

X 射线相位衬度动态显微 CT 技术

陈荣昌^{1†} 杨君¹⁾ 戚俊成²⁾ 张惠芳²⁾ 肖体乔^{3†}

1) (深圳先进光源研究院, 深圳 518000)

2) (中北大学, 山西太原 030051)

3) (中国科学院上海高等研究院, 上海光源, 上海 201204)

摘 要

X 射线相位衬度动态显微 CT 技术利用高亮度、高相干性同步辐射 X 射线源, 协同高速转台与高性能探测器, 可实现对轻元素材料内部三维微结构演化的微米级空间分辨与毫秒级时间分辨四维观测, 在材料科学、生物医学、能源环境等领域展现出广阔的应用前景。本文系统梳理了该技术的成像原理、光源特性、核心硬件、控制及同步系统和数据处理分析方法, 分析了各系统的技术现状并给出定性或定量信息, 指出其发展趋势与面临的挑战。随着 X 射线相位衬度动态显微 CT 各软硬件系统性能的持续提升, 尤其是深度学习算法与物理模型的深度融合, 该技术有望发展成为一种兼具超高时空分辨与智能数据处理能力的多维、多模态科学实验方法。

关键词: 动态 CT, 相位衬度, X 射线, 同步辐射

PACS: 81.70.Tx, 95.85.Nv, 87.64.mh, 07.85.Qe

1 引 言

1895 年, 德国物理学家威廉·康拉德·伦琴在进行阴极射线实验时, 偶然观察到涂有氰亚铂酸钡的荧光屏发出微光, 由此发现了 X 射线^[1]。随后, 他成功拍摄了人类历史上第一张 X 光照片, 首次实现了对人体内部的无损成像, 尽管当时影像的清晰度有限, 但科学界与工业界敏锐地看到了 X 射线成像的巨大应用潜力^[2]。

20 世纪 70 年代, 英国 EMI 公司的 Godfrey N. Hounsfield 与南非开普敦大学的 Allan M. Cormack 分别独立提出了 X 射线计算断层成像 (Computed Tomography, CT) 的理论与方法, 两人共享了 1979 年诺贝尔生理学或医学奖^[3,4]。

* 国家重点研发计划 (批准号: 2022YFA1604002)、国家自然科学基金 (批准号: 12405366, 62201522)、广东特支计划 (批准号: 2023TQ07Z464)、深圳市科技计划 (批准号: JCYJ20250604183901002)

† 通信作者.E-mail: rongchang.chen@outlook.com, 通信作者.E-mail: tqxiao@sari.ac.cn

CT 通过对物体进行多角度 X 射线投影测量，反演重建出物体的横截面信息，其是物理学与计算机科学协同发展的产物，能够无损、真实地再现物体内部三维结构^[5]。此后，CT 技术在医学诊断领域迅速发展并广泛应用，同时在其它领域的应用也逐渐铺开^[6]。当 X 射线穿过物体时，不同密度和厚度的区域吸收程度不同，探测器据此获得强度分布图像，即 X 射线吸收成像（X-ray absorption imaging, XAI）。自 CT 技术发明以来，X 射线 CT 的成像原理主要是基于 XAI，即 X 射线吸收 CT（X-ray absorption computed tomography, XACT）。然而，人体软组织和碳纤维、多聚物等多数由碳氢氧等低原子序数元素构成的物质对 X 射线的吸收较弱，XACT 对此类材料的检测灵敏度明显不足。

20 世纪 90 年代以来，随着第三代同步辐射光源（Synchrotron Radiation, SR）逐步投入使用^[7]，为 X 射线 CT 的发展带来了质的飞跃^[8]。同步辐射 X 射线具有准平行光、高亮度、高单色性和高相干性等突出优势，准平行光特性使 CT 空间分辨率主要受制于探测器性能，微米乃至亚微米级空间分辨率的同步辐射显微 CT（SR- μ CT）得以实现^[9]；高亮度大幅提升 CT 数据采集速度，可大幅缩短单次扫描时间^[10]；高单色性消除了常规 X 射线管 CT 中常见的射线硬化伪影，支持精确的线性吸收系数等的定量重建^[11]；更为重要的是，高相干性催生了 X 射线相位衬度成像（X-ray phase contrast imaging, XPCI）这一新的成像机理^[12,13]。

XPCI 利用 X 射线透过样品后相位改变所导致的强度分布来获取内部结构信息^[14,15]。在硬 X 射线波段，轻元素引起 X 射线相位改变的幅度是其吸收值的 $10^3 \sim 10^5$ 倍，因此 XPCI 能够以远高于传统吸收成像的灵敏度对生物软组织、轻元素材料等样品进行成像。XPCI 与 CT 技术结合即 X 射线相位衬度 CT（X-ray phase contrast computed tomography, XPCT），有效弥补了 XACT 在低原子系数元素样品成像中的不足^[16,17]。近年来，同步辐射 XPCT（SR-XPCT）发展迅速，已广泛应用于考古、能源材料、生物医学、环境科学、材料学等多个领域。Daniel Marke 等对一副来自英国中三叠世的爬行动物化石进行了三维分析，发现了已知最古老的鳞龙类成员 *Agriodontosaurus helsbypetrae*，比此前最古老的鳞龙类化石还要早约 300–700 万年，该发现为理解鳞龙类的早期演化、头骨运动学特征及其与食性适应之间的关系提供了关键的古生物学证据^[18]。C. L. Walsh 等开发了对完整人体器官（如脑、肺、心、肾、脾等）从整体到局部细胞结构的非破坏性、多尺度三维成像技术，并获取了新冠患者肺组织的区域性肺泡结构破坏、间隔增厚和空气空间连通性改变等微观病理特征，该技术为理解人类器官的结构-功能关系以及疾

病状态下的三维病理变化提供了强大的研究技术^[19]。John A. Lewis 等实现了对固态电池中锂金属/固态电解质界面在真实循环过程中的三维动态演化的直接可视化与定量分析，揭示了导致电池失效的关键机制并非传统认为的锂枝晶穿刺，而是剥离过程中界面空隙的不断形成与累积，为固态电池的界面设计与压力管理提供了重要的实验依据^[20]。Anis Fatima 等对磁预处理后的大豆根系在砷污染土壤中的三维结构进行无损、高分辨率成像与定量分析，揭示磁生物学效应与根系结构重塑之间的内在联系提供了直观的三维证据，对开发基于物理预处理的绿色农业抗逆技术具有重要指导意义^[21]。Collin W. Foster 等对两种超轻烧蚀材料在高温热解过程中微观结构演化的高分辨率、大视场、多相动态表征，揭示了各相分解机制与微观结构变化之间的内在联系，为发展基于真实微观结构演化的烧蚀材料多物理场模型提供了关键支撑^[22]。以上案例表明，SR-XPCT 是一种非常强大的无损表征技术，可以提供样品的高空间分辨率和高灵敏度内部结构三维图像。

常规 SR-XPCT 为实现高质量图像重建，通常要求投影数量满足奈奎斯特采样定理^[23,24]，例如对 2048×2048 像素阵列的探测器理论上需要采集三千多张投影，数据采集时间可达数小时，严重限制了 SR-XPCT 在动态过程研究中的应用。近年来，随着同步辐射光束线技术、高性能 X 射线探测器、高速旋转样品台以及先进 CT 重建算法的协同发展，SR-XPCT 的时间分辨率获得显著提升，逐步发展出 X 射线相位衬度动态显微 CT (X-ray Phase Contrast Dynamic Computed Tomography, XPCDyCT) 技术。XPCDyCT 能够在保持高空间分辨率的同时，以较高时间分辨率获取样品内部三维微结构的动态演化过程，在新能源、材料科学、地球科学、生物医学等领域的三维原位/实时动态研究中展现出重要应用价值。例如，Matilda Fransson 等对锂离子电池热失控过程中侧壁破裂进行动态三维研究，发现不同触发方式下侧壁破裂的速度与破坏程度差异显著，揭示了传统针刺测试可能低估真实热失控风险的局限性，为制定更贴近实际工况的安全测试标准提供了关键实验依据^[25]。Tom Bultreys 等通过追踪油相中的示踪粒子直接获取了跳变前后的三维速度场，揭示了多孔介质两相流中非局域、非平衡的动力学机制，为改进宏观两相流模型以及理解污染物迁移、胶体再悬浮等过程提供了关键支撑^[26]。U. Verma 等实现了对小麦面团油炸过程原位、实时、三维的微观结构动态可视化，揭示了食品油吸收与孔隙结构演化之间的直接关联，为优化面团油炸工艺以降低吸油率提供了关键依据^[27]。Marta Peña Fernández 等实现了对骨及骨类似物动态变形过程的全场应变与损伤演化的四维可视化分析，真实捕捉粘弹性多孔

材料在压缩过程中的局部应变集中、屈曲、塑性塌陷及裂纹扩展等时效性力学行为，揭示了微观结构与局部力学响应之间的直接关联，为理解骨组织的时依赖性力学行为以及优化生物材料设计提供了关键支撑^[28]。A. Nommeots-Nomm 等对 3D 打印生物活性玻璃支架的粘性流动烧结过程进行了原位、实时、三维加时间的可视化与定量分析，首次区分并量化了局部和全局孔隙在烧结各阶段的不同贡献，为优化生物活性玻璃支架的 3D 打印烧结工艺、实现可控孔隙结构和力学性能提供了关键实验依据^[29]。Shaoling Li 等实现了对 C_f/SiC 复合材料在全氧浓度梯度下热-力-氧耦合损伤演化的四维可视化与定量分析，揭示了从初始裂纹导引氧化、到孔网贯通、再到快速失效的三阶段机制，为耐高温复合材料在极端氧化环境下的寿命预测与材料设计提供了关键依据^[30]。以上案例表明，SR-XPCDyCT 在 SR-XPCT 上增加时间维度，可用于研究样品内部结构动态演化过程，具有广泛的应用前景。

SR-XPCDyCT 的时间分辨率是衡量动态捕捉能力的关键指标，近年发展迅猛。ESRF 的 ID19 线站发展了 SR-XPCDyCT 技术，并采用 1Hz 的 SR-XPCDyCT 开展小麦面团在油炸及冷却过程中的三维微观结构动态演化与吸油行为进行了原位、实时、定量分析^[27]。美国 APS 的 2BM 线站开发了 5 Hz 的 SR-XPCDyCT 技术，可获取质量优异、亚微米分辨率的三维数据^[31]。瑞士光源 TOMCAT 线站实现了 20 Hz 的 SR-XPCDyCT，并将其用于原位拉伸试验中实时捕捉脆性复合材料的快速断裂过程研究^[32]。上海光源 X 射线光学测试光束线站实现了 26.7 Hz 的白光动态 SR-XPCDyCT 技术，可在毫秒级时间尺度内实时捕捉材料三维结构演化，为生物学等领域的活体四维研究提供了可行的技术路径^[33]。上海光源快速 X 光成像光束线站，已将单色光 SR-XPCDyCT 的时间分辨率提升至 20 Hz，为复杂原位实验中的四维时空定量分析搭建了强大的实验技术^[34]。

然而，SR-XPCDyCT 的时间分辨率与空间分辨率、视场、图像信噪比等之间存在固有矛盾，海量数据处理和分析均存在挑战。SR-XPCDyCT 技术的实现依赖于同步辐射 X 射线源、高速样品转台、高性能探测系统及精密同步控制等多个子系统的高度协同，基于深度学习的 SR-XPCDyCT 数据处理和分析扮演越来越重要的角色。未来，随着同步辐射光源、探测技术等不断发展，SR-XPCDyCT 将持续向更高时空分辨率、更低剂量、更大视场和更智能化的方向迈进，在材料科学、生物学、能源地质等前沿交叉领域发挥日益重要的作用。本文将从技术实现方式、发展现状及未来趋势等方面对 SR-XPCDyCT 技术进行系统梳理，增

进读者对该技术的认识和理解。

2 同步辐射及成像线站

同步辐射装置是一种利用加速器产生高亮度、高相干性 X 射线的超级显微镜，使科学家能够在原子和分子尺度上实时、动态地观察物质内部结构与变化过程，应用覆盖物理学、化学、材料科学、生命科学、能源与环境等众多前沿领域^[7]。同步辐射装置是现代大型综合性科学研究的核心基础设施，具有建设投入大、技术难度高、科学价值广的特点，已成为国际科技合作的重要平台，也是衡量一个国家或地区综合科技实力的重要标志之一。

当前，全球同步辐射领域正加速向第四代衍射极限储存环光源迈进，亮度、相干性不断提升。据不完全统计，全球已建成或在建约 50 座同步辐射设施，主要分布在欧美和亚洲等科技发达国家^[35]。这些装置经历了从第一代（寄生于高能物理加速器）到第三代，再向第四代衍射极限储存环光源跨越的发展历程。第四代光源的亮度比第三代提升约百倍以上，相干性提升数十倍，代表了当前同步辐射技术的最高水平^[36]。欧洲同步辐射装置（ESRF）于 2020 年完成 EBS（Extremely Brilliant Source）升级，成为全球首台投入运行的高能第四代同步辐射光源，其亮度与相干性较此前提升约 100 倍^[37]。瑞典 MAX IV 是国际上首台基于多弯铁消色差设计的第四代光源^[38]，目前正推进 MAX 4U 升级计划并预计在 2032 年前建成。美国先进光子源（APS）的全面升级（APS-U）已完成，改造后的 APS 储存环使 X 射线亮度提升高达 500 倍^[39]。国际知名的同步辐射装置还有德国的 PETRA III、英国的 Diamond、意大利的 Elettra、美国 NSLS II、巴西 Sirius、日本的 SPring-8、澳大利亚的 Australian Synchrotron 等^[35]。

