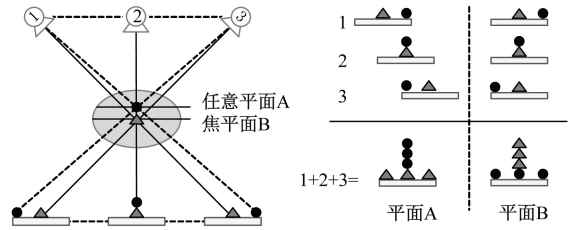


图 8 SAA 算法原理

Fig.8 Principle of SAA algorithm

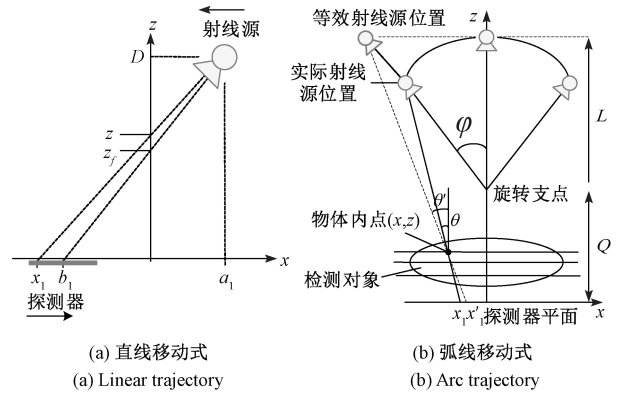


图 9 SAA 算法几何关系

Fig.9 Geometries of SAA algorithm

针对图 9(a) 所示的直线移动式 CL 结构,当射线源位于起始平移位置 a_1 时,根据三角形相似关系有:

$$\frac{a_1 - b_1}{D} = \frac{a_1}{D - z_f} \quad (1)$$

从而有:

$$b_1 = a_1(1 - M_f) \quad (2)$$

其中, $M_f = D/(D - z_f)$ 为分层位置 z_f 的几何放大倍数。

对于任意分层位置 z ,其在探测器上的投影坐标为:

$$x_1(z) = a_1(1 - M_z) \quad (3)$$

其中, $M_z = D/(D - z)$ 为分层位置 z 的几何放大倍数。

当射线源在位置 a_k 时,即第 k 次投影时,重建层 z 在探测器上投影相对中心探测器偏移量 $x'_k(z)$ 为:

$$x'_k(z) = x_k(z) - b_1 = a_k(M_f - M_z) \quad (4)$$

将物体聚焦到 z 平面的偏移量为:

$$shift_k(z) = -x'_k(z) = a_k(M_z - M_f) \quad (5)$$

设第 k 幅投影为 $I_k(x',y)$,将 n 次平移后投影图像取平均,合成得到焦平面 z 处的图像 $T_z(x',y)$ 。

用直接求代数解的方式,能够精确地求解分层平面内的细节,而分层间的结构主要取决于相邻的层平面的贡献。此外,MITS 在计算速度上优于代数迭代法和解析法。

MITS 方法的主要不足是重建分层平面的频率矩阵求逆条件难以满足,从而增强了重建平面的低频噪声。图 10 所示为人体腹腔模型 CL 图像,传统 SAA 算法图像模糊,而 MITS 算法若频率补偿不当则导致低频噪声显著放大。这种现象是由较大的低频结构在相邻两次投影间的缓慢变化所导致,任何矩阵逆解易受到频率估计中微小变化的影响。文献[71]研究表明,对于典型的 CL 图像,由算法 MITS 增强的低频噪声通常发生在频率小于 0.3 mm^{-1} 的情况。

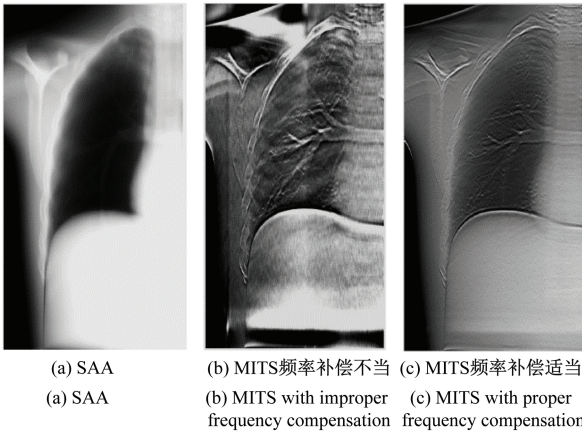


图 10 MITS 重建图像

Fig.10 Reconstruction results of MITS

为了抑制低频噪声的增强,Godfrey 等^[71-76]采用一种频率混合方案,将高通的 MITS 重建分层与低通的 SAA 重建分层相结合。因此,MITS 重建分层的最低频率可由 SAA 重建的低频部分所替代。该方法有利于改善 MITS 重建图像的低频噪声,同时又不影响阴影处细微特征显示。

3.3 滤波反投影

反投影算法计算成本低、抗噪性好,但重建图像对比度差。为了提高图像对比度,反投影算法与不同的滤波和去模糊算法相结合形成了滤波反投影算法。

Grant 等^[47]最早开展 CL 滤波重建算法的基础研究,他将分层成像的模糊过程描述为一个滤波过程。Knutsson 等^[77]和 Petersson 等^[78]研究了一种称为 ecTomography 的方法,其在累加反投影建步骤之前对垂直方向的投影图像分别进行高通和低通滤波,阐明了如何在旋转式 CL 图像重建中引入滤波以减少模糊伪影,并定义了切片厚度;随后,Matsuo 等^[79]分析了频率空间中的传递函数,并推导出点扩展函数。

