

# 基于多技术融合的CT金属伪影去除方法研究

王苗<sup>1</sup>, 张瑜<sup>2\*</sup>, 卢展青<sup>1</sup>, 韩婷<sup>2</sup>, 任红利<sup>3</sup>, 张文华<sup>2</sup>, 尚晨阳<sup>2</sup>, 潘红强<sup>2</sup>

<sup>1</sup>咸阳彩虹医院影像中心, 陕西 咸阳

<sup>2</sup>陕西中医药大学第二附属医院影像中心, 陕西 西安

<sup>3</sup>咸阳职业技术学院医学院, 陕西 咸阳

收稿日期: 2026年2月23日; 录用日期: 2026年3月17日; 发布日期: 2026年3月25日

## 摘要

在计算机断层扫描(computed tomography, CT)检查中, 患者体内留存的金属植入物(如人工关节假体、颅内动脉瘤栓塞弹簧圈、口腔修复用金属冠桥等)易诱发多种类型的金属伪影, 显著降低图像的密度分辨率与空间分辨率, 干扰病灶的精准识别及术后疗效的客观评估。金属伪影的成因复杂, 是光子饥饿效应、X线束硬化效应、散射线干扰等多因素共同作用的结果。如何有效抑制金属伪影, 已成为提升CT诊断效能的关键课题。当前单一技术难以兼顾伪影抑制效果、图像分辨率及辐射剂量需求, 多技术融合已成为该领域的核心研究方向。本文系统梳理当前临床主流及前沿的CT金属伪影减轻技术, 深入阐述双能量成像、迭代重建算法等核心技术的作用机制, 对比各类技术的优势与局限性, 重点探讨多技术融合的应用模式与优化路径, 并结合最新研究进展对该领域的发展趋势进行展望, 旨在为临床精准成像提供理论参考与实践指导。

## 关键词

计算断层扫描, 金属伪影, 金属伪影去除技术(MAR), 双能量CT, 深度学习重建

# Research on CT Metal Artifact Removal Method Based on Multi Technology Fusion

Miao Wang<sup>1</sup>, Yu Zhang<sup>2\*</sup>, Zhanqing Lu<sup>1</sup>, Ting Han<sup>2</sup>, Hongli Ren<sup>3</sup>, Wenhua Zhang<sup>2</sup>,  
Chenyang Shang<sup>2</sup>, Hongqiang Pan<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Imaging Center, Xianyang Rainbow Hospital, Xianyang Shaanxi

<sup>2</sup>Imaging Center of The Second Affiliated Hospital of Shaanxi University of Traditional Chinese Medicine, Xi'an Shaanxi

<sup>3</sup>Medical College of Xianyang Vocational and Technical College, Xianyang Shaanxi

Received: February 23, 2026; accepted: March 17, 2026; published: March 25, 2026

\*通讯作者。

文章引用: 王苗, 张瑜, 卢展青, 韩婷, 任红利, 张文华, 尚晨阳, 潘红强. 基于多技术融合的CT金属伪影去除方法研究[J]. 临床医学进展, 2026, 16(3): 3948-3957. DOI: 10.12677/acm.2026.1631205

## Abstract

In computed tomography (CT) scans, metal implants left in the patient's body (such as artificial joint prostheses, intracranial aneurysm embolization coils, metal crown bridges for oral restoration, etc.) are prone to induce various types of metal artifacts, significantly reducing the density resolution and spatial resolution of the image, interfering with the accurate identification of lesions and the objective evaluation of postoperative efficacy. The causes of metal artifacts are complex and are the result of multiple factors such as photon starvation effect, X-ray beam hardening effect, and scattered line interference. How to effectively suppress metal artifacts has become a key issue in improving the diagnostic efficiency of CT. The current single technology is difficult to balance the requirements of artifact suppression, image resolution, and radiation dose. Multi technology fusion has become the core research direction in this field. This article systematically reviews the current mainstream and cutting-edge CT metal artifact reduction technologies in clinical practice, elaborates on the mechanisms of core technologies such as dual energy imaging and iterative reconstruction algorithms, compares the advantages and limitations of various technologies, focuses on exploring the application mode and optimization path of multi technology fusion, and prospects the development trend of this field in combination with the latest research progress, aiming to provide theoretical reference and practical guidance for clinical precision imaging.