中国在同步辐射装置已形成较为完整的布局。北京同步辐射装置（BSRF）是我国第一代同步辐射光源，依托北京正负电子对撞机运行，自 1990 年运行以来已持续服务科研三十余年^[40]。合肥同步辐射装置（HLS）是我国第一台专用同步辐射光源（第二代），主要覆盖真空紫外和软 X 射线能区，历经两次重大升级改造后性能大幅提升^[41]。上海光源（SSRF）是我国用户最多的第三代中能同步辐射光源，性能国际先进，运行效率高^[42]。在 高能区，北京高能同步辐射光源（HEPS）于 2025 年底通过工艺验收并逐步向用户开放，是我国第一台第四代高能同步辐射光源，也是亚洲首个第四代同步辐射光源，综合性能达到国际同类装置领先水平^[43]。在低能区，建设中的合肥先进光源（HALF）定位为国际最先进的低能区第四代衍射极限储存环光源，重点支撑能源环境、量子材料及物质与生

命科学交叉领域的研究，计划 2028 年建成投用^[44]。届时，HEPS、SSRF、HALF 将形成硬、中、软 X 射线互补研究体系，实现我国同步辐射光源在全能区高性能覆盖。

同步辐射 X 射线成像线站是同步辐射装置中最具代表性的实验平台之一。它利用高亮度、高相干性 X 射线对样品进行无损、高分辨的二维或三维成像，能清晰揭示物质内部的微观结构及动态演化过程，在物理学、材料科学、生命科学、能源环境、航空航天等诸多前沿领域发挥着不可替代的作用。国际上多数同步辐射装置均建有专用的高性能 X 射线成像线站，如 ESRF 的 ID19 线站、PSI 的 TOMCAT 线站、SOLEIL 的 ANATOMIX 线站、APS 的 2-BM-A/B 和 32-ID-B/C 线站、NSLS II 的 FXI 线站、PETRA III 的 P05 线站、Diamond 的 I13 线站、SPring-8 的 BL20XU 线站、Sirius 的 Mogno 线站等等。

上海光源建有功能先进的 X 射线成像线站^[45]：快速 X 光成像光束线站（BL16U2）采用低温波荡器光源，可提供从百皮秒、微秒至毫秒量级多种时间尺度上的微米空间分辨 X 射线高速动态成像^[46]；X 射线成像及生物医学应用光束线站（BL13HB）是上海光源二期搬迁升级后的通用型微米-毫秒同步辐射 X 射线成像平台，可实现亚微米成像空间分辨率及 200 ms 动态 CT 时间分辨率^[47]；纳米三维成像光束线站（BL18B）采用光学聚焦和放大方式，可实现 20 nm 级空间分辨率的样品成像^[48]；此外 X 射线光学测试光束线站（BL09B）^[49]、超硬多功能光束线站（BL12SW）^[50]等也提供兼用 X 射线成像/CT 模式。在第四代光源方面，HEPS 同样具有完整的 X 射线成像线站布局，硬 X 射线成像线站（ID21）采用多插入件光源（CPMU，IAW 和芒果扭摆器）切换使用结合超长物源距离的方式，可实现最大 300 mm 的横向光斑尺寸，进行大视场、高相干的同步辐射成像^[51]；X 射线显微成像线站（ID30）采用波荡器产生环形照明和波带片放大成像结合实现纳米分辨全场成像，可获取样品的高分辨三维结构信息、三维元素分布信息和三维元素价态分布信息^[52]；结构动力学线站（ID23）采用两台短周期 CPMU，在高能量区间保证超高的单发强度，可实现最高 420 ps 时间分辨和最高 50 nm 的时空分辨的多尺度成像表征^[53]。

3 相衬成像和动态 CT 方法

SR-XPCDyCT 采用 X 射线相位衬度成像机理，大幅提高对低原子系数元素的成像灵敏度，结合同步辐射光源的高准直与高亮度特性，在保持微米级空间分辨率的同时，将 CT 时间分辨率由传统的分钟级提升至毫秒级，使研究低原子系

数元素样品内部结构的瞬态动态过程成为现实。

3.1 X射线相位衬度成像

相位衬度成像可追溯至可见光波段，1935 年，Frits Zernike 发明了相位衬度显微镜，通过将透明物体的相位分布转化为强度分布，使折射率不同于周围介质的透明物体可见，由此开启了相移效应的应用，Zernike 因此荣获 1953 年诺贝尔物理学奖^[54]。1948 年，Dennis Gabor 提出同轴全息术，进一步拓展了利用光波相移进行成像的方法^[55,56]。然而，受限于可见光波段，这些早期相位衬度技术应用领域相对有限。

相位衬度成像无法拓展至 X 射线波段的关键限制在于其对光源空间相干性的要求：XPCI 本质上依赖于光经过样品后的衍射效应，不同相位的 X 射线在探测器上相互干涉形成衍射花样，从而反映出样品内部细微结构^[57]；相比之下，传统吸收成像中 X 射线可近似为直线传播，对细微结构并不敏感。因此，只有当具备足够空间相干性的 X 射线光源出现后，XPCI 才能成为可能^[58]。物质对 X 射线的调制可用复折射率 $n=1-\delta+i\beta$ 描述，其中 β 为吸收因子， δ 为相位因子。图 1 给出了 X 射线能量在 8–20 keV 范围内碳和钙元素的 δ/β 比值曲线，对于吸收较强的钙元素， δ/β 约为几十；而对于低原子系数的碳元素，该比值可达一千以上。可见，轻元素对 X 射线的吸收虽弱（ β 很小），但其相位因子 δ 相对较大。这一特性使得 XPCI 对生物软组织、轻元素材料等样品的检测灵敏度远高于传统吸收成像。

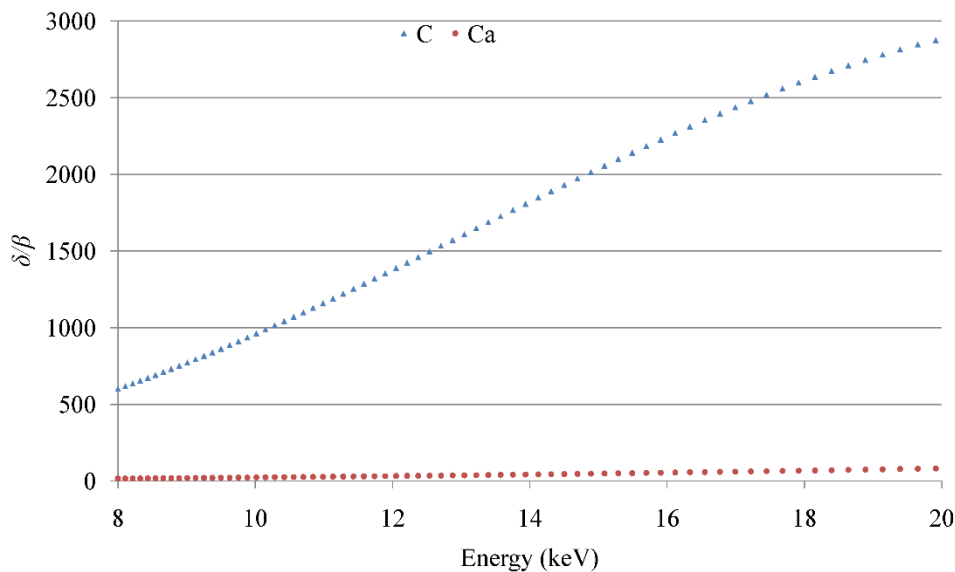


图 1 碳和钙元素的 δ/β 比值

Fig. 1. The δ/β ratios of carbon and calcium.

随着第三代同步辐射光源的投入使用，X 射线源的空间相干性与光通量大幅提升，XPCI 迅速发展，现已成为同步辐射成像线站的常规实验方法。目前主流的 XPCI 方法主要包括四类（原理示意图见图 2）：干涉法，通过晶体干涉仪直接测量相位变化，可获得最直接的定量相位信息，但对设备稳定性要求极高^[59,60]；衍射增强法，利用高精度分析晶体滤除非折射方向的射线，采用折射产生的强度差异形成图像，可同时获取吸收、折射和消光等多种信息，但装置复杂，需高光通量或长曝光时间^[61-63]；光栅微分法/散斑法，分别以光栅或砂纸作为相位调制器件，利用泰伯效应或散斑追踪进行成像，两者在原理和数据处理方法上具有相似性，可同时获取吸收、相位和暗场信息，近年来也取得长足发展，但装置相对较复杂^[64-69]；同轴法（亦称传播法），利用部分相干的 X 射线经样品后在自由空间中传播，将相位变化转化为可探测的强度分布，装置最为简单，光路中无需任何光学元件^[58,70-73]。上述方法测定的信息量各不相同：干涉法直接测量相位 Φ ，衍射增强法、光栅法/散斑法测量相位的一阶微分 $\nabla\Phi$ ，同轴法则测量相位的二阶微分（拉普拉斯量） $\nabla^2\Phi$ 。从图 3 可以看出，同轴 XPCI 装置极为简洁，光路中不引入任何光学元器件，光子利用效率高，实验中通过改变探测器到样品的距离或入射光能量，所得图像衬度会相应变化，因此选择合适的传播距离与入射能量至关重要。由于同步辐射 X 射线具有准平行光特性，同轴 XPCI 的空间分辨率主要受制于探测器性能，易于实现微米乃至亚微米级空间分辨率。

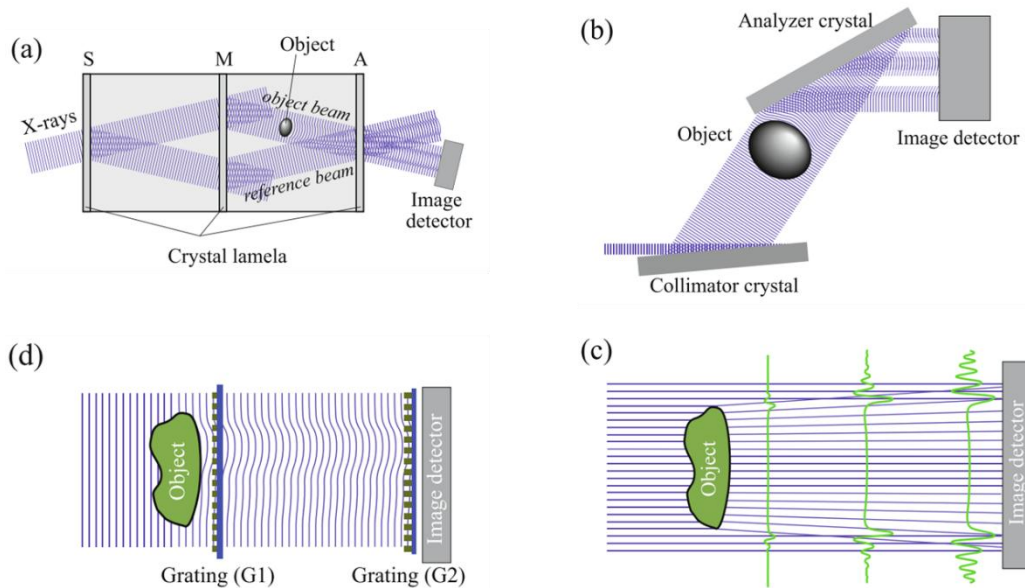


图 2 X 射线相位衬度成像方法原理示意图
Fig. 2. Schematic diagram of X-ray phase-contrast imaging methods.

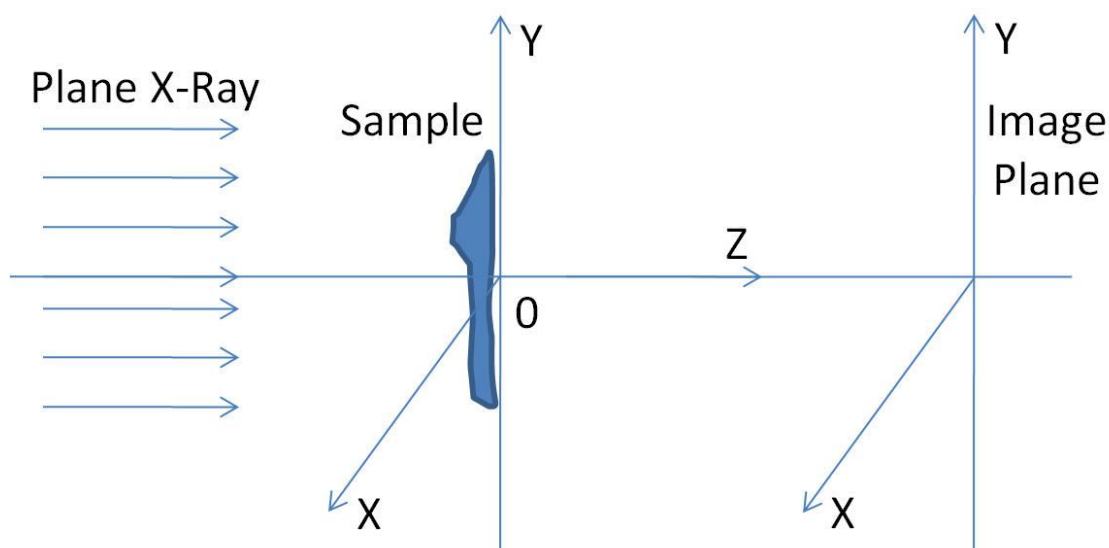


图 3 平行光同轴 XPCI 原理图

Fig. 3. Schematic diagram of parallel-beam in-line XPCI.