目前,FBP 算法已广泛应用于常规的完备投影视角 CT 图像重建,其优点是运算效率高、重建精度高。然而,

在有限角投影情况下,旋转式 CL 成像仅能获取频率空间中双楔型区域的数据,因而不可避免引入有限角伪影。针对此问题,研究人员分别从傅里叶空间取样和滤波器设计两方面改进 FBP 算法^[2,35,80-85]。

FBP 算法利用投影图像的傅里叶变换与斜坡函数的乘积,消除了 SAA 算法点扩展函数引入的模糊。由于斜坡函数在高频易产生过度增强的噪声,Lauritsch 等^[80]提出三方向滤波方法,显著提升了重建图像质量,其中滚下滤波器(fall-off filter)通常用于抑制高频噪声放大。

根据傅里叶中心切片定理,物体在角度 θ 的二维投影的傅里叶变换,等于在同一角度下物体三维傅里叶变换的一个平面。物体投影 (ω_u, ω_v) 与物体傅里叶空间 $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 关系如图 11(a)和(b)所示,CL 投影在傅里叶空间为双楔型。根据 Lauritsch 等^[80]的理论,分层成像系统在傅里叶空间的重建模型如下式:

$$G(\omega) = H(\omega) \cdot F(\omega) \quad (17)$$

式中: G 为重建图像的傅里叶变换; F 为待重建物体的傅里叶变换; H 为重建系统的调制传递函数,同时代表投影、滤波和反投影等过程; $\omega = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 为三维傅里叶空间频率向量。

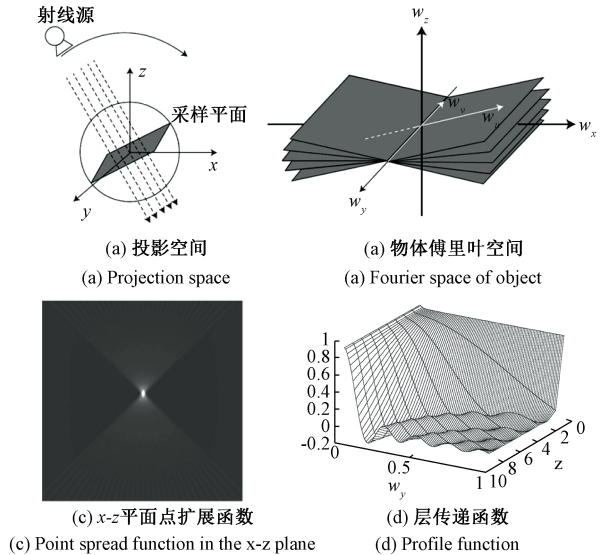


图 11 圆弧型 CL 几何结构

Fig.11 Illustration of Arc-CL geometries

调制传递函数 $H(\omega)$ 分为滤波 $H_{\text{filter}}(\omega)$ 和反投影 $H_p(\omega)$ 两部分,即:

$$H(\omega) = H_{\text{filter}}(\omega) \cdot H_p(\omega) \quad (18)$$

式中: $H_p(\omega)$ 为点扩展函数,其分布如图 11(c)所示,在 $x-z$ 平面傅里叶变换形式为:

$$H_p(\omega_x, \omega_z) = \frac{1}{2a\sqrt{\omega_x^2 + \omega_z^2}} \quad (19)$$

滤波函数 H_{filter} 由 3 部分组成:

$$H_{\text{filter}}(\omega_x, \omega_z) = H_{\text{spectrum}}(\omega_x) \cdot H_{\text{profile}}(\omega_z) \cdot H_{\text{inverse}}(\omega_x, \omega_z) \quad (20)$$

其中,

$$H_{\text{inverse}}(\omega_x, \omega_z) = \begin{cases} 2a\sqrt{\omega_x^2 + \omega_z^2}, & |\omega_z| < |\omega_x| \tan\varphi \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (21)$$

$$H_{\text{spectrum}}(\omega_x) = \begin{cases} 0.5 \left(1 + \cos\left(\frac{\pi\omega_x}{A}\right) \right), & |\omega_x| < A \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (22)$$

$$H_{\text{profile}}(\omega_z) = \begin{cases} 0.5 \left(1 + \cos\left(\frac{\pi\omega_z}{B}\right) \right), & |\omega_z| < B \text{ 且 } |\omega_z| < \tan(\varphi) |\omega_x| \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (23)$$

式中: A 、 B 分别为 ω_x 、 ω_z 方向截止频率。以上 3 个滤波函数的物理意义在于 $H_{\text{inverse}}(\omega_x, \omega_z)$ 近似等于 $H_p(\omega)$ 倒数, 正比于斜坡滤波函数, 用于消除点扩展函数引入的模糊; $H_{\text{spectrum}}(\omega_x)$ 为谱函数, 形式为 Hanning 窗, 用以抑制斜坡滤波函数引入的高频分量, 从而抑制噪声; $H_{\text{profile}}(\omega_z)$ 为层传递函数, 其分布如图 11(d) 所示, 目的是加强 ω_z 方向信息完整部分频率的权重, 同时降低信息缺失部分频率的权重, 从而抑制偏焦伪影以及由 H_{inverse} 和 H_{spectrum} 滤波引入的振铃效应。由于斜坡函数会过度抑制低频分量而放大高频分量, 牛津大学 Van De Sompel 等^[86] 用 sinc 函数代替斜坡函数, 使得高频分量和低频分量都能够折中保护。不同函数的滤波效果分别如图 12 所示。