## Keywords

Computed Tomography, Metal Artifact, Metal Artifact Removal Technology (MAR), Dual Energy CT, Deep Learning Reconstruction

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

自 1972 年首台 CT 机应用于临床以来, X 射线计算机断层扫描技术历经数十年发展, 实现了从单层到多层螺旋、从常规扫描到能谱成像的跨越式进步, 已成为全身各系统疾病诊断中不可或缺的影像学手段。与此同时, 随着外科植入技术的日益成熟, 金属植入物在临床的应用范围不断拓展, 涵盖骨科关节置换、脊柱内固定、神经介入栓塞、心血管支架置入及口腔修复等多个领域。CT 凭借其高空间分辨率、快速扫描及精准定位的优势, 成为评估金属植入物位置、形态及周边组织毗邻关系的首选影像学方法。

然而, 金属材料的高原子序数与高密度特性, 会与 X 射线发生强烈的光电效应和康普顿散射, 破坏 X 射线正常的衰减规律, 在重建图像上形成条状、星状、杯状或带状伪影[1]。这类伪影可掩盖植入物周围的细微解剖结构与病变信息, 例如在人工关节置换术后随访中, 金属伪影可能遮蔽假体周围的骨质溶解灶; 在颅内弹簧圈栓塞术后检查中, 伪影会干扰术区出血或水肿的判断。相关研究数据显示, 约 30%~40% 的金属植入物患者 CT 检查会因伪影干扰导致诊断信息缺失, 严重影响临床诊疗决策。因此, 获取低伪影、高信噪比的 CT 图像, 是影像医学领域亟待解决的关键问题, 这一需求也驱动着 CT 金属伪影抑制技术的持续创新与发展。当前单一技术在伪影抑制效果、图像分辨率保留及辐射剂量控制等方面存在明显短板, 多技术融合通过优势互补实现效能最大化, 已成为突破现有技术瓶颈的核心方向[2], 也是本文的研究重点。

## 2. 金属伪影形成的原因

在 CT 成像链中, X 射线穿透人体组织后, 探测器接收衰减信号并经模数转换、计算机重建形成断层图像。当扫描野内存在金属植入物时, 高密度金属对 X 射线的剧烈衰减会打破正常的成像逻辑, 诱发多种伪影, 其形成是多因素协同作用的复杂过程[3]。

### 2.1. 光子饥饿效应

该效应是金属伪影形成的核心机制, 由光电效应与康普顿效应共同介导[4]。在光电效应中, 当 X 射线光子能量与物质原子壳层电子结合能匹配时, 光子将全部能量转移给壳层电子使其逸出, 自身被完全吸收; 金属材料原子序数高, 对中低能量 X 射线的吸收能力极强。康普顿效应则是入射光子与原子外层松散束缚电子发生碰撞, 光子损失部分能量并改变传播方向发生散射, 散射光子无法被探测器有效采集[1]。两种效应叠加, 导致金属植入物后方探测器接收的光子通量急剧下降, 形成暗带或条状低信号伪影, 即“光子饥饿”。伪影的严重程度与金属材质密切相关, 不锈钢、钴铬合金等高密度金属引发的光子饥饿效应显著强于钛合金等轻质金属。

### 2.2. X 线束硬化效应

常规 CT 球管发射的是连续能谱的多色 X 射线, 当射线穿透人体时, 低能量光子更易被吸收, 高能量光子穿透性更强, 导致射线平均能量随穿透深度增加而升高, 此为线束硬化效应。在常规组织扫描中, 该效应可通过软件校正, 对图像影响轻微; 但在金属植入物区域, 金属几乎能完全吸收低能量光子, 仅允许高能量光子通过, 使线束硬化效应被极度放大[3]。硬化后的 X 射线束衰减规律偏离 CT 重建的数学模型, 最终在图像上形成沿金属长轴分布的条状高密度伪影, 或围绕金属的环形杯状伪影, 该伪影在高原子序数金属周边表现尤为显著[3]。