表 1 系统对比了四种 XPCI 方法在探测信号、对比度、空间分辨率、相干性需求及装置复杂度等方面的差异。尽管同轴法的灵敏度相对较低，但其对光源空间相干性和时间相干性的要求较低，装置最为简单，光子利用效率最高。尤其需要指出的是，同轴法光路简洁的特点使其更易于与高速旋转样品台及各类原位装置集成，因此在实现 SR-XPCDyCT 方面具有压倒性优势，也是采用其他相衬方法实现动态 CT 鲜有报道的根本原因。基此，本文所讨论的 SR-XPCDyCT 均基于同轴 XPCI 成像方法。

表 1 不同 X 射线相位衬度成像方法对比

Table 1. Comparison of different X-ray phase-contrast imaging methods.

成像方法	探测信号	灵敏度	空间分辨率	空间相干性需求	时间相干性需求	光子利用效率	设备
干涉仪	Φ	高	中	高	高	低	非常复杂
衍射增强	$\nabla\Phi$	高	中	高	高	低	复杂
光栅/散斑	$\nabla\Phi$	高	中	低	中	中	复杂
同轴	$\nabla^2\Phi$	中	高	中	低	高	简单

表中 ∇ 为微分算符；高、中、低为相对定性对比。

3.2 动态显微CT

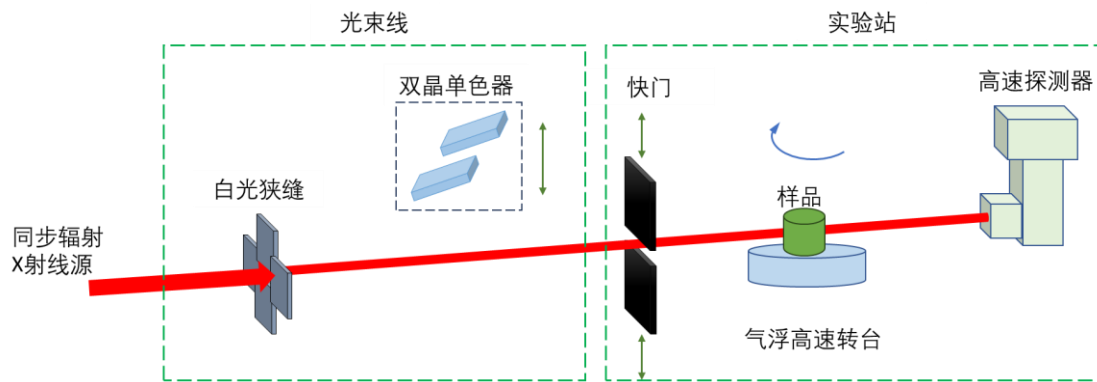


图 4 SR-XPCDyCT 原理示意图

Fig. 4. Schematic diagram of SR-XPCDyCT.

图 4 为 SR-XPCDyCT 原理示意图，同步辐射 X 射线源发出的 X 射线依次经过白光狭缝、双晶单色器、快门和样品后抵达探测器进行图像采集。白光狭缝可根据实验需求调整入射光斑尺寸；双晶单色器用于对白光进行单色化处理，如采用白光模式进行动态成像时，将双晶单色器移出光路以获得高通量光束，而单色光模式则将该器件置于光路获取单色光提升定量分析精度；快门用于精确限定 X 射线的曝光时间窗口；气浮转台带动样品进行高速连续旋转；探测器以设定帧率同步采集投影数据。SR-XPCDyCT 有白光 SR-XPCDyCT 和单色 SR-XPCDyCT 两种模式。白光 SR-XPCDyCT：光路中移除双晶单色器后，高通量白光可极大缩短曝光时间，适用于捕捉毫秒级乃至微秒级的超快动态过程。单色 SR-XPCDyCT：使用双晶单色器单色化后的准单色 X 射线进行 SR-XPCDyCT 采集，尽管光子通量大幅降低，但单色性消除了由多色谱 X 射线引起的束流硬化伪影，保证了图像重建的定量性，特别适用于定量密度分析等对数据精度要求较高的动态研究。

在 SR-XPCDyCT 实验中，气浮转台按照预设速度恒定连续旋转，探测器设定采集频率对旋转过程中的样品持续进行 CT 投影数据采集。通过对获取的大量 SR-XPCDyCT 数据进行处理与分析，可获得样品内部微观结构在时间和空间维度的完整演化信息，实现三维动态演化过程的分析。

3.3 同步辐射X射线源

同步辐射装置储存环中产生 X 射线的核心部件主要分为两大类：弯转磁铁和插入件^[74,75]，插入件根据物理参数的不同，又主要分为波荡器和扭摆器，超强弯铁（或称超高磁场弯铁）则是弯铁的一种特殊高性能类型。表 2 以上海光源为例，给出了不同 X 射线成像线站的光源类型及其特性，其中 $K \approx 0.934 B_0 \lambda_u$ ， B_0 表示插入件峰值磁场， λ_u 表示插入件磁周期长度， K 值通常称为偏转参数，是描述波荡器、扭摆器等插入件中电子运动幅度和辐射性质的核心无量纲参数，它决定

插入件是波荡器还是扭摆器，并直接影响辐射光谱的波长、谐波成分和亮度。由表中可以看出，弯铁产生的辐射光谱为连续谱，覆盖范围宽，但亮度相对较低，其稳定可靠适合不需要极高亮度但需要连续能谱的实验；超强弯铁通过将磁场强度大幅提升，提高了辐射光子的特征能量，从而获得穿透力更强的硬 X 射线，意味着更高的光通量；扭摆器产生的辐射为非相干叠加，光谱与弯铁类似为连续谱，但总通量大幅增加且特征能量提升，可产生比常规弯铁更硬、更高通量的 X 射线；波荡器基于相干叠加原理，其光谱为一系列分立的高次谐波，具有极高的峰值亮度和准直性。

表 2 上海光源不同光源类型及其特性
Table 2. Different types of light sources at SSRF and their characteristics.

线站编号	光源类型	磁场强度	偏转参数 K	光谱特征	辐射亮度
BL16U2	低温波荡器	可变*	$K \approx 1$ 或 < 1	分立谐波谱（高亮度）	极高
BL13W1	扭摆器	可变*	$K \gg 1$	连续谱（高通量）	高
BL13HB	超强弯铁	2. 29T	-	连续谱（能量更高）	较高
BL09B	弯铁	1. 27T	-	连续谱	低

*K 值更具代表性

表 3 进一步对比了上海光源不同成像线站的光参数。从能量方面看，BL09B、BL13HB 分别采用弯铁和超强弯铁光源，其能量硬度依次增加；原 BL13W1 采用扭摆器光源，能量可达 8–72 keV，能量硬度最高。在白光光通量密度方面，BL16U2、原 BL13W1、BL13HB、BL09B 的光通量密度依次明显降低，这直接影响了各线站 SR-XPCDyCT 的时间分辨率上限。在单色光光通量密度方面，由于不同线站的光束线布局和单色器件不同，导致单色性差异较大，难以直接量化对比；但值得注意的是，BL16U2 的单色性最高，且因波荡器光束发散度低使光斑尺寸最小，反而具有最高的单色光光通量密度，这对单色光 SR-XPCDyCT 尤为重要。在光斑尺寸与成像视场方面，原 BL13W1、BL13HB 和 BL09B 均能提供厘米级的横向光斑，对进行大样品实验非常有利；而 BL16U2 由于波荡器光束发散度极低，光斑尺寸仅毫米量级，对样品尺寸限制较大。

表 3 上海光源不同成像线站光参数
Table 3. Photon beam parameters of different imaging beamlines at SSRF.

线站编号	能量范围	样品处光通量密度 (phs/s/mm ²)	单色性 @单色光	光斑尺寸 (mm ²)
BL16U2	8.3-30.5 keV	$\sim 4.8 \times 10^{12}$ @10 keV	$\sim 10^{-4}$	2.6×1.8
	白光	$\sim 2.7 \times 10^{15}$	-	

原 BL13W1*	8-72 keV	$\sim 5 \times 10^{10} @ 20 \text{ keV}$	$\sim 10^{-3}$	45×5
	白光**	$\sim 2 \times 10^{14}$	-	
BL13HB	8-40 keV	$\sim 4.8 \times 10^{11} @ 20 \text{ keV}$	$\sim 10^{-2}$	48.5×5.2
	白光	$\sim 2.7 \times 10^{13}$	-	
BL09B	4-30 keV@成像	$\sim 2 \times 10^{10} @ 10 \text{ keV}$	$\sim 10^{-3}$	$\sim 100 \times 12$
	白光@成像	$\sim 2 \times 10^{12}$	-	

*已拆除并完成搬迁升级重建，新线站编号为 BL13HB

**该线站无白光功能，为方便对比提供了模拟计算值

综上所述可以看出，采用不同光源类型的 X 射线成像线站对 SR-XPCDyCT 具有不同的优势，波荡器线站主打最高亮度和小光斑尺寸，易于实现单色光 SR-XPCDyCT；扭摆器、超强弯铁和弯铁线站则主打大光斑尺寸，易于对大样品进行实验。鉴于白光具有更高的光通量密度，同时 XPCI 对单色性要求较低，在大视场白光 SR-XPCDyCT 中，大光斑尺寸线站具有明显的优势。

4 核心实验设备

SR-XPCDyCT 原理示意图如图 4 所示，实验端的核心器件有快门、高速气浮转台和高速探测器。

4.1 快门

同步辐射 X 射线，尤其是未经单色化的白光，具有极高的热功率和光子通量，若无有效控制，强光束可能在极短时间内损伤样品和探测器等关键器件^[76]。高辐射剂量对实验的影响尤为严重：在对活体生物样品进行白光成像时，单次测量即可能导致样品死亡，使得实验中观察到的动态现象究竟是样品的自然过程还是辐射诱导的反应，变得难以甄别^[77]；同时，高通量 X 射线直接照射无冷却系统的闪烁体可在数分钟内使其爆裂，导致探测器功能不可逆受损^[78]；此外，辐射还可能引发微妙的负面影响，例如高能 X 射线使闪烁体表面因静电而吸附灰尘，在图像上形成无法通过后期处理消除的白色噪点，严重破坏成像质量^[79]。因此，在 SR-XPCDyCT 实验中，需要对样品和仪器所受辐射时间进行精确控制，这是实现无损原位观测的关键前提。

X 射线快门通过快速、精确的开合，将对样品和仪器的辐射照射限制在必要的时间窗口内^[80]。在白光束线上，快门能够将曝光时间精确控制在毫秒量级，使样品仅在探测器就绪并需要采集信号的极短时间窗口内受到照射，从而将总辐射剂量降至最低。在泵浦-探测等动态实验中，以激光脉冲触发样品的反应过程

后，经过精确的延时再打开 X 射线快门进行拍摄，确保样品仅在反应发生的关键瞬间受到 X 射线照射。因此，X 射线白光快门是实现高精度、自动化 X 射线实验的基础，是 SR-XPCDyCT 实验中不可或缺的一环。对 X 射线白光快门的核心要求主要包括：毫秒级快速响应，实现瞬间按需开合；极高的重复定位精度，确保每次开合动作的一致性和可靠性；以及极强的耐受能力，在承受高功率 X 射线轰击下保持稳定工作。

现有商业 X 射线快门也已形成较为成熟的产品体系。Arinax 公司的 Colibri X 射线快速快门可实现毫秒级切换，适用于时间分辨实验^[81]；Uniblitz 公司的 XRS25H 快门基于照相式机制，开启时间约 20 ms，适用于较低通量或单色光束线^[82]。同时，基于压电陶瓷的快门方案在线站集成中具有快速调制、体积紧凑、精度高等优势，Cedrat Technologies 和 Dynamic Structures and Materials 等公司已推出相关产品。再者，随着第四代同步辐射光源的亮度的大幅提升，对快门的响应速度和耐热性能要求更高，Thierry Lachat 等研制了一款专为第四代同步辐射高通量白光光束线设计的压电驱动快门系统，该器件将基于柔性铰链的机械结构与高效水冷相结合，实现了 2 ms 的完整开关切换时间，可持续承受超过 20 W 的热负载^[83]。图 5 展示了上海光源自研的风冷白光快门，其采用电磁铁独立驱动的两个碳化钨光挡块结构，通过控制叶片提升与下落的时序，精确产生让 X 射线透过的开启窗口。

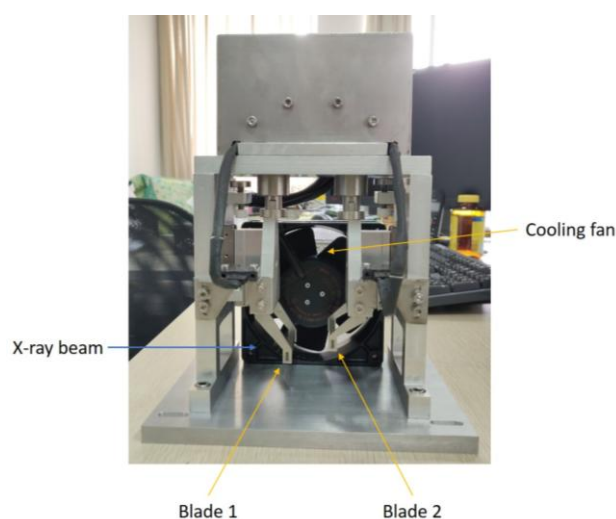


图 5 白光风冷快门

Fig. 5. White-beam air-cooled shutter.