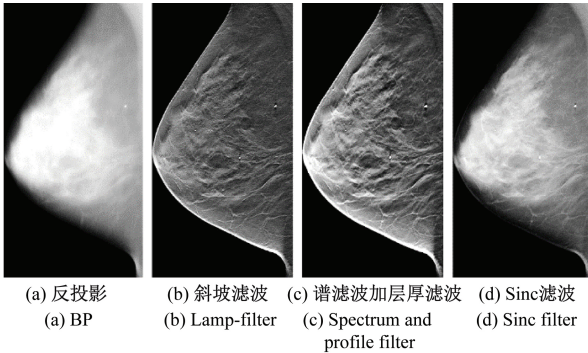


图 12 不同滤波算法乳腺断层融合图像

Fig.12 Breast tomosynthesis images with different filters

在此基础上, Yang 等^[87] 和 Que 等^[88] 推导了旋转式锥束 CL 解析重建 FBP 算法。

3.4 加权 SART 算法 (wSART)

代数迭代法采用最优化思想^[89-92] 来逐步逼近理想解, 是 CT 和 CL 主流的图像重建算法, 其优点是可以将

先验知识 (如正约束、对象扩展、噪声模型) 引入重建过程, 且能够适应各种成像模式, 如非圆形 X 射线源轨迹, 非均匀角度间隔或固定探测器。

联合代数重建算法 (simultaneous algebraic reconstruction technique, SART) 收敛速度快、抗噪能力强, 是广为采用的迭代算法^[92]。SART 重建模型为:

$$\mathbf{X}^{(n+1)} = \mathbf{X}^{(n)} + \frac{\lambda}{A_{i,+}} \sum_{j \in J_\theta} \frac{A_{i,j}}{A_{+,j}} (P_j - \tilde{P}_j(\mathbf{X}^{(n)})) \quad (24)$$

式中: $A_{i,+} = \sum_{j \in J_\theta} A_{i,j}$, $A_{+,j} = \sum_{i=1}^N A_{i,j}$; $\mathbf{X}^{(n+1)}$ 为第 n 次迭代图像; P_j 为投影角度 θ 下第 j 条射线投影值; $\tilde{P}_j(\mathbf{X}^{(n)})$ 为第 n 次迭代射线的正投影模拟值, n 为迭代次数, $1 \leq i \leq N$; λ 为松弛因子 ($0 \leq \lambda \leq 2$); J_θ 是一个投影分度下的所有射线索引集合。Wang 等^[93] 提出的有序子集 (ordered-subset, OS) 迭代算法极大地提升 SART 算法的收敛速度。

为解决迭代反投影过程投影间的混叠, Levakhina 等^[58] 提出加权 SART 算法 (简称 wSART), 在反投影空间, 利用不相似原理计算分层图像的不相似度, 由不相似度建立加权函数, 从而更好地抑制分层间混叠, 提高细节对比度。wSART 算法模型如下:

$$\mathbf{X}^{(n+1)} = \mathbf{X}^{(n)} + \frac{\lambda}{A_{i,+}} w_{i,j} \sum_{j \in J_\theta} \frac{A_{i,j}}{A_{+,j}} (P_j - \tilde{P}_j(\mathbf{X}^{(n)})),$$

$$w_{i,j}(x, y, z, \theta) = \left(\frac{1 - d(x, y, z, \theta)}{1 + \alpha d(x, y, z, \theta)} \right)^\beta, \quad w \in (0, 1)$$

$$d(x, y, z, \theta) = \frac{|h(x, y, z, \theta) - M(\theta)|}{\text{range}}, \quad d \in (0, 1) \quad (25)$$

式中: $w_{i,j}(x, y, z, \theta)$ 为加权系数; $d(x, y, z, \theta)$ 为不同投影角度图像间的不相似度; $\theta \in \Gamma$ 为投影角度范围; range 为投影最大值与最小值之差; $M(\theta)$ 为投影角度 θ 投影数据的中值或平均值。

图 13 所示为采用 SART 和 wSART 算法对大头针和骨骼模型分层成像重建结果, 其中 wSART 重建结果中分层间的混叠伪影显著减少, 且分层内细节更为明显。

由于分层成像投影方向较少, 不满足 Tuy 精确重建条件, 这类重建问题是不适定、病态的。根据压缩感知理论, Sidky 等^[94-96] 提出投影于凸集的自适应梯度下降法 (adaptive steepest descent-projection onto convex sets, ASD-POCS), 解决不完备投影 CT 图像重建问题, 随后研究人员将 SART 迭代与 TV 正则化方法相结合^[59-60, 97] 以重建高质量 CL 图像, 文献^[98] 提出软阈值最优化算法, 应用于中子 CL 成像, 取得较好结果。近年, 随着深度学习理论迅速发展, 卷积神经网络 (convolutional neural network, CNN)^[99] 用于 CL 图像重建。

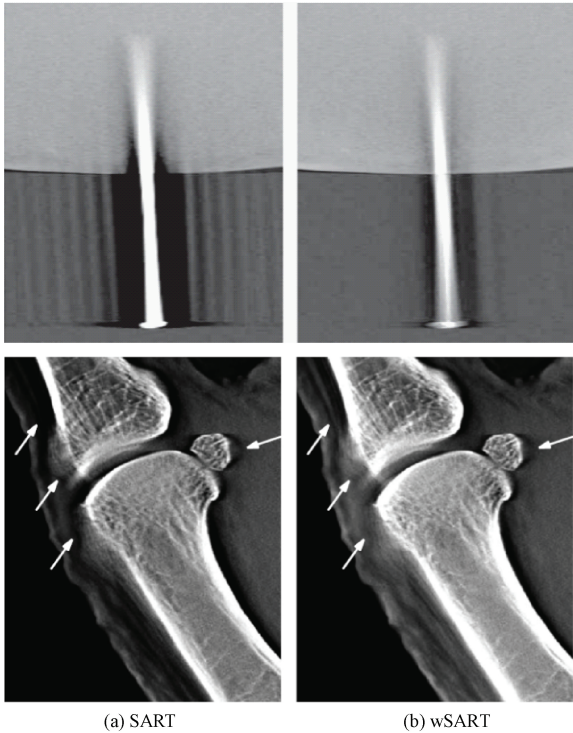


图 13 SART 和 wSART 算法重建结果

Fig.13 Reconstruction results by SART and wSART

4 产品开发及应用

近 20 年来,为满足高精密板状产品的检测需求,国内外多家单位致力于高分辨、大视野 CL 设备的研制,已推广应用于板状构件三维成像分析与质量评估,获得丰硕成果和相关许可认证。