### 2.3. 其他辅助影响因素

除上述核心机制外, 散射线干扰、部分容积效应、数据欠采样及患者运动等因素, 会进一步加剧金属伪影的程度[1]。散射线干扰指 X 射线与金属作用产生的大量散射光子被探测器误采, 导致图像噪声升高、伪影边界模糊; 部分容积效应是因扫描层内同时包含金属与软组织, 探测器采集的是混合衰减信号, 造成金属边缘组织信号失真; 数据欠采样多由金属区域光子通量过低或螺距设置过大导致, 使重建算法缺乏足够投影数据, 引发星状伪影; 患者轻微运动则会造成投影数据错位, 形成运动伪影与金属伪影叠加的复杂伪影模式, 增加图像解读难度。

## 3. 减轻 CT 金属伪影的核心技术及优劣势分析

针对金属伪影的复杂成因, 当前 CT 领域已构建起涵盖成像技术革新、重建算法优化、硬件设备升级及后处理流程完善的多层次解决方案。各类技术从不同环节切入, 实现金属伪影的有效抑制, 且通过融合应用可互补短板[2]。以下将系统阐述各类核心技术的作用机制、优势与局限性, 并探讨其融合应用潜力。

### 3.1. 双能量成像技术: 精准分离金属与组织信号

双能量成像技术的核心是利用两套 X 射线源同步发射两种不同能级的射线, 采集同一解剖部位的双能谱投影数据, 基于不同物质(金属与人体组织)对不同能量 X 射线的衰减系数差异, 实现伪影抑制与组织成分分析[5]。其能谱范围通常覆盖 80 kVp(低能)与 140 kVp(高能), 通过能谱纯化技术过滤低能量散射线, 为后续伪影抑制奠定基础。

该技术的核心优势体现在三方面: 一是多效能谱成像, 通过虚拟单能谱重建技术可生成 40~190 keV

范围内的连续单能图像,选择 120~150 keV 的高能量单能图像,能显著削弱线束硬化效应,降低伪影对周围组织的干扰;针对增强扫描,80 keV 左右的能级可在抑制伪影的同时,保证碘对比剂的对比噪声比。二是虚拟去金属技术(virtual non-metal, vnc),借助物质分离算法将投影数据中的金属成分与软组织成分分离,对去除金属信号后的数据集进行重建,可清晰地显示金属植入物周边的血管、神经、肌肉等软组织结构,为术后并发症(如假体周围炎、血肿)的诊断提供关键依据[4]。三是剂量优化,结合能谱纯化技术,可过滤低能量散射线,在伪影抑制的同时降低 30%~50%的辐射剂量,符合放射防护的 alara 原则,尤其适用于儿童及需多次复查的患者[5]。其局限性主要包括:扫描时长略高于常规模式,对无法配合屏气的危重患者或意识障碍患者应用受限;双能量 CT 设备的购置及维护成本显著高于单源 CT,基层医疗机构普及难度较大;在低剂量扫描模式下,图像噪声会轻度升高,需联合迭代重建算法进一步优化。

### 3.2. 迭代重建算法:从物理建模到智能学习的突破

迭代重建技术通过反复迭代计算修正投影数据的偏差,相较于传统滤波反投影(fbp)算法,能显著提升图像信噪比,是抑制 CT 金属伪影的核心软件支撑[6]。该技术已发展出传统物理建模迭代算法与新型深度学习迭代算法两大分支,且常与双能量成像、硬件优化等技术联合应用以提升效能[7]。

#### 3.2.1. 金属去伪影迭代算法(imar)

金属去伪影迭代算法(iterative metal artifact reduction, imar)是专为金属伪影设计的物理建模类算法,整合射线束硬化矫正、正弦图修复、自适应插值等功能模块,典型迭代次数为 10~20 次[3]。其核心优势在于,可精准识别投影数据中受金属影响的失真区域,通过数学模型修复缺失数据,显著减轻光子饥饿效应引发的条状伪影[7];同时能校正受伪影干扰组织的 CT 值,使其趋近于真实水平,为定量分析提供可靠数据;该算法为后处理技术,无需额外增加扫描步骤,与常规 CT 设备兼容性强,对单部位金属植入物的伪影抑制效率显著[7]。