4.2 高速样品转台

CT 系统中的样品转台用于在成像过程中承载并精确旋转样品的核心器件。

转台带动样品步进或连续旋转 360°或 180°，以便探测器采集不同角度的投影数据，从而重建出样品的三维内部结构^[84]。CT 转台的核心指标包括：承重能力，决定了可放置样品的质量上限；旋转精度，直接关系到重建图像的质量，高精度转台的误差通常控制在微弧度量级；转速，对于 SR-XPCDyCT 实验直接影响系统的时间分辨率上限；径跳和端跳，决定样品在旋转过程中的稳定性，一般此值小于系统空间分辨率的十分之一时对成像质量基本不构成影响。

SR-XPCDyCT 要求将一套完整 CT 投影数据的采集时间压缩至毫秒甚至微秒级别，以捕捉材料裂纹扩展、金属凝固、泡沫破裂等发生在毫秒量级的快速内部变化过程。高速转台需以每秒数十乃至数千转的速度带动样品稳定旋转，配合高速探测器实现 SR-XPCDyCT 的数据采集。高速转台主要分为机械和气浮两种形式：机械高速转台采用轴承作为支撑元件；气浮高速转台则采用气浮轴承技术，通过高压气体在转台与基座之间形成微米级气膜，消除了传统机械轴承的固体摩擦与磨损，从而实现纳米级跳动精度、极高速度稳定性和超长使用寿命。由于 SR-XPCDyCT 的空间和时间分辨率分别可达微米和毫秒级别，机械高速转台在转速和精度误差方面已无法满足要求，因此 SR-XPCDyCT 普遍采用气浮高速转台。

表 4 对比了典型高性能气浮转台与机械高速转台的关键参数，气浮转台在精度、速度、误差等方面均具显著优势，但对气源洁净度、环境温度和安装基础提出了更高要求。近年来，国产气浮转台技术发展迅速，已能够提供纳米级精度产品，天津中精微仪器设备有限公司、江苏集萃精凯高端装备技术有限公司、北京瑞邦精控科技有限公司等企业产品展示出较强的竞争力。此外，Francisco García-Moreno 等自研了一款高速旋转台，其核心部件包括内转子无刷伺服电机、霍尔传感器和位置编码器，该转台支持在超过 100 Hz 的旋转频率下稳定运行，同时保持旋转轴的精确定位，并基此实现了 208 Hz 的动态显微 CT 连续采集数据^[85]；Ryo Mashita 等研制出一种由两个同轴、可电同步且能沿轴向移动的高速旋转装置，支持样品在最高 12000 rpm 旋转的同时进行拉伸或压缩，首次实现了时间分辨率为 10 ms 的动态显微 CT^[86]。

表 4 气浮和机械高速转台参数对比

Table 4. Comparison between air-bearing and mechanical high-speed rotary stages.

承载方式	型号	最高转速	精度	径跳	端跳	转轴倾角
气浮	Aerotech ABRX100 ^[87]	1500 rpm	±1 arc sec	25 nm	25 nm	0.2 arc sec
机械	Newport RGV160BL-S ^[88]	167 rpm	±10 arcsec	0.8 μm	0.8 μm	1 arc sec

4.3 探测器

X 射线探测器是将不可见的 X 射线转换为电信号或数字图像的核心部件，被誉为 X 射线成像设备的眼睛，其性能直接决定了最终图像的质量与清晰度^[89,90]。探测器的工作原理可概括为信号转换与信号读出两个核心步骤。信号转换分为直接转换与间接转换两种形式：间接转换采用闪烁体先将 X 射线转换为可见光，再由后方光电传感器（如 CCD、CMOS）将可见光转换为电信号，这是目前主流的技术路线^[91]；直接转换则利用非晶硒、碲化镉、碲锌镉等半导体材料直接将 X 射线转换为电信号，省去了中间转换步骤，理论上可获得更高的探测效率^[92]。在 SR-XPCDyCT 实验中，间接转换型 X 射线探测器因其独特的架构优势而成为主流选择：由于闪烁体与光电传感器之间存在一定距离，可在其间加入光学显微系统对可见光进行放大调制，从而使空间分辨率大幅突破光电传感器本征像素尺寸的限制。基此，透镜耦合间接转换型 X 射线探测器在需要高空间分辨率的 SR-XPCDyCT 实验中获得了广泛的应用。

透镜耦合间接转换型 X 射线探测器的典型结构如图 6 所示，其核心由闪烁体、光学显微镜和可见光高速相机三部分组成^[91]。也可在闪烁体后加装可见光反射镜对光路进行偏转，使高速相机免于直接承受 X 射线照射，从而在一定程度上延长其使用寿命。闪烁体首先将携带样品透射和折射信息的 X 射线图像转换为可见光图像，该可见光图像随后经光学显微镜放大，最终由高灵敏度的高速可见光相机完成数字化记录。该架构中，闪烁体、光学系统和高速相机三者各自承担关键功能，其性能参数相互制约，共同决定了探测器的最终成像性能。

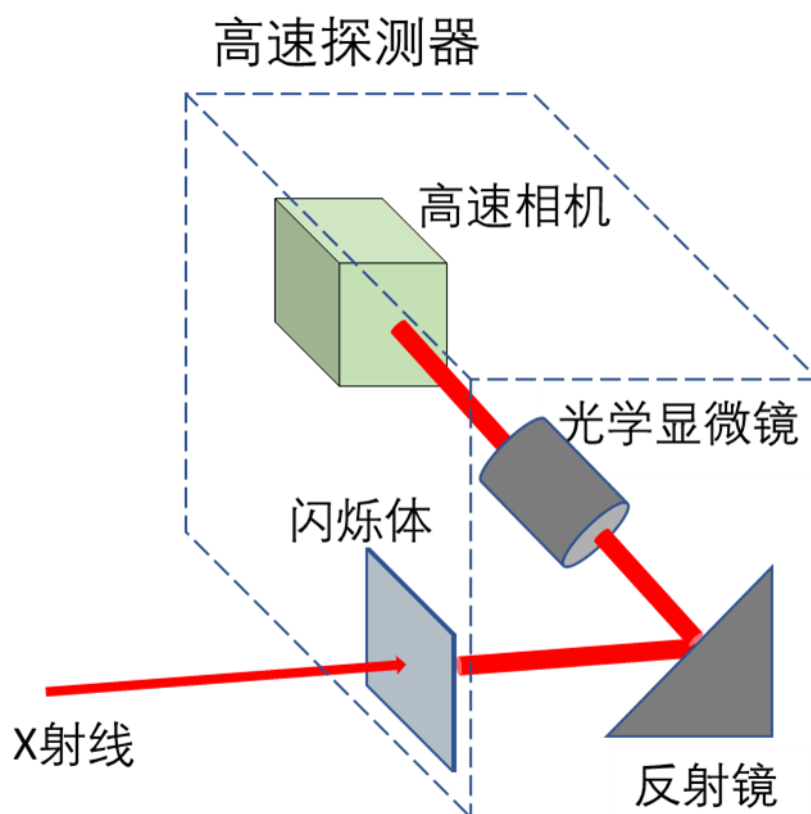


图 6 透镜耦合 X 射线探测器示意图

Fig. 6. Schematic diagram of a lens-coupled X-ray detector.

闪烁体是将 X 射线转换为可见光的核心功能材料，其选型直接影响探测器的探测效率和空间分辨率^[93]。表 5 列出了 PSI 的 TOMCAT 线站所配备的不同闪烁体参数及特性^[94]，从表中可以看出，闪烁体的厚度是影响性能的关键参数：减小厚度有利于缩小可见光在闪烁体内部的横向扩散范围，从而提升空间分辨率；但厚度减小同时会降低闪烁体对 X 射线的吸收效率和光子转换产额。因此，在具体实验设计中，需根据待测样品特性和成像需求在空间分辨率与探测效率之间作出权衡。近年来，GAGG:Ce 闪烁体凭借高光输出、高能量分辨率、快衰减时间、高密度和无潮解等优点，成为一款综合性能非常优秀的闪烁体材料，逐步应用在同步辐射 X 射线成像探测器中^[95]。

表 5 PSI 的 TOMCAT 线站闪烁体参数及特性

Table 5. Scintillator parameters and characteristics of the TOMCAT beamline at PSI.

闪烁体材料	厚度 (μm)	空间分辨率	成像速度
LSO:Tb	5.9	很好 (<1 μm)	低
LuAG:Ce	20	好 (~1 μm)	中
LuAG:Ce	100-150	中 (>3 μm)	快
LuAG:Ce	300	低 (>10 μm)	非常快

光学显微镜在透镜耦合探测器中起着放大光信号和匹配光学接口的关键作用，需与闪烁体及可见光相机在像面尺寸、数值孔径等方面精确匹配。成像线站

通常配备一系列不同放大倍率（典型范围为 1×至 40×）和品牌的显微镜头以供灵活选择。一般来说，随着光学显微镜放大倍率的提高，探测器可实现的等效空间分辨率也随之提升；但与之相应的是，视场范围和光通量会随之减小，进而导致探测效率下降。因此，在 SR-XPCDyCT 实验中，需根据所需空间分辨率、视场尺寸以及 X 射线光通量等条件综合选择合适的光学系统配置。

可见光高速相机是整个探测器中承担最终数字记录的核心部件，其性能直接影响 SR-XPCDyCT 可达到的时间分辨率上限。高速相机已广泛应用于工业研发与科学研究领域，如材料冲击测试、碰撞试验、焊接过程分析、流体力学研究、燃烧过程观测、生物运动分析和放电现象研究等。当前主流高速相机均基于 CMOS 图像传感器芯片构建，其将光敏元阵列、信号放大电路、信号读取电路、模数转换电路及图像信号处理器等集成于单一芯片之上，具有集成度高、功耗低、高速数据传输和宽动态范围等特点，能够实现的最高帧频远优于传统 CCD 传感器，因而成为主流高速相机的首选方案。

高速相机的核心性能参数包括像素尺寸、像素阵列、帧频和机载内存等。像素尺寸是指图像传感器上每个感光像素的物理宽度和高度，决定了相机的感光灵敏度和空间解析能力，通常为微米量级。像素阵列是感光单元按行和列排列形成的网格结构，其与像素尺寸的乘积即为图像传感器的有效感光面积。帧频指相机每秒能够捕获并输出的完整图像帧数，直接决定了相机捕捉动态场景的能力，是 SR-XPCDyCT 实验中最关键的参数之一。机载内存是高速相机实现独立工作的核心保障，决定了在不连接外部计算机的情况下，相机能够以多高帧率连续记录多长时间。根据实际应用需求，机载内存主要分为机载高速缓存（通常为 GB 量级 DRAM）和可扩展固态硬盘（SSD）两种形态，两者在读写速度与存储容量上各有侧重。表 6 列出了当前市场上几款代表性可见光高速相机的参数对比，可以看出，不同厂商的产品在像素尺寸、像素阵列、最高帧频和机载内存配置等方面存在显著差异，用户需根据 SR-XPCDyCT 实验的具体需求（如空间分辨率、时间分辨率和连续采集时长等）进行综合选择。

表 6 不同可见光高速相机参数对比
Table 6. Comparison of different high-speed visible-light cameras.

相机型号	像素尺寸	像素阵列	最高帧频@全阵列	机载内存	
				高速缓存	扩展 SSD
PCO dimax 3.6ST ^[96]	11 μm	1984x1808	2166 fps	36 GB	不支持
FASTCAM NOVA	20 μm	1024x1024	16000 fps	128 GB	支持

S16 ^[97]					
Phantom T4040 ^[98]	9.27 μm	2560x1664	9350 fps	256 GB	支持
ix-cameras					
i-SPEED 727 ^[99]	13.5 μm	2072x1536	8512 fps	288 GB	支持

高速相机在拍摄过程中产生的数据量极为庞大，其图像数据采集流程通常分为三个阶段：第一阶段为极速写入，相机启动拍摄后，海量图像数据（可达 GB/s 量级）首先以极高速度写入机载高速缓存，这一步必须足够快才能确保拍摄过程中不出现丢帧现象；第二阶段为数据转移，拍摄完成后或拍摄进行的同时，相机内部处理器将缓存中的数据迁移至机内大容量固态硬盘中进行临时保存；第三阶段为数据导出，通过万兆以太网、USB 3.0 或直接插拔存储卡等方式，将图像文件导出至外部计算机的大容量机械硬盘中，用于永久存储和后续分析。