德国 FeinFocus 公司 2000 年研发的 FXS-160.40 型 CL 设备,获得 2002 年 SMT (surface mount technology) 远见奖。2011 年 2 月,美国 Hologic 公司推出的第一款 CL 成像设备 SELENIENVIES 3D 系统,获得美国食品和药物管理局(FDA)的批准^[4];该设备采用旋转式 CL 结构,探测器既可倾斜 60°,又可旋转 360°,样品台在 X-Y 方向运动,射线源可在 Z 方向运动,可检尺寸为 610 mm × 610 mm 的 PCB 板;英国 Nordson DAGE 公司在工业电子产品检测方面,处于国际领先水平,所开发的“X-Plane”型 CL 设备获得 2012 年全球科技大奖(产品软件类)。该公司的最新产品 Xi3400 可实现 PCB 板、半导体封装产品等的 X 射线 2D/3D 自动检测和实时监控, XD7800NT Ruby XL 型设备可检测样品尺寸达 1 025 cm × 672 cm。

日本 Nikon、德国卡尔斯鲁厄理工学院 (ISS/ANKA)^[24-25] 与欧洲同步辐射源中心 (ESRF)^[27-28] 研制的同步辐射 CL 成像系统 (SR-CL), 专门用于微电子封装缺陷分析和生命科学等研究。其中, Nikon 研制的 XT V160

CL 成像系统用于手机内部的芯片结构,能清楚地看到芯片内部的焊点,电路布局等信息。

在美国, Agilen、Scienscope 和 Viscom 等公司均成功研制系列 CL 成像系统,满足了美国军方和电子设备厂商对 PCB 板阵列封装的检测需求。

除此之外,日本 TOSHIBA,俄罗斯莫斯科国立技术大学,德国 MacroScience Technology 和依科视朗国际有限公司 (YXLON) 等多家单位针对板状样品的 X 射线分层成像做了很多研究工作并推出了相应的产品。

在国内,多家高校和科研院所在 CL 设备开发方面有初步成果。北京航空航天大学针对航空航天领域重要的大型板状样品开发了大视野 CL 设备^[19];中国科学院高能物理研究所依托院科研装备研制项目“高分辨板状构件 CL 成像设备研制”的支持,搭建了 CL 实验平台,对板状样品 CL 成像系统结构及相应的重建算法开展研究^[49,88],天津三英精密仪器股份有限公司和日联科技推出 PCB 板 X 射线检测系统。各国 CL 产品及其主要性能指标如表 1 所示,可以看出,我国 CL 技术及系统的理论研究与应用开发大多处于实验研究阶段,成熟产品及其应用推广有待加强。

表 1 各国 CL 产品及其相关指标

Table 1 CL products and their performance from different countries

生产国及厂商	型号	最大检测区域/mm	细节分辨力/ μm	倾斜角度/ $^{\circ}$
英国 Nordson Dage	X-Plane	457×406	0.1	-
	XD7800NT Ruby XL	1 205×672	0.5	70
美国 Agilent	HP-5DX 5000	445×597	-	-
美国 Scienscope	X-Scope 6000	360×290	(焦点 5.0)	70
美国 Viscom	X8086	722×722	1.5	60
德国 FeinFocus	FXS-160.40	610×610	1.0	75
德国 MacroScience	MSX 3000	450×400	2.5	45
日本 Nikon	XT V160	510×510	2.0	75
中国三英精密仪器	EFPscan	400×400	0.5	-
中国日联科技	AX9100	450×450	(焦点 3.0)	55

5 结 论

CL 成像是扁平状对象的最佳无损检测手段,具有广泛的需求和应用前景。医学上,已应用于脑血管、乳腺、胸腔、骨关节等疾病的早期诊断,成像精度高,可减少病人的辐照剂量,解决 CT 成像的不足;工业中,CL 应用于微电子、材料科学、考古等领域板壳类对象的无损检测和

质量评价。

纵观 CL 技术发展历史,主要围绕三大问题渐进式发展:高分辨力、高对比度和低剂量。随着科技的进步,对大型板状构件的检测需求日益迫切,CL 技术需要进一步研究的内容有:

1) 伪影校正。伪影直接影响图像特征的分辨和评判,是影响图像质量的主要因素之一。CL 图像伪影包括金属伪影、几何伪影、有限角伪影、截断伪影等,其中金属伪影主要来自射线硬化效应,可借鉴 CT 成像相应的校正方法;几何伪影来自 CL 系统多个几何参数的定位误差,射线投影路径与实际图像重建路径不一致导致几何伪影;有限角伪影和截断伪影都是因为投影角度有限或数据截断引起,是 CL 成像主要伪影来源。

2) 最优化重建算法。由于 CL 投影空间存在缺失区域,由 CL 投影重建图像属于不完备数据图像重建问题,可借鉴压缩感知理论,利用图像的稀疏或低秩性等先验知识建立最优化重建模型,重建高质量图像。

3) 能谱 CL 成像。光子计数探测器能够分别获取 X 射线不同能量的投影数据,可用于材料物质成分分析。基于光子计数探测器技术,能谱 CL 成像可进一步减少辐射剂量、降低金属伪影并提高图像对比度。