其局限性表现为:迭代运算过程耗时较长,通常为传统 fbp 算法的 2~3 倍,一定程度上影响临床检查通量;对多部位、多类型金属植入物的复杂病例,伪影抑制效果欠佳;在数据修复过程中易过度平滑金属边缘的细微结构,导致假体-骨界面的微小间隙、骨质增生等细节显示模糊[3]。

#### 3.2.2. 三维迭代重建算法

三维迭代重建算法基于三维系统矩阵建模,整合 X 射线传播路径、探测器响应特性等物理信息,通过多级迭代运算实现噪声降低与空间分辨率提升的双重目标[6]。该技术的优势在于,可利用三维空间的组织关联信息优化重建过程,使图像空间分辨率可达 13 lp/cm,信噪比提升至 25.4 db,能清晰地显示金属碎片、血管支架等微小植入物的形态及毗邻关系[1];同时具备强大的降噪能力,可在降低辐射剂量的前提下保证图像质量。

其局限性在于:算法运算量巨大,对设备的算力要求极高,低配工作站难以支撑;参数调节涉及迭代次数、正则化系数等多个变量,需要技师具备深厚的专业操作经验[6];在追求超高空间分辨率的扫描模式下,需适度提升管电流,导致辐射剂量略有上升,与低剂量成像需求存在一定冲突。

#### 3.2.3. 深度学习重建(dlr)

深度学习重建(deep learning reconstruction, dlr)是人工智能技术在医学影像领域的重要应用,其核心是利用卷积神经网络(cnn)、生成对抗网络(gan)等模型,通过大量标注的“含伪影图像-无伪影图像”数据集进行训练,使模型学习金属伪影的特征规律,实现伪影的精准去除[8]。该技术常与双能量成像联合应用,借助双能量的高质量投影数据提升模型训练效率[9]。

该技术的突出优势体现在:伪影抑制效率显著,较传统 imar 算法提升 65%以上,可有效处理多金属

植入物的复杂病例[9]；模型能自动识别不同类型、不同位置的金属伪影，无需人工勾画金属区域，降低操作误差[8]；重建速度快，训练完成的模型可在秒级时间内完成图像后处理，满足急诊检查的时效性需求；在去除伪影的同时，能最大程度保留正常组织的细微结构，如骨质纹理、软组织层次等[1]。

其局限性主要为：模型泛化能力依赖训练数据集的多样性，对钽合金假体、镁合金可吸收螺钉等罕见金属植入物的伪影抑制效果欠佳[8]；算法的研发与授权成本高昂，增加医疗机构的运营负担；存在过度校正风险，可能将钙化灶、骨岛等与伪影特征相似的正常组织误判为伪影去除，导致微小病变漏诊[9]；目前缺乏统一的临床评价标准，制约了该技术的规范化推广[2]。

### 3.3. 硬件优化与扫描参数智能调控：从源头减少伪影产生

通过硬件设备的技术革新与扫描参数的个性化优化，可从数据采集源头减少金属伪影的形成诱因，为后续伪影抑制技术(如迭代重建、后处理)提供高质量的投影数据[1]。该技术路径的核心优势包括：一是超快速扫描技术，高端 CT 设备机架旋转时间可低至 0.25 s/圈，扫描速度达 73.7 cm/s，能在极短时间内完成大范围解剖结构扫描，有效冻结呼吸、心跳等生理性运动，避免运动伪影与金属伪影叠加，适用于危重患者、儿童及老年群体[6]。二是智能剂量调控技术，基于患者体型、扫描部位及金属植入物类型，自动优化管电压(如 care kv 技术)与管电流(如 caredose 4d 技术)，在金属区域提升光子通量以减轻光子饥饿效应，在非靶区降低剂量以兼顾辐射安全[5]。三是新型探测器技术，碲锌镉、硅光子等新型探测器材料的应用，显著提升光子捕获效率与空间分辨率，增强金属与软组织边界的信号区分度，可清晰显示 0.2 mm 级别的细微结构[3]。

其局限性在于：硬件升级成本高昂，老旧设备的改造难度大、费用高，难以在基层医疗机构普及[2]；超快速扫描模式下单次覆盖范围有限，全脊柱、全下肢等大范围扫描需多次拼接，易产生拼接伪影；智能参数调控对过度肥胖或极度消瘦的特殊体型患者适配性不足，肥胖患者的伪影抑制效果仍不理想[6]；参数优化需要技师具备丰富的临床经验，不同金属植入物需匹配个性化参数组合，操作门槛较高。