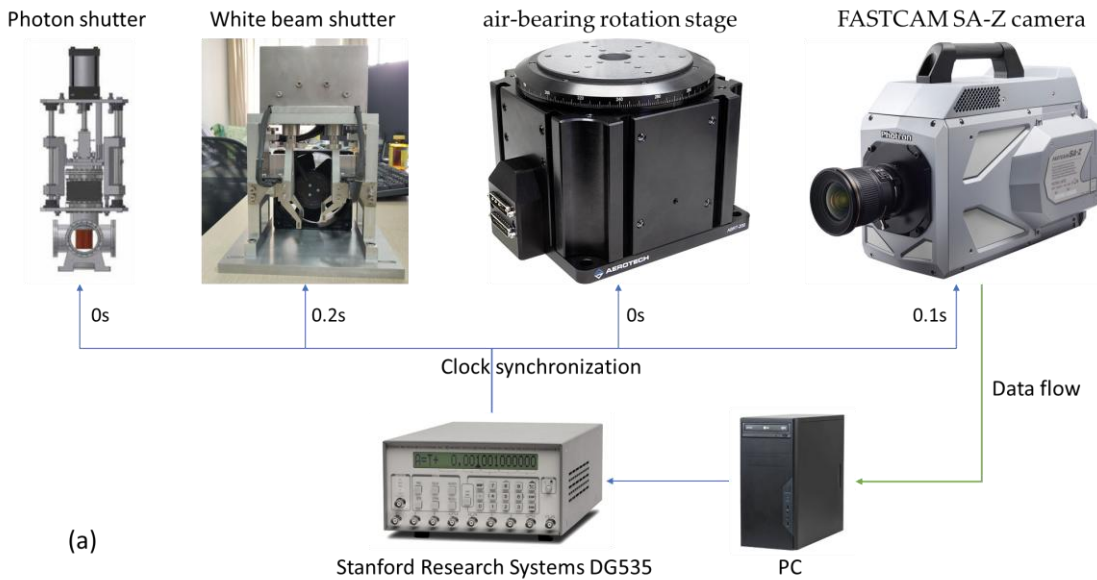
在 SR-XPCDyCT 实验中，这一存储架构面临一个突出的瓶颈：高速相机通常以最高帧频连续采集，厂商提供的机载高速缓存空间在数秒内即会被写满。然而，受限于扩展 SSD 的写入速率，缓存中的数据无法被即时或实时导出以释放缓存空间，导致系统必须暂停采集等待数据转移，形成采集-等待-采集的占空比型工作模式。过高的占空比不仅大幅降低实验效率，更可能使系统错过样品动态演化中的关键瞬态过程。针对这一瓶颈，瑞士 PSI 团队与高速相机厂商深入合作，联合开发的 GigaFRoST 探测器系统提供了突破性的解决方案^[100]。GigaFRoST 基于商用 CMOS 传感器构建，采用流式直写架构，能够以 7.7 GB/s 的持续数据速率将采集数据直接写入专用后端服务器，实现了高速连续采集与数据存储的并行化，从根本上克服了传统架构中由机载内存容量限制带来的总采集时间瓶颈。该方案支持长时间动态实验数据采集，单日即可产生数十 TB 的原始数据，并通过实时在线数据预处理与数据精简策略，大幅提升了 SR-XPCDyCT 实验的数据吞吐效率和可用性，这一架构代表了 SR-XPCDyCT 探测器数据存储系统的重要发展方向。

5 控制及同步系统

在 SR-XPCDyCT 实验中，保护样品免受高通量 X 射线的辐射损伤，硬件防护是基础，而精确的同步与时序控制则是贯穿整个实验流程的关键。SR-XPCDyCT 涉及 X 射线快门、高速旋转台、探测器等多个独立子系统的协同工作，图 7 展示了一套典型的 SR-XPCDyCT 控制系统架构与时序设计。系统以一台中央 PC 作为上位控制单元，负责向 Stanford Research Systems DG535 四通道数字延迟/脉冲发生器发送启动信号以触发实验序列，并在实验完成后从高速相

机接收采集到的图像数据。DG535 作为主时钟同步器，具有 5 ps 的延时分辨率和典型 50 ps 的通道间抖动^[101]，按需协调控制光子光闸、白光快门、空气轴承旋转台和高速相机的动作时序。近年来，随着技术的快速发展，国产化数字延时发生器已取得显著进展，中智科仪、国仪量子等公司的产品展示出较强的竞争力。

典型的 SR-XPCDyCT 时序控制流程如下：系统接收到来自 PC 的启动信号后 ($t = 0 \text{ s}$)，光子光闸首先打开，旋转台随即开始加速；高速相机在设定延迟后 ($t \approx 0.1 \text{ s}$) 启动数据采集，随后白光快门打开 ($t \approx 0.2 \text{ s}$)。这一时序设计满足了三项关键要求：第一，最大限度地减少探测器和样品在白光下的辐射暴露时间，以降低辐射损伤风险；第二，确保旋转台在数据采集开始前达到所需的稳定转速，避免加速阶段引入的运动伪影；第三，通过在 X 射线曝光之前预先启动相机记录，保证所有采集到的 SR-XPCDyCT 投影数据均有效且完整。一旦触发实验开始信号，转台和相机便以预设速度独立连续运行，不再需要与 PC 进行进一步通讯。实验结束后，所有仪器同步停止或关闭，采集到的数据从相机传输至 PC 进行存储以供后续处理。



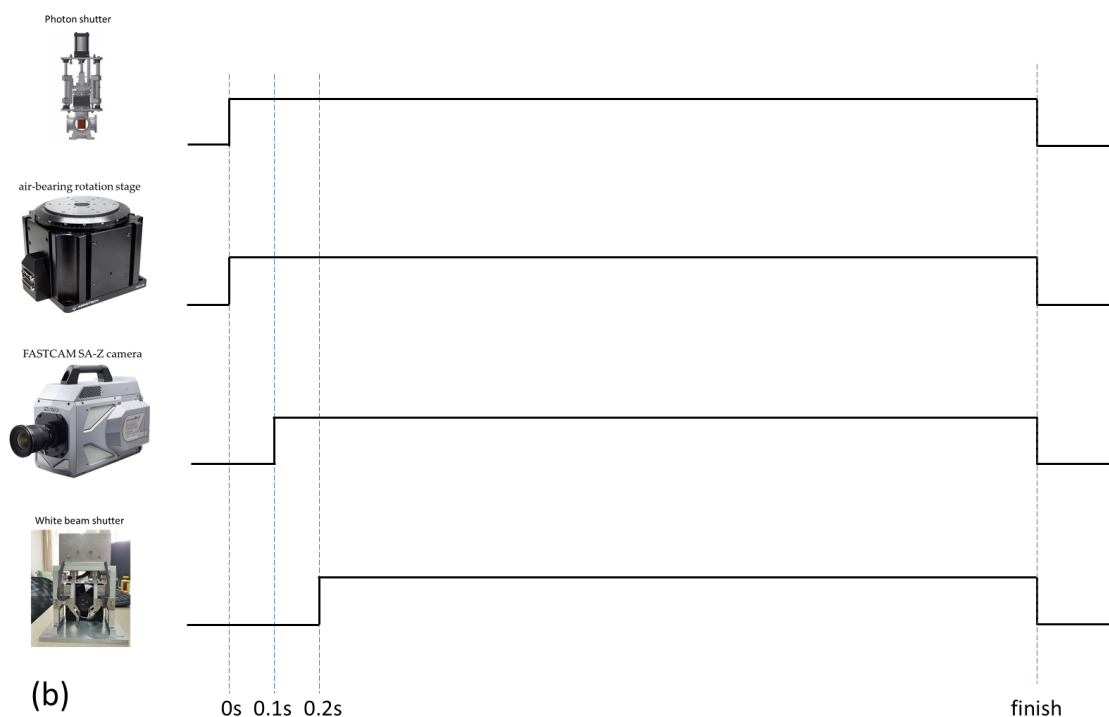


图 7 SR-XPCDyCT 的控制系统 (a)与时序图 (b)示意图。

Fig. 7. Schematic of the SR-XPCDyCT control system (a) and timing sequence (b).

6 数据处理分析



图 8 SR-XPCDyCT 的典型数据处理和分析流程示意图

Fig. 8. Schematic diagram of a typical data processing and analysis workflow for SR-XPCDyCT.

SR-XPCDyCT 的典型数据分析流程如图 8 所示，主要包含数据预处理、CT 重建和数据分析三个阶段。

6.1 数据预处理

背景矫正是 CT 图像预处理中至关重要的一步，其核心目的是消除成像系统本身的不完美（如探测器响应不均、射线束强度分布不均等）对投影图像的影响。背景矫正公式如下：

$$\text{矫正后图像} = (\text{投影图像} - \text{暗场图像}) / (\text{白场图像} - \text{暗场图像})$$

其中，投影图像、白场图像和暗场图像分别为有样品时采集的原始投影图像、无样品有 X 射线时采集的图像（反映 X 射线强度分布）以及无 X 射线时采集的图像（反映探测器暗电流噪声）。

相位恢复的目的是从 X 射线同轴相衬成像的定性信息中提取定量相位信息，同时增强不同物质间的图像对比度，便于后续图像分割^[72]。常用相位恢复算法有强度传输方程法^[102]、衬度传递方程法^[103]、Wigner 分布法^[104]、Bronnikov 算法^[105]等。由于 XPCI 的图像数据中同时含有样品的相位/相衬和吸收信息，为了从此图像中剥离和精确恢复出相位信息，这些相位恢复方法需要至少两个物像距的 XPCI 图像，即探测器需要放在光路方向上两个不同位置分别采集 XPCI 图像，增加了数据采集时间和处理难度。在 SR-XPCDyCT 实验中，由于其为连续采集数据，每个投影数据只能采集到单一距离的同轴相衬成像数据，因此双距 XPCI 相位恢复算法不适用 SR-XPCDyCT 实验。XPCI 单距相位恢复是指仅利用一个样品探测器距离下采集的一幅强度图，反演物体的相位，但是由于未知量多于已知量，该逆问题本质上是欠定的，必须引入先验信息，如均匀材料假设、纯相位/弱相位近似、支持域约束、稀疏性等。在硬 X 射线中，对于弱吸收和成分分布比较接近的样品，其相位和吸收因子存在一定的线性关系，基此发展起来的相位-吸收二重性的单距相位恢复算法可从单张同轴相衬成像图像中^[106-108]，反演获取物体的定量相位信息，特别适合 SR-XPCDyCT 实验，在 XPCDyCT 数据预处理中得到了广泛应用^[109]。

环形伪影在 CT 切片图像中表现为以旋转中心为圆心的一系列同心圆环，严重时会影响图像质量并导致定量分析错误。环状伪影的成因可分为以下几类：探测器单元响应不均匀或损坏、校准误差、以及探测系统的不规则响应所产生的多种条纹类型，在投影的正弦图上表现为竖直条纹，最终在重建图像中形成圆环。环形伪影去除是 CT 图像预处理中最常见也最具挑战性的任务之一，要求在消除伪影的同时完整保留图像的真实结构细节。对于同步辐射准平行光 CT 数据，每一切片均对应唯一的正弦图，因此通常采用投影域预处理法，同时随着深度学习技术的发展，基于深度学习的环状伪影去除方法得到快速发展。Nghia T. Vo 等根

据探测器缺陷引起的光强响应差异，将条纹伪影精细分类为完整、部分、波动和无响应四类，并针对每一类提出了三种互补的校正方法，可在不产生额外伪影和中心空洞的前提下，使用稳定、可复用的少量参数一次性消除所有类型条纹^[110]。Ymir Mäkinen 将正弦图中的条纹噪声精确建模为加性空间相关噪声，并采用多尺度非局部协同滤波框架，通过联合利用块匹配、三维变换域收缩和多尺度金字塔分解，实现了对正弦图中宽窄不一、非平稳条纹的有效去除，大幅抑制环状伪影并保留图像细节^[111]。Tianyu Fu 等提出了一种基于残差网络的环状伪影校正方法，通过 Haar 离散小波变换将正弦图分解为互补的四个子带系数作为网络输入，损失函数结合了小波均方误差和沿条纹方向的平滑正则项，能更精确地分离伪影与样品细节^[112]。Jiayang Shi 等在投影、正弦图和重建三个独立阶段分别部署卷积神经网络，并通过旁路连接将原始数据与各阶段输出一并馈入后续网络，从而在各自的自然域中针对性地抑制噪声、环状伪影和尖峰伪影，有效避免了误差传播^[113]。环状伪影出去算法正从单一域到多域联合，如多阶段深度学习、双域正则化方法等，实现了更全面的伪影抑制，同时算法通用性得到大幅提升^[114]

6.2 CT 切片重建

CT 重构算法是将投影数据转换为断层图像的数学核心，其性能直接决定了成像质量与实验效率。根据算法原理的发展脉络，当前重构算法主要可分为解析类、迭代类和基于深度学习的方法三大类。

解析类算法以滤波反投影（Filtered Back Projection, FBP）为代表，是 CT 重建领域长期以来的金标准^[115]。FBP 的核心思路源于傅里叶中心切片定理：物体某一切片的二维傅里叶变换恰好等于其投影数据的一维傅里叶变换。基于这一定理，FBP 首先对投影数据进行滤波处理以修正频域响应，再将滤波后的数据反投影回图像空间完成重建。在同步辐射实验中，FBP 因计算高效、图像纹理自然而被广泛使用。解析类算法的最大优势在于计算速度快，适合高通量数据处理，但其局限同样明显，FBP 要求在 180°范围内采集足够密集的投影数据，否则会产生严重的条纹伪影；同时 FBP 对噪声较为敏感，在低剂量或稀疏采样条件下重建质量会显著下降。

迭代类算法的典型代表包括代数重建技术、联合代数重建技术以及基于统计模型的有序子集期望最大化算法等^[116]。其核心思想是通过反复执行正投影—比较差异—反投影修正的迭代循环，使重建图像不断逼近真实解。与 FBP 相比，迭代算法在辐射剂量降低或投影数量减少时仍能保持较好的图像质量，有效抑制

噪声和伪影；同时支持不完备数据重建，当投影角度有限或数据采集不完整时优势尤为突出。迭代算法的主要局限在于计算量大、重建时间长，且当迭代次数过多或正则化强度过大时，重建图像可能出现油画感，松弛因子、迭代次数、正则化参数等也需根据具体实验条件精细调优。