4) 关键部件研制。射线源和探测器是 CL 系统的关键部件。其中,同步辐射源可产生单能软 X 射线,射线源焦点小,成像分辨力达到纳米级。但由于同步辐射源系统复杂,成本高,该技术发达国家处于垄断地位,我国需要自主研发低成本、高剂量、小焦点 X 射线源。另外,平板探测器的探测效率直接决定成像速度和成像质量,而高量子探测效率的平板探测器在我国长期依赖于进口,我们需要自主研发大面积、高分辨平板探测器,拓展 CL 技术及产品的应用领域,解决 CL 设备进行大型板状构件无损检测和质量评估的难题。

立足实际工程需求,找准差距并聚焦国际前沿,需要从成像方法、关键部件、产品开发和推广应用等多方面深入研究,开发新一代 CL 检测仪,希望本文综述能为后续研究人员提供有益参考。

参考文献

[1] TIGGELEN R V. Since 1895, orthopaedic surgery needs x-ray imaging: A historical overview from discovery to computed tomography [J]. *Acta Orthopaedica Belgica*, 2001, 67(4):317-329.

[2] LEVAKHINA Y. Three-dimensional digital tomosynthesis: Iterative reconstruction, artifact reduction and alternative acquisition geometry [M]. Berlin: Springer, 2014.

[3] GURALNIK D. See Webster's new world dictionary of the American language[M]. 2nd College Edition. New York: Simon and Schuster, 1984.

[4] MARAVILLA K R, MURRY R C, DECK M, et al. Clinical application of digital tomosynthesis: a preliminary report [J]. *American Journal of Neuroradiology*, 1983, 4(3): 277-280.

[5] 杨蕾,李静,周纯武. 数字乳腺断层融合 X 线成像对乳腺病变的诊断价值[J]. *中华肿瘤杂志*, 2017, 39(1): 33-38.

YANG L, LI J, ZHOU CH W. Value of digital breast tomosynthesis (DBT) in the diagnosis of breast lesions[J]. *Chinese Journal of oncology*, 2017, 39(1): 33-38.

[6] OGAWA K, LANGLAIS R P, MCDAVID W D, et al. Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method [J]. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2010, 39(1): 47-53.

[7] 齐洁,胡志华,邓秋云,等. X 线数字断层融合技术在骨关节外伤诊断中的应用价值[J]. *现代医院*, 2019, 19(1): 131-133.

QI J, HU ZH Z, DENG Q Y, et al. The application value of X-ray digital tomosynthesis in the diagnosis of traumatic bone and joint [J]. *Modern Hospitals*, 2019, 19(1):131-133.

[8] YULIA M L, ROBERT L D, FLORIAN M V A, et al. dual-axis tilt acquisition geometry for digital musculoskeletal tomosynthesis [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2013 58(14): 4827-4848

[9] WOOD C E, O' BRIEN N, DENYSOV A, et al. computed laminography of CFRP using an X-ray cone-beam and robotic sample manipulator systems [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2019, 66 (3): 655-663.

[10] OU D, SCHUMACHER D, ZSCHERPEL U, et al. Dual-energy materials characterization methods for laminography image enhancement based on photon counting detector [J]. *Journal of Instrumentation*, 2019, 14(2): P02018.

[11] KIM G, PARK S, PARK C, et al. Projection-based dual-energy digital tomosynthesis and its image characteristics [J]. *Instrumentation Science & Technology*, 2019, 47(3): 248-263.

[12] 冉磊,王少宇,刘丰林,等.一种正交直线扫描 CL 系统

- 及分析方法: 201710985455. 7[P]. 2017-10-20.
- RAN L, WANG SH Y, LIU F L, et al. An orthogonal linear scanning CL system and analysis method: 201710985455. 7[P]. 2017-10-20.
- [13] RAJARAM R. A stationary digital breast tomosynthesis system: Design simulation, characterization and image reconstruction [D]. North Carolina: University of North Carolina at Chapel Hill, 2009.
- [14] SHAN J, TUCKER A W, LEE Y Z, et al. Stationary chest tomosynthesis using a carbon nanotube x-ray source array: a feasibility study [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2014, 60(1): 81.
- [15] ZHOU J, MAISL M, REITER H, et al. Computed laminography for materials testing [J]. *Applied physics letters*, 1996, 68(24): 3500-3502.
- [16] MAISL M, PORSCHE F, SCHORR C. Computed laminography for X-ray inspection of lightweight constructions [C]. 2nd International Symposium on NDT in Aerospace, 2010: 2-8.
- [17] HUANG Z, LI Z, KANG K. The application of digital tomosynthesis to the CT nondestructive testing of long large objects [C]. *Developments in X-Ray Tomography IV*. International Society for Optics and Photonics, 2004, 5535: 514-521.
- [18] BORSTNAR G, MAVROGORDATO M N, HELFEN L, et al. Interlaminar fracture micro-mechanisms in toughened carbon fibre reinforced plastics investigated via synchrotron radiation computed tomography and laminography [J]. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2015, 71: 176-183.
- [19] FU J, ZHANG CH SH, ZHU G G, et al. Development and application of X-ray computed laminography for aerospace [J]. *Aeronautical Manufacturing Technology*, 2019, 62(14): 49-54.
- [20] LAIARINANDRASANA L, MORGENEYER T F, PROUDHON H, et al. Local approach of fracture on semi-crystalline polymers: Contribution of X-ray laminography technique [C]. 13th International Conference on Fracture, 2012: 4076-4082.
- [21] MOFFAT AJ, WRIGHT P, HELFEN L, et al. In situ synchrotron computed laminography of damage in carbon fibre-epoxy [90/0] s laminates [J]. *Scripta Materialia*, 2010, 62(2): 97-100.
- [22] HELFEN L, MYAGOTIN A, RACK A, et al. Synchrotron-radiation computed laminography for high-resolution three-dimensional imaging of flat devices [J]. *physica status solidi (a)*, 2007, 204(8): 2760-2765.
- [23] HELFEN L, MYAGOTIN A, MIKULÍK P, et al. On the implementation of computed laminography using synchrotron radiation [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2011, 82(6): 063702.
- [24] TIAN T, XU F, HAN J K, et al. Rapid diagnosis of electromigration induced failure time of Pb-free flip chip solder joints by high resolution synchrotron radiation laminography [J]. *Applied Physics Letters*, 2011, 99(8): 082114.
- [25] CHEN Y, LIN N. Three-dimensional X-ray laminography and application in failure analysis for system in package (SiP) [C]. *Electronic Packaging Technology (ICEPT)*, 2013 14th International Conference on IEEE, 2013: 746-749.
- [26] XU F, HELFEN L, BAUMBACH T, et al. Comparison of image quality in computed laminography and tomography [J]. *Optics Express*, 2012, 20(2): 794-806.
- [27] HELFEN L, XU F, SUHONEN H, et al. Nano-laminography for three-dimensional high-resolution imaging of flat specimens [J]. *Instrumentation*, 2013, 8(5): C05006.
- [28] VERBOVEN P, HERREMANS E, HELFEN L, et al. Synchrotron X-ray computed laminography of the three-dimensional anatomy of tomato leaves [J]. *The Plant Journal*, 2015, 81(1): 169-182.
- [29] HOUSSAYE A, XU F, HELFEN L, et al. Three-dimensional pelvis and limb anatomy of the Cenomanian hind-limbed snake *Eupodophis descouensi* (Squamata, Ophidia) revealed by synchrotron-radiation computed laminography [J]. *Vertebrate Paleontology*, 2011, 31(1): 2-7.
- [30] ZUBER M, LAAB M, HAMANN E, et al. Augmented laminography, a correlative 3D imaging method for revealing the inner structure of compressed fossils [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 41413.
- [31] WEI Z, YUAN L, LIU B, et al. A micro-CL system and its applications [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88(11): 115107.
- [32] LEGRAND S, VANMEERT F, VAN DER SNICKT G, et al. Examination of historical paintings by state-of-the-