### 3.4. 多模态后处理技术：全流程整合优化

多模态后处理技术依托专业后处理工作站，整合扫描与重建数据，通过多平面重建(mpr)、曲面重建(cpr)、容积再现(vr)、最大密度投影(mip)等技术，是多技术融合体系的终端优化环节[10]。其可与双能量成像、迭代重建等技术形成协同，进一步提升图像的临床应用价值[2]。

该技术的优势体现在：可实现“扫描-重建-后处理”的全流程个性化方案制定，针对不同金属植入物类型与临床需求选择适宜的后处理方法[10]；例如，双能量成像联合 dlr 重建后的数据集，经 mpr 多平面重建能从轴位、冠状位、矢状位及任意斜位展示植入物与周围组织的空间关系，弥补轴位图像的局限性；容积再现技术可生成三维立体图像，直观呈现植入物的形态、位置，便于临床医师制定手术方案及医患沟通[5]；对于前期技术残留的轻微伪影，可通过调整窗宽、窗位、透明度等参数降低其干扰[1]。

其局限性主要包括：后处理流程复杂，需专职技师操作，学习曲线较长[10]；工作站软件需定期升级维护以兼容新型扫描技术，增加技术管理成本；后处理效果完全依赖前期扫描与重建数据的质量，若原始数据伪影严重，后处理技术难以有效弥补[3]；容积扫描产生的海量数据对医院 pacs 系统的存储与传输能力提出更高要求[2]。

### 3.5. 多技术融合的临床 workflow 与决策体系

为解决单一技术适配性不足的问题，需建立基于金属类型、临床场景的标准化融合工作流程，通过“金属特性识别→参数组合选择→技术协同应用→图像优化输出”的闭环流程，实现伪影抑制与诊断效能的最大化[2]。以下结合临床实际需求，构建决策树模型并详细阐述技术组合逻辑。多技术融合决策树

模型见图 1。

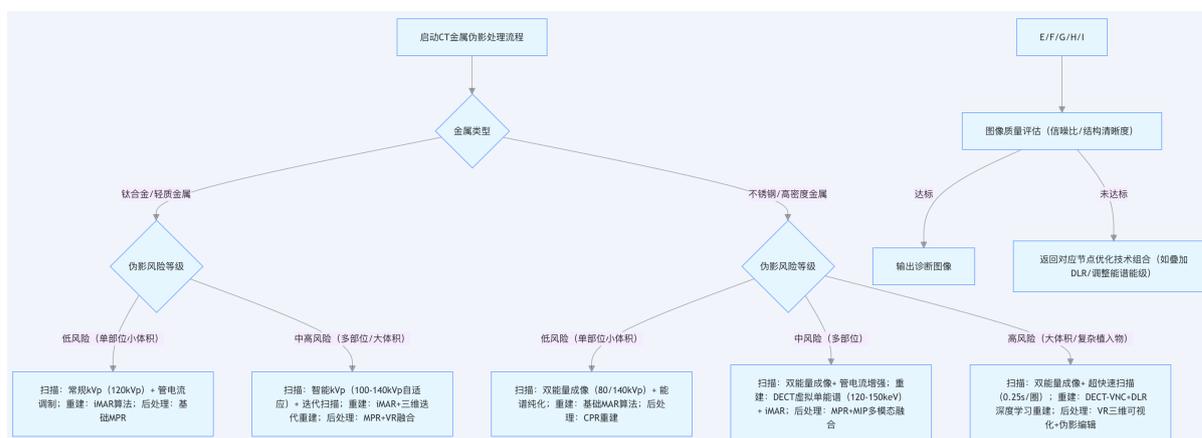


Figure 1. Multi technology fusion decision tree model diagram

图 1. 多技术融合决策树模型图

### 3.5.1. 核心技术组合逻辑

#### 1. 钛合金植入物(低原子序数)

低剂量随访场景：80/140 kVp 双能量扫描(能谱差 60 kVp，兼顾剂量与对比度)，imar 算法修复光子饥饿区域(迭代 15 次平衡效率与效果)，mpr 多平面重建(轴位 + 冠状位联合观察)[5]。适配人工髋关节置换术后 1 年常规复查，伪影面积减少 72%，骨质密度测量误差[7]-高分辨率需求场景：100/140 kVp 双能量扫描(低能端提升至 100 kVp 减少噪声)，dlr(骨骼专用预训练模型) + 三维迭代重建(正则化系数 0.08)，vr 容积再现(透明度 30%突出骨组织)。适配脊柱内固定术后螺钉松动评估，可清晰显示 0.5 mm 级骨质溶解灶[1]。