基于深度学习的 CT 重建算法旨在解决迭代算法计算慢、图像纹理不自然的核心痛点^[117]。其基本范式是利用深度神经网络（如 CNN、U-Net、DDPM 等）学习从低质量图像到高质量图像的映射关系。训练完成后，网络参数被固定，部署到 CT 系统上运行时可在秒级时间内完成重建，速度远快于迭代算法。深度学习重建算法的发展经历了多个阶段：早期方法采用后处理策略，即在 FBP 重建结果的基础上用网络进行去噪和伪影去除；随后出现的展开式网络将迭代算法的每一步映射为网络层，兼顾了物理模型的可解释性和深度学习的表达能力；最新的扩散概率模型等生成式方法则开始直接求解动态 CT 重建的逆问题，以极稀疏的投影数据生成高质量的重建结果^[118]。

SR-XPCDyCT 实验的 CT 重建面临两大核心挑战：欠采样重建和海量数据处理。欠采样问题：在 SR-XPCDyCT 实验中，为追踪样品的快速动态演化过程，每个时间帧内无法采集足够多的投影数据，这与传统 CT 重建的采样条件产生了根本性矛盾。FBP 在稀疏或嘈杂的动态数据下重建质量不佳，而迭代重建虽然质量更高，但计算成本高昂且耗时长，难以满足动态实验的时效性要求。Wannes Goethals 等提出的 DYRECT 算法通过为样品中每个位置估计独立的衰减演化曲线，将动态过程表示为起始状态、最终状态和过渡时间三个体积的集合，其能以极高时间分辨率高效存储和重建动态信息^[119]。Yuhe Zhang 等提出的 4D-ONIX 算法是一种自监督深度学习重建方法，结合 X 射线物理模型与神经隐式表示，仅凭每时间点 2~3 个稀疏投影即可重建高质量 3D 电影，比传统时间分辨断层扫描快三个数量级^[120]。Albert W. Reed 等通过结合隐式神经表示学习静态三维模板和参数化多项式运动场来描述场景形变，从而从有限视角的投影中重建出连续时空的四维场景，该方法不仅能处理周期性及非周期形变运动，还支持重建后的任意时空超分辨率采样，为快速运动场景的有限角 4D-CT 重建提供了新思路^[121]。可见，SR-XPCDyCT 重构算法正朝着更少投影、更高维度、更快速度、更准物理的方向高速发展。

SR-XPCDyCT 海量数据处理压力根源于其海量数据和处理策略。如图 9 所示，假定一个平行光 CT 在 0–180°扫描范围内采集的投影图数量为 N ，在进行 CT

重构时可采用两种投影选择策略以实现不同的动态追踪效果。策略一是每次间隔 nN ($n=1,2,3,\dots$) 张投影数据进行 CT 切片重构, 此时各次重构的投影数据互不重叠, 可以获得变化更清晰的结构, 数据处理量也较为可控。策略二是每次间隔 n ($n=1,2,3,\dots$) 张投影数据进行 CT 切片重构, 以此最大化压缩相邻 CT 重构之间的时间间隔, 从而获取样品内部的精细变化信息, 但数据处理量将大幅膨胀。单次 SR-XPCDyCT 实验即可采集 TB 至 PB 级的海量数据, 如果重建速度跟不上采集速度, 不仅会形成严重的数据积压, 更会导致用户无法及时获取结果, 严重影响实验的时效性和决策能力。

针对 SR-XPCDyCT 海量数据处理, 不同研究小组采用不同策略开展了相关工作。上海光源开发的免费 PITRE 软件支持不同相衬成像方法的定量相位恢复、平行 CT 数据重建等功能, 同时针对 SR-XPCDyCT 数据特性, 可一次性生成全部 CT 的批处理任务, PITRE 批处理器将自动执行完成所有 CT 数据的重构, 用户可在任何电脑安装 PITRE 进行数据处理^[122]。中国科学院高能物理研究所开发的 MOCUPY 软件实现了从数据导入、预处理到重建核心算法的 100% GPU 加速, 利用 CUDA 技术将数千个计算核心用于并行处理, $2k \times 2k$ 尺寸投影数据的三维重建可在数秒内完成^[123]。PSI 的 TOMCAT 线站实时重建并可视化任意方向的少量切片, 结合 GigaFRoST 高速探测器和单 GPU 工作站, 实现了亚秒级更新的准三维实时反馈, 可用于动态过程中的实验对准、定位与自适应控制^[124]。劳伦斯伯克利国家实验室开发的 TomoCAM 通过结合 GPU 加速与非均匀快速傅里叶变换, 高效实现了模型迭代重建并大幅降低了计算复杂度和内存占用, 使少投影同步辐射 CT 重建可在单台工作站上实时完成, 同时保持类似于 FBP 的重建质量^[125]。

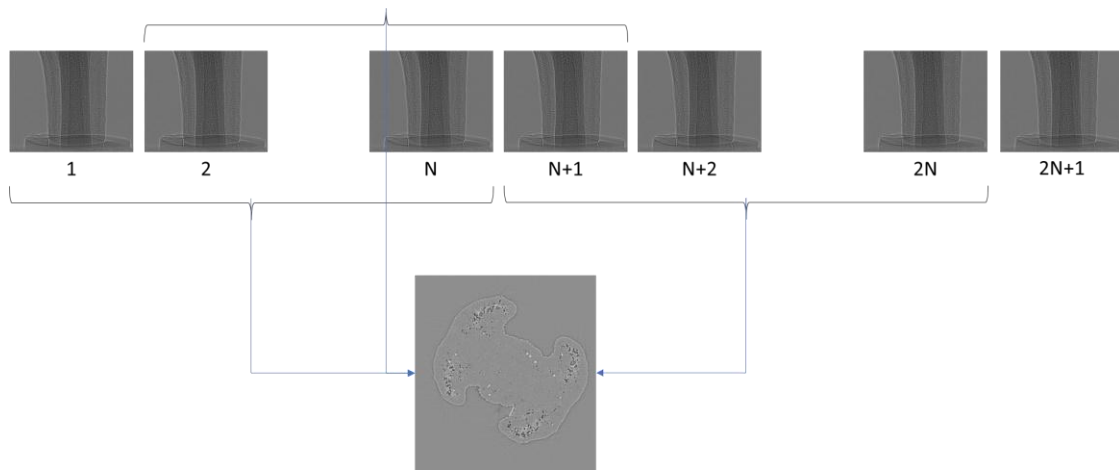


图 9 SR-XPCDyCT 切片重构时序示意图

Fig. 9. Schematic diagram of the slice reconstruction timing sequence for SR-XPCDyCT.

6.3 数据分析

SR-XPCDyCT 将时间作为第四个维度引入 CT 中，其数据量与静态 CT 相比呈指数级增长，数据分析的核心目标是从海量 CT 数据中提取具有物理意义的定量信息。典型的数据分析过程包含图像分割、目标追踪和定量物理信息提取三个步骤。三者之间并非简单的线性流水线，而是存在深度耦合：高质量的分割是追踪的前提，时空追踪的反馈又可反哺分割的修正，最终服务于以物理模型为驱动的定量参数获取。

图像分割的目的是将图像中的像素或体素分类为目标与背景，从而界定目标结构的空間范围。对于 SR-XPCDyCT，分割需要在每个时间的三维体数据上执行。常用方法涵盖从传统到深度学习的完整谱系：全局或自适应阈值法计算速度快，适用于目标与背景灰度差异显著的场景，是动态数据初筛的首选；区域生长法通过手动选取种子点实现区域扩张，适合分割具有连通性的结构；分水岭算法在分离相互接触的颗粒或气泡方面表现突出，但容易产生过度分割，通常需要结合标记控制等后处理手段；活动轮廓模型通过曲线演化精确描绘目标边界，对噪声具有一定鲁棒性。在 SR-XPCDyCT 动态序列中，目标的形态和衬度会随时间发生变化，某一时间点表现良好的分割参数未必适用于下一时间点。近年来，同步辐射 CT 图像分割领域取得了显著进展，深度学习已成为推动该领域发展的核心技术，当前的研究重点已从模型结构的简单应用，转向解决同步辐射成像所特有的数据标注稀缺、图像伪影干扰和海量数据处理等挑战，并呈现出算法专用化、分析流程一体化的趋势^[126]。U-Net 因其编码器-解码器结构和跳跃连接，至今仍是图像分割该领域的基石，例如，有研究在生物可降解骨植入物图像上系统对比了多种 U-Net 变体，结果证实 2D nnU-Net 的整体表现最为稳健，在处理 3D 数据时 3D U-Net 也是主流选择^[127,128]。基于自注意力机制的 Transformer 架构开始被引入，SegFormer 便是其中代表，一项针对原位实验的金属氧化物溶解过程的研究中，研究者使用改进的 SegFormer 进行材料相分割，其交并比高达 94.7%，并将处理速度提升了两个数量级^[129]。可见，同步辐射 CT 图像分割正从传统算法和通用深度学习模型，向能解决其独特挑战的专用、智能化方法演进。对于动态原位实验，Manchester 等人提出的方法通过在静态样本上训练模型，成功泛化到形态随时间发生显著变化的动态过程分割^[129]。此外，面向未来的高通量实验站，全栈式深度学习数据处理管线的概念被提出，旨在通过一个智能调度中心将包括

分割在内的所有数据处理步骤无缝集成，实现从原始数据到科学发现的自动化[130]。

目标追踪旨在建立不同时间点之间同一物理目标（气泡、颗粒、裂纹等）的对应关系，从而重建其运动轨迹和演化历程。其先在每个时间步上独立分割出所有目标，再通过多目标跟踪算法在时间序列上进行关联，算法选择取决于目标的密度和运动复杂度。最近邻法实现简单，将 t 时刻目标与 $t+1$ 时刻距离最近的目标直接关联，但在高密度或快速运动场景下容易产生身份切换错误。全局优化关联方法同时考虑所有目标的匹配关系，以距离、体积相似度、灰度相似度等的加权和为目标函数进行全局最小化，结果更为稳健。对于存在短暂遮挡的复杂场景，基于运动模型的预测方法能利用历史轨迹预测下一帧位置，在与检测结果匹配时显著提升鲁棒性。目标追踪任务常采用商用软件进行处理，如 Dragonfly^[131]、Avizo/Amira^[132]、VGStudio MAX^[133]等。近年来，基于深度学习的目标追踪方法取得了突破性进展，Benjamin Gallusser 等提出的 Trackastra 算法采用 Transformer 架构直接从标注数据中学习时间窗口内细胞的成对关联关系，无需依赖传统运动模型假设，能够处理每帧上百个形态相似且可分裂的目标^[134]；CTransformer 则将 Transformer 架构应用于三维细胞膜追踪，建立了 4D 细胞形态图谱，并能以单通道实现细胞形态重建与谱系追踪^[135]。

定量物理信息提取是分析流程的最终目标，将四维时空图像数据转化为具有物理、化学或生物意义的量化指标。这一步骤的关键在于参数的选择必须紧密围绕具体的科学问题，参数本身并不天然具有意义，其价值体现在它能检验何种假说、揭示何种机制。不同学科背景下的建模路径差异巨大，如对于泡沫材料，关注的是气泡尺寸分布和粗化速率；对于多孔介质，核心参数包括孔隙度、孔径分布、连通性、配位数、渗透率以及流体饱和度；对于材料力学研究，则聚焦于三维应变张量、裂纹扩展速率和损伤演化模式。

综合可以看出，分割是基础，面对复杂动态数据时，不存在完美的单帧分割方案，应始终将时空信息融入分割流程中，利用追踪结果反向修正分割边界；追踪算法的选择取决于目标的密度和运动特征，稀疏目标场景下最近邻法即可胜任，高密度复杂运动则优先考虑全局优化关联方法或基于 Transformer 的深度学习方法；定量物理信息提取必须紧扣科学问题，脱离物理问题的参数计算缺乏实际价值，不同学科领域应建立与其机理模型相匹配的量化分析框架。

7 讨论及展望

SR-XPCDyCT 因能够无损捕捉材料与生物体系的三维结构演化，已成为前沿研究的核心成像手段。为追求极致时间分辨，SR-XPCDyCT 常用白光/粉光模式，利用弯铁或扭摆器的全谱段高通量 X 射线并适当滤波，去除单色器损耗，但是白光模式的高通量密度带来的是棘手的高热负荷管理，要求引入快门、滤波片等器件协调工作，以防样品或探测器损坏等。高时间分辨率成像对光斑稳定性要求愈发严苛，任何微米级的束斑抖动都可能大幅淹没样品真实的动态弱信号，迫使线站集成快速束流位置监测和反馈系统。理想的 SR-XPCDyCT 系统需同时兼顾高空间分辨率、高时间分辨率、高灵敏度与足够大的成像视场，这一目标的实现依赖于不同光源的互补协同：弯铁与扭摆器可提供厘米级宽束但光通量密度较低，采用白光模式易于实现厘米级视场的 SR-XPCDyCT；波荡器通量密度可高数个量级，但其束斑多为毫米级，但可实现单色光小视场 SR-XPCDyCT。