- art hyperspectral imaging methods: from scanning infrared spectroscopy to computed X-ray laminography [J]. *Heritage Science*, 2014, 2(1): 13.
- [33] REID C B, BETCKE M M, CHANA D, et al. The development of a pseudo-3D imaging system (tomosynthesis) for security screening of passenger baggage[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2011, 652(1): 108-111.
- [34] GONDROM S, SCHROPFER S. Digital computed laminography and tomosynthesis-functional principles and industrial applications [J]. *Journal of Nondestructive Testing & Ultrasonic (Germany)*, 1999, 7(2):75-81.
- [35] INGRID R,STEPHEN G. *Tomosynthesis Imaging*[M]. New York: CRC Press,2014.
- [36] MAHESH M. The essential physics of medical imaging, third edition[J]. *Medical Physics*, 2013, 40(7).DOI: 10.1118/1.4811156.
- [37] DOBBINS III J T, GODFREY D J. Digital X-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential[J]. *Physics in medicine & biology*, 2003, 48(19): R65.
- [38] DOBBINS III J T. Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads [J]. *Medical physics*, 2009, 36(Part1): 1956-1967.
- [39] BAKER J A, LO J Y. Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature [J]. *Academic radiology*, 2011, 18(10): 1298-1310.
- [40] SECHOPOULOS I. A review of breast tomosynthesis: Part I. The image acquisition process [J]. *Medical physics*, 2013, 40(1): 014301.
- [41] SECHOPOULOS I. A review of breast tomosynthesis: Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications[J]. *Medical physics*, 2013, 40(1): 014302.
- [42] O'BRIEN N S, BOARDMAN R P, SINCLAIR I, et al. Recent advances in X-ray cone-beam computed laminography [J]. *Journal of X-ray science and technology*, 2016, 24(5): 691-707.
- [43] WOELKE H, HANRATH P, SCHLÜTER M, et al. *Flashing Tomosynthesis: A New Tomographic Technique for Quantitative Coronary Angiography* [M]. Berlin: Springer, 1986.
- [44] EDHOLM P, GRANLUND G, KNUTSSON H, et al. Ectomography: A new radiographic method for reproducing a selected slice of varying thickness[J]. *Acta Radiologica, Diagnosis*, 1980, 21(4): 433-442.
- [45] BAILY N A, KELLER R A, JAKOWATZ C V, et al. The capability of fluoroscopic systems for the production of computerized axial tomograms [J]. *Investigative radiology*, 1976, 11(5): 434-439.
- [46] GARRISON J B, GRANT D G, GUIER W H, et al. Three dimensional roentgenography[J]. *American Journal of Roentgenology*, 1969, 105(4): 903-908.
- [47] GRANT D G. Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1972(1): 20-28.
- [48] RICHARDS A G. Dynamic tomography [J]. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1976, 42(5): 685-692.
- [49] 曹大泉. 板状构计算机分层成像系统几何校正及性能研究[D]. 北京:中国科学院大学,2013.
- CAO D Q. Geometric correction and performance study of Computed laminography system[D]. Beijing: University of Chinese Academy of sciences,2013.
- [50] TIRADA N, LI G, DREIZIN D, et al. Digital breast tomosynthesis: physics, artifacts, and quality control considerations [J]. *Radiographics*, 2019, 39(2): 413-426.
- [51] 韩玉, 闫镔, 李磊, 等. 一种迭代的锥束 CT 螺旋轨迹几何参数标定算法[J]. *仪器仪表学报*, 2013,34(7): 135-142.
- HAN Y, YAN B, LI L, et al. Iterative geometric parameter calibration algorithm for the helical trajectory in cone-beam CT [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2013,34(7):135-142.
- [52] 黄秋红, CAO G H, 赵敏, 等. 静态锥束 CT 成像系统的几何标定方法研究[J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(10):181-188.
- HUANG Q H, CAO G H, ZHAO M, et al. Study on the geometric calibration method for static cone-beam CT imaging system [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2015, 36(10):181-188.
- [53] 王珏, 葛敏雪, 蔡玉芳, 等. 基于线框模型的锥束 CT 几何参数校正方法[J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(2): 177-184.
- WANG J, GE M X, CAI Y F, et al. Geometric