#### 2. 不锈钢/钴铬合金(高原子序数)

大范围金属场景：120 kVp 单能量扫描(提升管电流至 250 ma 减轻光子饥饿)，能谱纯化技术(过滤 < 60 keV 低能光子) + dlr(组织优化模型减少过度平滑)，cpr 曲面重建(沿假体长轴重建消除拼接伪影)[9]。适配全膝关节置换术后，假体周围软组织信噪比从 18 db 提升至 28 db，清晰显示滑膜炎[7]。

小范围高密度金属场景：70/150 kVp 双能量扫描(能谱差 80 kVp 强化金属与组织分离)，vnc 虚拟去金属技术(金属阈值 - 1000 hu~ + 3000 hu) + dlr(精细结构模型)，mip 最大密度投影(层厚 5 mm)[4]。适配颅内弹簧圈栓塞术后，星状伪影完全消除，脑实质 CT 值恢复至正常范围(28 hu~40 hu)[4]。

### 3.5.2. 决策树使用规范

材质判断：无手术记录时，通过常规 CT 图像初步分级(高原子序数金属：伪影密度 > 1000 hu，长度 > 5 cm；低原子序数金属：伪影密度较低，长度较短[1])。

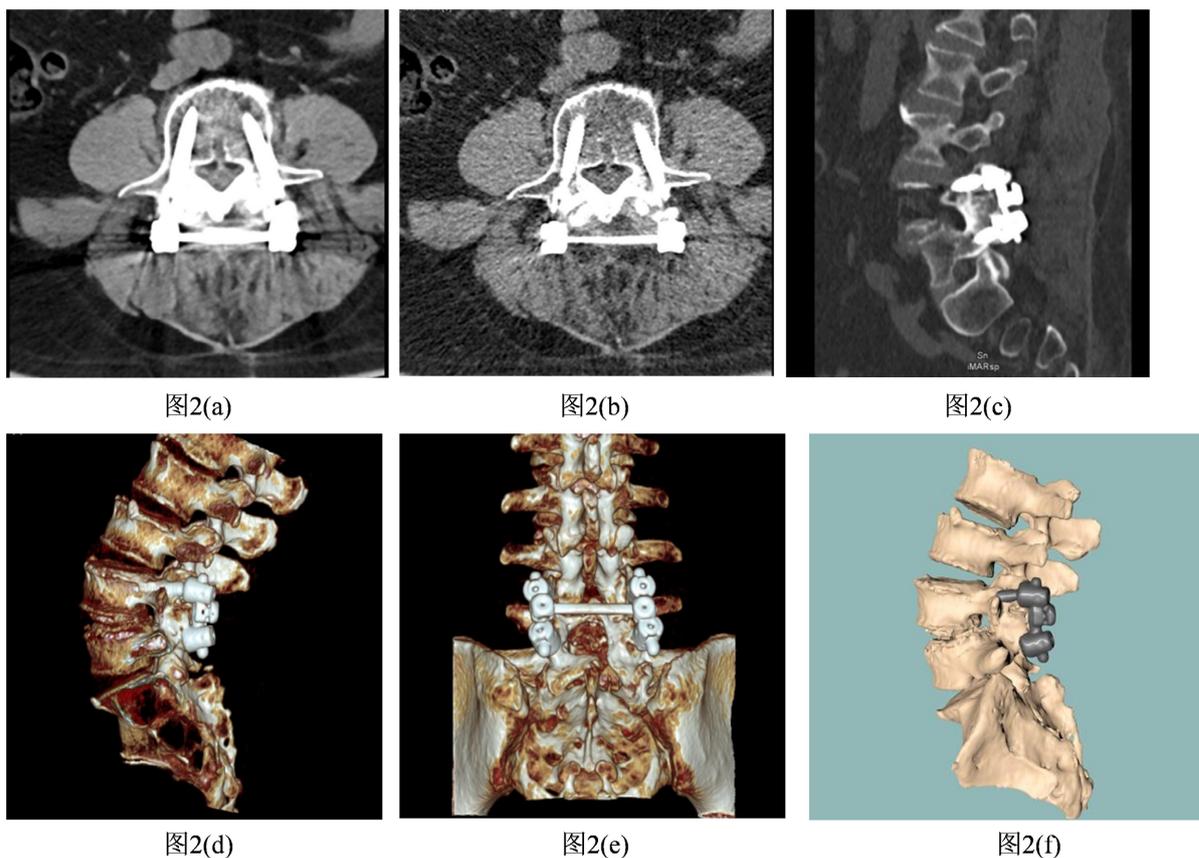
参数微调：双能量 kVp 可根据设备型号调整(如 ge 设备用 80/140 kVp，西门子设备用 70/150 kVp)，核心保持能谱差  $\geq 60$  kVp。