探测器与转台技术正彼此追赶，与同步辐射 X 射线源一起共同决定 SR-XPCDyCT 时间分辨率的边界。探测器正朝着高帧率、高灵敏度和能量分辨方向快速演进，CMOS、sCMOS 与光子计数探测器已将帧率推进至数百万帧每秒，使百赫兹乃至亚毫秒 SR-XPCDyCT 成为可能。同时，光子计数的能量分辨功能为多维成像提供了硬件基础，在空间与时间之外同时捕获能谱信息。然而，数据传输仍是一大挑战，大面阵高帧频探测器每秒所产生的数据率轻易突破数十 GB/s，传统光纤的带宽成为硬瓶颈，数据在读出端即开始堆积，为了应对由此产生的海量数据，片上智能处理日益重要，其能在探测器端直接完成感兴趣区域提取、无损压缩甚至初步处理，大幅缓解传输压力。空气轴承直驱力矩电机已成为主流，转速从常规水平推向 6000rpm 以上，对应十毫秒量级的单次扫描，个别工业定制装置已证明了这一极限。然而，超高转速在为 SR-XPCDyCT 带来毫秒级时间分辨率的同时，将样品及其环境推入了离心力、气动、振动和多物理场耦合的极端力学环境，这些效应不再是可忽略的二次干扰，而是可影响实验成败和图像真伪的因素。例如，对于直径 1 mm、密度 1 g/cm³ 的样品，在 6000 rpm 转速下，根据公式计算边缘离心加速度可达 20 G；当转速提高到数万 rpm 时，离心力可达数百 G，足以使软材料变形、流体分层、颗粒沉降。这些效应会改变样品内部结构的动态演化，实验中观测到的变化可能部分来源于离心力伪影而非真实过程。为克服这些影响，需要从对称性转子设计、轻质气体环境、非接触式原位技术等多学科交叉角度进行系统性创新，才能让极端转速下的原位 SR-XPCDyCT 变为可靠的科学工具。

SR-XPCDyCT 的数据处理与分析，已从离线校正和手动分割的后端环节，往贯穿实验全周期的实时自动处理转变。在数据流与实时处理层面，最显著的趋势是从先存后算向边采边算的流式架构转变。实验站每日产出数十 TB 乃至 PB 级数据，迫使实时压缩、感兴趣区域提取和特征提取必须在数据产生之初、甚至就在探测器读出电路上完成。无损和基于 AI 的有损压缩算法，以及面向动态过程的关键帧筛选，正被集成进采集流水线，试图只保留与科学问题直接相关的信息。在重建分析领域，深度学习正从辅助工具变为核心重建算子，最突出的趋势是物理信息嵌入的端到端重建网络，如扩散模型、深度图像先验和隐式神经表示，使得在投影数量严重低于采样定理要求时，仍能重建出物理合理且对比度清晰的三维动态体积。这些方法还能同时完成去噪、环状伪影消除等，将传统需要多步流水线的工作压缩为一个网络。此外，高维与多模态分析是另一大交织的趋势。SR-XPCDyCT 正从 4D 向 5D 甚至更高维度演进，即在解析三维空间演变的同时，还利用光子计数探测器同步获取能谱信息，或与 X 射线荧光、衍射等模态进行原位关联。数据处理因此需要应对不同模态的数据在空间、时间、能量和角度坐标系上必须实现亚像素级精确配准，极具挑战性。

可见，结合同步辐射 X 射线源、高速探测器、气浮转台和深度学习算法的持续突破，SR-XPCDyCT 将迎来数据洪流与智能解析深度耦合的新阶段。从更少投影的极速稀疏 CT，到跨尺度多模态融合的高维表征，再到边算边控的自主实验闭环，这些能力将使该技术在能源材料失效、原位催化、生物力学、先进制造等领域发挥不可替代的作用。

8 结 论

SR-XPCDyCT 作为能够同时提供高空间分辨率和高时间分辨率的四维内部结构演化无损表征技术，在材料科学、生物医学、能源环境等领域展现出广阔的应用前景。随着同步辐射 X 射线源、高速探测器、气浮转台等技术的高速发展和深度学习算法与物理模型的深度融合，SR-XPCDyCT 有望在更高时空分辨率、更复杂原位环境、更高维度数据融合、更智能化数据流程等方面取得持续突破。

参考文献

- [1] Röntgen W C 1896 *Science* **3** 227
- [2] Huda W, Abrahams R B 2015 *Am J Roentgenol* **204** W393
- [3] Hounsfield G N 1980 *Science* **210** 22
- [4] Cormack A M 1980 *Science* **209** 1482

- [5] Withers P J, Bouman C, Carmignato S, Cnudde V, Grimaldi D, Hagen C K, Maire E, Manley M, Du Plessis A, Stock S R 2021 *Nat Rev Methods Primers* **1** 18
- [6] Wang G, Yu H, De Man B 2008 *Med. Phys.* **35** 1051
- [7] Ishikawa T 2019 *Phil. Trans. R. Soc. A.* **377** 20180231
- [8] Baruchel J, Buffiere J Y, Cloetens P, Di Michiel M, Ferrie E, Ludwig W, Maire E, Salvo L 2006 *Scripta Materialia* **55** 41
- [9] Rack A, Zabler S, Müller B R, Riesemeier H, Weidemann G, Lange A, Goebbels J, Hentschel M, Görner W 2008 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **586** 327
- [10] Guo S, Li W, Wang P, Wang J, Li F, Shi T, Hou D, Xue Y, Lai W, Wu J 2025 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **1077** 170553
- [11] Chen R C, Longo R, Rigon L, Zanconati F, De Pellegrin A, Arfelli F, Dreossi D, Menk R H, Vallazza E, Xiao T Q, Castelli E 2010 *Phys. Med. Biol.* **55** 4993
- [12] Endrizzi M 2018 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **878** 88
- [13] Zhu P P, Wu Z Y 2007 *PHYSICS*, **36** 443 (in Chinese) [朱佩平, 吴自玉 2007 物理 **36** 443]
- [14] Fitzgerald R 2000 *Physics Today* **53** 23
- [15] Nugent K A, Paganin D, Gureyev T E 2001 *Physics Today* **54** 27
- [16] Baruchel J, Cloetens P, Härtwig J, Ludwig W, Mancini L, Pernot P, Schlenker M 2000 *J Synchrotron Rad* **7** 196
- [17] Gureyev T E, Paganin D M, Myers G R, Nesterets Ya I, Wilkins S W 2006 *Appl. Phys. Lett.* **89** 034102
- [18] Marke D, Whiteside D I, Sethapanichsakul T, Coram R A, Fernandez V, Liptak A, Newham E, Benton M J 2025 *Nature* **647** 663
- [19] Walsh C L, Tafforeau P, Wagner W L, Jafree D J, Bellier A, Werlein C, Kühnel M P, Boller E, Walker-Samuel S, Robertus J L, Long D A, Jacob J, Marussi S, Brown E, Holroyd N, Jonigk D D, Ackermann M, Lee P D 2021 *Nat Methods* **18** 1532
- [20] Lewis J A, Cortes F J Q, Liu Y, Miers J C, Verma A, Vishnugopi B S, Tippens J, Prakash D, Marchese T S, Han S Y, Lee C, Shetty P P, Lee H W, Shevchenko P, De Carlo F, Saldana C, Mukherjee P P, McDowell M T 2021 *Nat. Mater.* **20** 503
- [21] Fatima A, Kataria S, Jain M, Prajapati R, Mahawar L 2024 *Front. Plant Sci.* **15** 1391846
- [22] Foster C W, Oruganti S, Panerai F 2025 *npj Mater Degrad* **9** 9
- [23] Chen G H, Tang J, Leng S 2008 *Med. Phys.* **35** 660
- [24] Lévesque L 2014 *Phys. Educ.* **49** 697
- [25] Fransson M, Broche L, Pfaff J, Venturelli M, Buckwell M, Fordham A, Kirchner-Burles C, Reid H T, Gedara M T, Schopferer S, Finegan D P, Robinson J, Jervis R, Rack A, Darcy E, Shearing P 2026 *CR-PHYS-SC* **7** 103095
- [26] Bultreys T, Ellman S, Schlepütz C M, Boone M N, Pakkaner G K, Wang S, Borji M, Van Offenwert S, Moazami Goudarzi N, Goethals W, Winardhi C W, Cnudde V 2024 *Proc Natl Acad Sci U S A* **121** e2316723121
- [27] Verma U, Riley I M, Lukić B, Broche L, Verboven P, Delcour J A, Nicolai B M 2025 *Nat Commun* **16** 2600
- [28] Peña Fernández M, Kao A P, Bonithon R, Howells D, Bodey A J, Wanelik K, Witte F, Johnston R, Arora H, Tozzi G 2021 *Acta Biomaterialia* **131** 424
- [29] Nommeots-Nomm A, Ligorio C, Bodey A J, Cai B, Jones J R, Lee P D, Poologasundarampillai G 2019 *Mater. Today Adv.* **2** 100011
- [30] Li S, Zhang Z, Xue K, He R, Huang Y, Xi L, Li Y 2026 *J. Mater. Sci. Technol.* **274** 169
- [31] Xiao D X, Füsseis D F, Carlo D F D 2012 *Developments in X-Ray Tomography VIII* ,

- [32] Maire E, Le Bourlot C, Adrien J, Mortensen A, Mokso R 2016 *Int J Fract* **200** 3
- [33] Chen R, Xie H, Du G, Li Z, Xiao T 2026 *J Xray Sci Technol* **34** 92
- [34] Qiu Z, Li K, Xie H, Du G, Deng B, Xiao T 2023 *Nucl. Tech.* **46** 070101
- [35] lightsources <https://lightsources.org/>
- [36] Eriksson M, van der Veen J F, Quitmann C 2014 *J Synchrotron Rad* **21** 837
- [37] Raimondi P, Benabderrahmane C, Berkvens P, Biasci J C, Borowiec P, Bouteille J F, Brochard T, Brookes N B, Carmignani N, Carver L R, Chaize J M, Chavanne J, Checchia S, Chushkin Y, Cianciosi F, Di Michiel M, Dimper R, D'Elia A, Einfeld D, Ewald F, Farvacque L, Goirand L, Hardy L, Jacob J, Jolly L, Krisch M, Le Bec G, Leconte I, Liuzzo S M, Maccarrone C, Marchial T, Martin D, Mezouar M, Nevo C, Perron T, Plouviez E, Reichert H, Renaud P, Revol J L, Roche B, Scheidt K B, Serriere V, Sette F, Susini J, Torino L, Versteegen R, White S, Zontone F 2023 *Commun Phys* **6** 82
- [38] Tavares P F, Al-Dmour E, Andersson Å, Cullinan F, Jensen B N, Olsson D, Olsson D K, Sjöström M, Tarawneh H, Thorin S, Vorozhtsov A 2018 *J Synchrotron Rad* **25** 1291
- [39] Jim A U 2023 *Synchrotron Radiat. News* **36** 26
- [40] BSRF <https://bsrf.ihep.cas.cn/>
- [41] HLS <https://hfsc.ustc.edu.cn/21293/listm.htm>
- [42] SSRF <https://ssrf.sari.ac.cn/>
- [43] HEPS <https://heps.ihep.ac.cn/>
- [44] HALF <https://www.nsrl.ustc.edu.cn/hfxjgy/list.htm>
- [45] Xiao T Q, Xie H L, Deng B, Du G H, Chen R C, 2014 *Acta Opt. Sin.* **34** 0100001 (in Chinese)
[肖体乔, 谢红兰, 邓彪, 杜国浩, 陈荣昌 2014 *光学学报* **34** 100001]
- [46] BL16U2@SSRF https://ssrf.sari.ac.cn/dkxzz/tbfs/gsxz_gb/xzdl_tbfs/bl16u2/xzjs/
- [47] BL13HB@SSRF https://ssrf.sari.ac.cn/dkxzz/tbfs/gsxz_gb/xzdl_tbfs/bl13hb/xzjs/
- [48] BL18B@SSRF https://ssrf.sari.ac.cn/dkxzz/tbfs/gsxz_gb/xzdl_tbfs/bl18b/xzjs/
- [49] BL09B@SSRF https://ssrf.sari.ac.cn/dkxzz/tbfs/gsxz_gb/xzdl_tbfs/bl09b/xzjs/
- [50] BL12SW@SSRF https://ssrf.sari.ac.cn/dkxzz/tbfs/gsxz_gb/xzdl_tbfs/bl12sw/xzjs/
- [51] ID21@HEPS https://ihep.cas.cn/dkxzz/HEPS/zzjs/gsxz/201903/t20190328_5262832.html
- [52] ID30@HEPS https://ihep.cas.cn/dkxzz/HEPS/zzjs/gsxz/201903/t20190328_5262842.html
- [53] ID23@HEPS https://ihep.cas.cn/dkxzz/HEPS/zzjs/gsxz/202511/t20251124_8016321.html
- [54] F Z 1955 *Science* **121** 345
- [55] Gabor D 1948 *Nature* **161** 777
- [56] Gabor D 1972 *Science* **177** 299
- [57] Snigirev A, Snigireva I, Kohn V, Kuznetsov S, Schelokov I 1995 *Rev. Sci. Instrum.* **66** 5486
- [58] Wilkins S W, Gureyev T E, Gao D, Pogany A, Stevenson A W 1996 *Nature* **384** 335
- [59] Momose A 1995 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **352** 622
- [60] Momose A, Takeda T, Itai Y, Hirano K 1996 *Nat Med* **2** 473
- [61] Chapman D, Thomlinson W, Johnston R E, Washburn D, Pisano E, Gmür N, Zhong Z, Menk R, Arfelli F, Sayers D 1997 *Phys. Med. Biol.* **42** 2015
- [62] Ingal V N, Beliaevskaya E A 1995 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **28** 2314
- [63] Zhu P P, Yuan Q X, Huang W X, Wang J Y, Shu H, Wu Z Y, Xian D C 2006 *Acta Physica Sinica* **55** 1089 (in Chinese) [朱佩平, 袁清习, 黄万霞, 王寓越, 航舒, 吴自玉, 冼鼎昌 2006 *物理学报* **55** 1089]
- [64] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, David C 2006 *Nature Phys* **2** 258
- [65] Weitkamp T, Diaz A, David C, Pfeiffer F, Campanoni M, Cloetens P, Ziegler E 2005 *Opt.*