- parameters calibration method for cone beam CT system based on square-line phantom [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39 (2): 177-184.
- [54] 张才鑫,黄魁东,陈华. 基于标定量具的快速锥束 CT 几何校准方法[J]. 仪器仪表学报, 2019 40(1): 175-182.
- ZHANG C X, HUANG K D, CHEN H. Fast cone-beam computed tomography geometric calibration method based on measuring tools [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(1): 175-182.
- [55] MANDELKORN F, STARK H. Computerized tomosynthesis, serioscopy, and coded-scan tomography [J]. Applied Optics, 1978, 17(2): 175-80.
- [56] NIKLASON L T, CHRISTIAN B T, NIKLASON L E, et al. Digital tomosynthesis in breast imaging [J]. Radiology, 1997, 205(2): 399-406.
- [57] WU T, MOORE R H, RAFFERTY E A, et al. A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis [J]. Medical physics, 2004, 31(9): 2636-2647.
- [58] LEVAKHINA Y M, MÜLLER J, DUSCHKA R L, et al. Weighted simultaneous algebraic reconstruction technique for tomosynthesis imaging of objects with high-attenuation features[J]. Medical physics, 2013, 40(3): 031106.
- [59] 王珏,程燕,蔡玉芳,等. 改进后 Ray-Box Intersection 权重系数矩阵的 SART+ TVM 重建算法[J]. 光学精密工程, 2016, 24(6): 1520-1528
- WANG J, CHENG Y, CAI Y F, et al. SART + TVM reconstruction algorithm based on improved Ray-Box Intersection weight coefficient matrix [J]. Editorial Office of Optics and Precision Engineering, 2016, 24(6): 1520-1528
- [60] 王少宇,伍伟文,龚长城,等. 相对平行直线扫描计算机分层成像研究[J]. 光学学报, 2018, 38(12): 136-147.
- WANG SH Y, WU W W, GONG CH CH, et al. Study of parallel translation computed laminography imaging [J]. Acta Optica Sinica 2018, 38(12): 136-147.
- [61] BADEA C, KOLITSI Z, PALLIKARAKIS N. Image quality in extended arc filtered digital tomosynthesis[J]. Acta Radiologica, 2001, 42(2): 244-248.
- [62] BADEA C, KOLITSI Z, PALLIKARAKIS N. A wavelet-based method for removal of out-of-plane structures in digital tomosynthesis[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1998, 22(4): 309-315.
- [63] SUN X, LAND W, SAMALA R. Deblurring of tomosynthesis images using 3D anisotropic diffusion filtering[C]. Medical Imaging 2007: Image Processing, International Society for Optics and Photonics, 2007, 6512: 65124P.
- [64] EDHOLM P R, QUIDING L. Reduction of linear blurring in tomography [J]. Radiology, 1969, 92(5): 1115-1118.
- [65] GHOSH R D N, KRUGER R A, YIH B, et al. Selective plane removal in limited angle tomographic imaging [J]. Medical physics, 1985, 12(1): 65-70.
- [66] CHAKRABORTY D P, YESTER M V, BARNES G T, et al. Self-masking subtraction tomosynthesis [J]. Radiology, 1984, 150(1): 225-229.
- [67] SONE S, KASUGA T, SAKAI F, et al. Development of a high-resolution digital tomosynthesis system and its clinical application [J]. Radiographics, 1991, 11(5): 807-822.
- [68] SONE S, KASUGA T, SAKAI F, et al. Digital image processing to remove blur from linear tomography of the lung [J]. Acta Radiologica, 1991, 32(5): 421-425.
- [69] RUTTIMANN U R S E, GROENHUIS R A J, WEBBER R L. Restoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method [J]. IEEE transactions on Medical Imaging, 1984, 3(3): 141-148.
- [70] DOBBINS III J T, POWELL A O, WEAVER Y K. Matrix inversion tomosynthesis: Initial image reconstruction [J]. Abstract Summaries of the RSNA, 1987, 165: 333.
- [71] WARP R J, GODFREY D J, DOBBINS III J T. Applications of matrix inversion tomosynthesis [C]. Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics, 2000, 3977: 376-383.
- [72] GODFREY D J, WARP R J, DOBBINS III J T. Optimization of matrix inverse tomosynthesis [C]. Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging, International Society for Optics and Photonics, 2001, 4320: 696-704.
- [73] GODFREY D J, DOBBINS J T. Optimization of matrix inversion tomosynthesis via impulse response simulations [C]. Radiology, 2002, 225: 545-546.
- [74] GODFREY D J, RADER A, DOBBINS III J T. Practical strategies for the clinical implementation of matrix