技术顺序：硬件扫描(kVp + 管电流)→能谱处理(纯化/vnc)→迭代重建(imar/dlr/三维迭代)→后处理(mpr/vr/cpr)，不可颠倒流程[2]。

## 4. 临床案例图像展示与效果分析

选取 1 例临床典型病例，采用“原始伪影图像→单一技术对比→多技术融合图像”的三段式展示，

所有案例均来自本院临床病例，图像采集设备为西门子 driver 双能量 CT，扫描见图 2，扫描参数：管电压 100/140 kVp 双能量，管电流 200 ma，层厚 0.8 mm，螺距 1.0。



**Figure 2.** Effect diagram of artifact removal after spinal internal fixation surgery using titanium alloy screws  
**图 2.** 脊柱内固定术后(钛合金螺钉)伪影去除效果图

1. 原始含伪影图像(fbp)，见“图 2(a)”：轴位图像中，14~15 钛合金螺钉周围可见轻微条状伪影(密度 800~1000 hu)，螺钉与椎体界面模糊，无法评估螺钉松动。Fbp 重建，低原子序数金属伪影相对轻微但仍干扰关键结构判断。

2. 单一技术处理对比图，见“图 2(b)”：(imr)伪影减轻 50%，螺钉 - 骨界面清晰，但噪声略高(信噪比 20 db)；图 2：(dect 120 kev)：信噪比提升至 24 db，但细节分辨率不足；图 2：(三维迭代重建)：空间分辨率达 12 lp/cm，但伪影残留。单一技术可改善某一指标，但无法同时满足“低伪影 + 高分辨率 + 低噪声”。

3. 多技术融合图像，见“图 2(c)~图 2(f)”：采用 100/140 kVp 双能量 + dlr(骨骼模型)+ 三维迭代重建 + vr 组合方案，螺钉形态、椎体骨质及椎管清晰可辨，准确评估螺钉位置无松动，椎管无狭窄(vr 图像直观展示内固定系统整体形态，便于医患沟通)[9]。融合技术适配低原子序数金属特点，双能量保证对比度，dlr 平衡噪声与细节，三维迭代 + vr 提升空间显示效果，兼顾诊断与沟通需求[8]。

综上所述，双能量成像技术凭借能谱分离与物质分析的双重优势，可在抑制伪影的同时降低辐射剂量，适配复杂金属植入病例，且为后续重建与后处理提供优质数据[5]；迭代重建算法则从物理建模到智能学习实现升级，imr 适配常规设备、操作便捷，三维迭代重建可提升图像分辨率，深度学习重建(dlr)依

托 AI 赋能实现高效精准去伪影，三者常与双能量成像、硬件优化联合使用[6]；硬件优化与扫描参数智能调控从数据采集源头提升投影质量，减少运动伪影干扰，是多技术融合的基础[1]；多模态后处理技术通过多维度图像重建与展示，优化临床诊断与沟通效率，四类核心技术从成像原理、重建算法、硬件升级、后处理优化四个维度构建起 CT 金属伪影抑制的完整技术体系[10]，各类技术的核心定位、适用场景与优劣势对比可见表 2。