- [66] Zhou T, Zanette I, Zdora M C, Lundström U, Larsson D H, Hertz H M, Pfeiffer F, Burvall A 2015 *Opt. Lett.* **40** 2822
- [67] Zdora M C 2018 *J. Imaging* **4** 60
- [68] Chen B, Zhu P P, Liu Y J, Wang J Y, Yuan Q X, Huang W X, Ming H, Wu Z Y 2008 *Acta Physica Sinica* **57** 1576 (in Chinese) [陈博, 朱佩平, 刘宜晋, 王寓越, 袁清习, 黄万霞, 海明, 吴自玉 2008 物理学报 **57** 1576]
- [69] Qi J C, Ren Y Q, Du G H, Chen R C, Wang Y D, He Y, Xiao T Q 2013 *Acta Opt. Sin.* **33** 1034001] (in Chinese) [戚俊成, 任玉琦, 杜国浩, 陈荣昌, 王玉丹, 和友, 肖体乔 2013 光学学报 **33** 1034001]
- [70] Nugent K A, Gureyev T E, Cookson D F, Paganin D, Barnea Z 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 2961
- [71] Chen M, Xiao T Q, Luo Y Y, Liu L X, Wei X, Du G H, Xu H J 2004 *Acta Physica Sinica* **53** 2953 (in Chinese) [陈敏, 肖体乔, 骆玉宇, 刘丽想, 逊魏, 杜国浩, 徐洪杰 2004 物理学报 **53** 2953]
- [72] Yu B, Peng X, Tian J D, Niu H B 2005 *Acta Physica Sinica* **54** 2034 (in Chinese) [于斌, 彭翔, 田劲东, 牛憨笨 2005 物理学报 **54** 2034]
- [73] Chen R C, Du G H, Xie H L, Deng B, Xiao T Q, Xu H J 2009 *Nuclear Techniques* **32** 241 (in Chinese) [陈荣昌, 杜国浩, 谢红兰, 邓彪, 肖体乔, 徐洪杰 2009 核技术 **32** 241]
- [74] Ciocci F, Dattoli G, Renieri A, Torre A 2000 *Insertion Devices For Synchrotron Radiation And Free Electron Laser: 6* (Singapore: World Scientific Publishing Co Pte Ltd) pp380
- [75] Rubensson J E 2016 *Synchrotron Radiation: An everyday application of special relativity* (Morgan & Claypool Publishers)
- [76] Lawrence Bright E, Giacobbe C, Wright J P 2021 *J Synchrotron Rad* **28** 1377
- [77] Garman E F, Weik M 2021 *J Synchrotron Rad* **28** 1278
- [78] Rutherford M E, Chapman D J, White T G, Drakopoulos M, Rack A, Eakins D E 2016 *J Synchrotron Rad* **23** 685
- [79] Zhou T, Wang H, Connolley T, Scott S, Baker N, Sawhney K 2018 *J Synchrotron Rad* **25** 801
- [80] Gembicky M, Coppens P 2007 *J Synchrotron Rad* **14** 133
- [81] Colibri X-ray Fast Shutter <https://www.arinax.com/colibri-x-ray-fast-shutter/>
- [82] XRS25H X-ray Shutter <https://www.uniblitz.com/products/xrs25h/>
- [83] Lachat T, Rösner B, Diaz A, Donath X, Menzel A, Holler M 2026 *J Synchrotron Rad* **33** 314
- [84] Zhao J, Hu X, Zou J, Zhao G, Lv H, Xu L, Xu Y, Hu X 2016 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **816** 149
- [85] García-Moreno F, Kamm P H, Neu T R, Bülk F, Mokso R, Schlepütz C M, Stampanoni M, Banhart J 2019 *Nat Commun* **10** 3762
- [86] Mashita R, Yashiro W, Kaneko D, Bito Y, Kishimoto H 2021 *J Synchrotron Rad* **28** 322
- [87] Aerotech ABRX100
<https://www.aerotech.com/product/abrx-high-performance-rotary-air-bearing-stages/>
- [88] Newport RGV160BL-S
https://api.p1.mks.com/medias/sys_master/resources/h5a/h5a/9954222047262/RGV160BL-S-%20-%20User's%20Manual/RGV160BL-S-User-s-Manual.pdf
- [89] Hou B, Chen Q, Yi L, Sellin P, Sun H T, Wong L J, Liu X 2024 *Nat Rev Electr Eng* **1** 639
- [90] Ou X, Chen X, Xu X, Xie L, Chen X, Hong Z, Bai H, Liu X, Chen Q, Li L, Yang H 2021 *Research (Wash D C)* **2021** 9892152
- [91] Xie H, Luo H, Du G, Zhao C, Xu W, Zhou G, Chen R, Xiao T 2019 *J Synchrotron Rad* **26** 1631

- [92] Datta A, Zhong Z, Motakef S 2020 *Sci Rep* **10** 20097
- [93] Roques-Carnes C, Rivera N, Ghorashi A, Kooi S E, Yang Y, Lin Z, Beroz J, Massuda A, Sloan J, Romeo N, Yu Y, Joannopoulos J D, Kaminer I, Johnson S G, Soljačić M 2022 *Science* **375** eabm9293
- [94] Scintillators@TOMCAT beamline <https://www.psi.ch/en/sls/tomcat/detectors>
- [95] Zhu Y, Qian S, Wang Z, Guo H, Ma L, Wang Z, Wu Q 2020 *Opt. Mater.* **105** 109964
- [96] PCO dimax 3.6ST <https://www.excelitas.com/product/pcodimax-36-st-high-speed-camera>
- [97] FASTCAM NOVA S16 <https://photron.com/fastcam-nova-s/>
- [98] Phantom T4040 <https://www.phantomhighspeed.com/products/cameras/tseries/t4040>
- [99] ix-cameras i-SPEED 727 <https://www.ix-cameras.com/7-Series/>
- [100] Mokso R, Schlepütz C M, Theidel G, Billich H, Schmid E, Celcer T, Mikuljan G, Sala L, Marone F, Schlumpf N, Stampanoni M 2017 *J Synchrotron Rad* **24** 1250
- [101] DG535 <https://www.thinksrs.com/products/dg535.html>
- [102] Gureyev T E, Nugent K A 1996 *J. Opt. Soc. Am. A* **13** 1670
- [103] Guigay J P, Langer M, Boistel R, Cloetens P 2007 *Opt. Lett.* **32** 1617
- [104] Wu X, Liu H 2004 *Med. Phys.* **31** 2378
- [105] Bronnikov A V 2002 *J. Opt. Soc. Am. A* **19** 472
- [106] Chen R C, Xie H L, Rigon L, Longo R, Castelli E, Xiao T Q 2011 *Opt. Lett.* **36** 1719
- [107] Chen R C, Rigon L, Longo R 2011 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **44** 495401
- [108] Groso A, Abela R, Stampanoni M 2006 *Opt. Express, OE* **14** 8103
- [109] Chen R C, Rigon L, Longo R 2013 *Opt. Express* **21** 7384
- [110] Vo N T, Atwood R C, Drakopoulos M 2018 *Opt. Express* **26** 28396
- [111] Mäkinen Y, Marchesini S, Foi A 2021 *J Synchrotron Rad* **28** 876
- [112] Fu T, Wang Y, Zhang K, Zhang J, Wang S, Huang W, Wang Y, Yao C, Zhou C, Yuan Q 2023 *J Synchrotron Rad* **30** 620
- [113] Shi J, Pelt D M, Batenburg K J 2025 *J Synchrotron Rad* **32** 442
- [114] Chen K, Wang Y, Ji S, Meng C, Pan C, Tang Z, Chen D 2026 *Comput. Med. Imaging Graph.* **129** 102728
- [115] Schofield R, King L, Tayal U, Castellano I, Stirrup J, Pontana F, Earls J, Nicol E 2020 *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* **14** 219
- [116] Geyer L L, Schoepf U J, Meinel F G, Nance J W, Bastarrika G, Leipsic J A, Paul N S, Rengo M, Laghi A, De Cecco C N 2015 *Radiology* **276** 339
- [117] Koetzier L R, Mastrodicasa D, Szczykutowicz T P, van der Werf N R, Wang A S, Sandfort V, van der Molen A J, Fleischmann D, Willemink M J 2023 *Radiology* **306** e221257
- [118] Szczykutowicz T P, Toia G V, Dhanantwari A, Nett B 2022 *Curr Radiol Rep* **10** 101
- [119] Goethals W, Bultreys T, Berg S, Boone M N, Aelterman J 2025 *IEEE Trans. Comput. Imaging* **11** 638
- [120] Zhang Y, Yao Z, Klöfkor R, Ritschel T, Villanueva-Perez P 2025 *Commun Eng* **4** 54
- [121] Reed A W, Kim H, Anirudh R, Mohan K A, Champley K, Kang J, Jayasuriya S 2021 2021 *IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV)* , 2021-10 pp2238–2248
- [122] Chen R C, Dreossi D, Mancini L, Menk R, Rigon L, Xiao T Q, Longo R 2012 *J Synchrotron Rad* **19** 836
- [123] Zhang J, Wang Y, Zhou C, Zhang K, Wang S, Huang W, Yuan Q 2025 *Radiat Detect Technol Methods*
- [124] Buurlage J W, Marone F, Pelt D M, Palenstijn W J, Stampanoni M, Batenburg K J,

Schlepütz C M 2019 *Sci Rep* **9** 18379

- [125] Kumar D, Parkinson D Y, Donatelli J J 2024 *J Synchrotron Rad* **31** 85
- [126] Anderson D, Ramachandran P, Trapp J, Fielding A 2025 *Phys Eng Sci Med* **48** 1491
- [127] Lopes Marinho A, Kazimi B, Ćwieka H, Marek R, Beckmann F, Willumeit-Römer R, Moosmann J, Zeller-Plumhoff B 2024 *Front. Phys.* **12**
- [128] Baltruschat I M, Ćwieka H, Krüger D, Zeller-Plumhoff B, Schlünzen F, Willumeit-Römer R, Moosmann J, Heuser P 2021 *Sci Rep* **11** 24237
- [129] Manchester T, Anders A, Spadotto J, Eccleston H, Beavan W, Arcis H, Connolly B J 2025 *J. Microsc.* jmi.70032
- [130] Zhang Z, Li C, Wang W, Dong Z, Liu G, Dong Y, Zhang Y 2024 *The Innovation* **5** 100539
- [131] Dragonfly <https://dragonfly.comet.tech/>
- [132] Avizo/Amira
<https://www.thermofisher.cn/cn/zh/home/electron-microscopy/products/software-em-3d-vis/avizo-software.html>
- [133] VGStudio MAX <https://volumegraphics.hexagon.com/en/products/vgstudio-max.html>
- [134] Benjamin G, Martin W *Computer Vision – ECCV 2024: 18th European Conference*, Milan, Italy, September 29–October 4, 2024, Proceedings, Part LXXXVI pp467–484
- [135] Li Z, Guan G, Xian X, Xie D, Ma Y, You S, Zhu Z, Lee D, Zhang Z, Ran Z, Wang C, Cao J, Tang C, Huang Z, Zhao Z, Yan H 2025 *arXiv:2512.14472*

X-ray phase contrast dynamic micro-CT^{*}

CHEN Rongchang^{1) †} YANG Jun¹⁾ QI Juncheng²⁾ ZHANG Huifang²⁾ XIAO Tiqiao^{3) †}

1) (Institute of Advanced Light Source Facilities, Shenzhen 518000, Guangdong, China)

2) (North University of China, Taiyuan 030051, Shanxi, China)

3) (Shanghai Synchrotron Radiation Facility, Shanghai Advanced Research Institute, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201204, China)

Abstract

X-ray phase-contrast dynamic micro-CT technology utilizes high-brightness, high-coherence synchrotron radiation X-ray sources, coordinated with high-speed rotation stages and high-performance detectors. It enables four-dimensional observation of the three-dimensional microstructure dynamic evolution inside light-element materials with micrometer-scale spatial resolution and millisecond temporal resolution. It has broad application prospects in research fields such as materials science, biomedicine, energy, environment etc. This paper systematically reviews the imaging principles of phase contrast and dynamic CT, source characteristics of bending magnet and insertion device at synchrotron radiation, core hardware like shutter and detector system, control and synchronization systems, data processing including pre-processing and CT reconstruction methods, and analysis methods like image segmentation and object tracking. Moreover, analyzes the current

* Project supported by the National Key R&D Program of China (Grant Nos. 2022YFA1604002), the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 12405366, 62201522), the Guangdong Special Support Program (Grant Nos. 2023TQ07Z464), the Shenzhen Science and Technology Program (Grant Nos. JCYJ20250604183901002).

† Corresponding author.E-mail: rongchang.chen@outlook.com

Corresponding author.E-mail: tqxiao@sari.ac.cn

technical status of each system and provides qualitative or quantitative information, and points out its development trends and challenges. With the continuous improvement in the performance of various software and hardware systems for X-ray phase-contrast dynamic micro-CT, especially the deep integration of deep learning algorithms with physical models, this technology is expected to develop into a multidimensional, multimodal scientific experimental method that combines ultrahigh spatiotemporal resolution with intelligent data processing capabilities.

Keywords: dynamic CT, phase contrast, X-ray, synchrotron radiation