- inversion tomosynthesis (MITS) [C]. *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging*, International Society for Optics and Photonics, 2003, 5030: 379-390.
- [75] GODFREY D J. Optimization and clinical implementation of matrix inversion tomosynthesis (MITS) for the detection of subtle pulmonary nodules [D]. North Carolina: Duke University, 2005.
- [76] GODFREY D J, MCADAMS H P, DOBBINS III J T. Optimization of the matrix inversion tomosynthesis (MITS) impulse response and modulation transfer function characteristics for chest imaging [J]. *Medical Physics*, 2006, 33(3): 655-667.
- [77] KNUTSSON H E, EDHOLM P, GRANLUND G H, et al. Ectomography: A new radiographic reconstruction method-I. Theory and error estimates [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1980 (11): 640-648.
- [78] PETERSSON C U, EDHOLM P, GRANLUND G H, et al. Ectomography: A new radiographic reconstruction method-II. Computer simulated experiments [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1980 (11): 649-655.
- [79] MATSUO H, IWATA A, HORIBA I, et al. Three-dimensional image reconstruction by digital tomosynthesis using inverse filtering [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1993, 12(2): 307-313.
- [80] LAURITSCH G, HÄRER W H. Theoretical framework for filtered back projection in tomosynthesis [C]. *Medical Imaging 1998: Image Processing*. International Society for Optics and Photonics, 1998, 3338: 1127-1137.
- [81] STEVENS G M, FAHRIG R, PELC N J. Filtered backprojection for modifying the impulse response of circular tomosynthesis [J]. *Medical Physics*, 2001, 28(3): 372-380.
- [82] CLAUS B E H, EBERHARD J W, SCHMITZ A, et al. Generalized filtered back-projection reconstruction in breast tomosynthesis [C]. *International Workshop on Digital Mammography*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2006: 167-174.
- [83] LUDWIG J, MERTELMEIER T, KUNZE H, et al. A novel approach for filtered backprojection in tomosynthesis based on filter kernels determined by iterative reconstruction techniques [C]. *International Workshop on Digital Mammography*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008: 612-620.
- [84] MERTELMEIER T, ORMAN J, HAERER W, et al. Optimizing filtered backprojection reconstruction for a breast tomosynthesis prototype device [C]. *Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics, 2006, 6142: 61420F.
- [85] WIESENT K, BARTH K, NAVAB N, et al. Enhanced 3D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2000, 19(5): 391-403
- [86] VAN DE SOMPEL D, BRADY M, BOONE J. Task-based performance analysis of FBP, SART and ML for digital breast tomosynthesis using signal CNR and channelised hotelling observers [J]. *Medical Image Analysis*, 2011, 15(1): 53-70.
- [87] YANG M, WANG G, LIU Y ZH. New reconstruction method for X-ray testing of multilayer printed circuit board [J]. *Optical Engineering*, 2010, 49(5), 056501-6.
- [88] QUE J M, CAO D Q, ZHAO W. Computed lamonography and reconstruction algorithm [J]. *Chinese Physics C*, 2012, 35(8): 777-783.
- [89] GORDON R, BENDER R, HERMAN G T. Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography [J]. *Journal of theoretical Biology*, 1970, 29(3): 471-481.
- [90] GILBERT P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections [J]. *Journal of theoretical biology*, 1972, 36(1): 105-117.
- [91] ZHANG Y, CHAN H P, SAHINER B, et al. A comparative study of limited-angle cone beam reconstruction methods for breast tomosynthesis [J]. *Medical Physics*, 2006, 33(10): 3781-3795.
- [92] ANDERSEN A H, KAK A C. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): A superior implementation of the ART algorithm [J]. *Ultrasonic Imaging*, 1984, 6(1): 81-94.
- [93] WANG G, JIANG M. Ordered-subset simultaneous algebraic reconstruction techniques (OS-SART) [J]. *Journal of X-ray Science and Technology*, 2004, 12(3): 169-177.
- [94] SIDKY E Y, KAO C M, PAN X. Accurate image reconstruction from few-views and limited-angle data in divergent-beam CT [J]. *Medical Physics*, 2006 (14): 119-139.

- [95] SIDKY E Y, PAN X. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2008, 53(17):4777-4807.
- [96] SIDKY E Y, PAN X, REISER I S, et al. Enhanced imaging of microcalcifications in digital breast tomosynthesis through improved image-reconstruction algorithms [J]. *Medical Physics*, 2009, 36(11):4920-4932.
- [97] 李慧君. 数字乳腺三维断层合成摄影重建算法研究[D]. 广州:南方医科大学,2014.
LI H J. Research on the Image Reconstruction in Digital Breast Tomosynthesis[D]. Guangzhou: Southern Medical University,2014.
- [98] VENKATAKRISHNAN S V, CAKMAK E, BILLHEUX H, et al. Model-based iterative reconstruction for neutron laminography [C]. 2017 51st Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, IEEE, 2017: 1864-1869.
- [99] LEE D, KIM H J. Restoration of full data from sparse data in low-dose chest digital tomosynthesis using deep convolutional neural networks [J]. *Journal of Digital Imaging*, 2019, 32(3):489-498.

作者简介



蔡玉芳(通信作者),1998年于西北师范大学获得学士学位,2002年于重庆大学获得的硕士学位,现为重庆大学副研究员和硕士生导师,主要研究方向为仪器科学与技术、模式识别与图像处理、工业CT技术与系统。
E-mail: caiyf@cqu.edu.cn

Cai Yufang (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Northwest Normal University in 1998, and received her M. Sc. degree from Chongqing University in 2002. She is currently an associate fellow and a master advisor at Chongqing University. Her main research interests include instrument science and technology, pattern recognition and image processing, industrial computed tomography technology and system.



李屏懿,2018年于河南科技大学获得学士学位,现为重庆大学硕士研究生,主要研究方向为仪器科学与技术、工业CT技术与系统。

E-mail: 201808021031@cqu.edu.cn

Li Pingyi received her B. Sc. degree from Henan University of Science and Technology in 2018. She is currently a M. Sc. candidate at Chongqing University. Her main research interests include instrument science and technology, industrial computed tomography technology and system.