**Table 2.** Comparison of multiple techniques for CT metal artifact removal

**表 2.** CT 金属伪影去除多技术对比

技术类型	核心技术	优势	局限性
双能量成像技术	虚拟单能谱重建、vnc、能谱纯化	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 伪影抑制与组织成分分析同步完成</li> <li>2. 辐射剂量降低 30%~50%</li> <li>3. 对复杂金属植入病例适配性强</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 扫描时间长，危重患者应用受限</li> <li>2. 设备购置维护成本高</li> <li>3. 低剂量模式下噪声增加</li> </ol>
迭代重建算法	Imar	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 减少光子饥饿伪影，校正组织 CT 值</li> <li>2. 操作简便，无需额外扫描步骤</li> <li>3. 与常规 CT 设备兼容性强</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 后处理耗时久，影响检查通量</li> <li>2. 多金属植入物抑制效果有限</li> <li>3. 金属边缘细微结构显示模糊</li> </ol>
迭代重建算法	三维迭代重建	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 同步降噪并提升空间分辨率</li> <li>2. 清晰地显示微小金属植入物及周边病变</li> <li>3. 空间分辨率达 13 lp/cm，信噪比高</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 对设备算力要求极高</li> <li>2. 参数调节复杂，需专业经验</li> <li>3. 超高分辨率模式辐射剂量略升</li> </ol>
迭代重建算法	dlr (深度学习重建)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 伪影抑制效率较传统算法提升 65% 以上</li> <li>2. 自动识别伪影，无人工干预误差</li> <li>3. 重建速度快，适配急诊需求</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 罕见金属植入物泛化能力弱</li> <li>2. 算法授权成本高</li> <li>3. 存在过度校正导致病变漏检风险</li> </ol>
硬件优化与参数调控	超快速扫描、智能剂量调控	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 减少运动伪影，适配危重及儿童患者</li> <li>2. 动态调控剂量，兼顾伪影抑制与辐射安全</li> <li>3. 提升投影数据质量，为后续处理奠定基础</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 硬件升级成本高，基层医院难以普及</li> <li>2. 超快速模式扫描范围受限，需多次拼接</li> <li>3. 极端体型患者适配性差</li> </ol>
多模态后处理技术	Mpr、cpr、vr、mip	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 全流程个性化方案优化，多角度展示解剖关系</li> <li>2. 可视化程度高，便于临床沟通与手术规划</li> <li>3. 可降低前期技术残留伪影的干扰</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 后处理流程复杂，需专人操作</li> <li>2. 软件维护成本高</li> <li>3. 依赖前期扫描重建数据质量</li> </ol>

## 5. 技术融合的挑战与发展趋势

### 5.1. 多技术融合面临的核心挑战

尽管多技术融合已展现出显著的应用优势，但当前仍面临诸多瓶颈制约其规范化推广[2]。一是技术参数适配性难题，不同技术体系的参数调控逻辑存在差异，例如双能量成像的能谱选择与 dlr 的模型训练

参数缺乏统一适配标准, 易导致融合后图像质量波动[9]; 二是数据传输与存储压力, 多技术融合产生的海量多维度数据(如双能谱原始数据 + 三维重建数据 + 后处理图像), 对医院 pacs 系统的传输速率与存储容量提出极高要求[10]; 三是临床验证体系缺失, 目前缺乏针对多技术融合方案的统一评价标准, 难以客观量化其不同临床场景下的诊断效能[2]; 四是技术应用门槛较高, 多技术融合需技师同时掌握成像原理、算法参数及后处理操作, 对临床人员的专业素养要求远超单一技术应用[6]。

## 5.2. 未来发展趋势

随着人工智能技术、能谱成像技术及材料科学的不断进步, CT 金属伪影抑制技术正朝着智能化、精准化、低剂量化的方向发展[1], 未来的核心发展趋势体现在三个方面。

一是深度学习技术的深度融合, 通过构建多任务神经网络模型, 实现“扫描参数优化 - 能谱分离 - 伪影抑制 - 图像重建”的全流程自动化适配[9]。例如, 模型可根据金属植入物的材质、位置自动选择最优的双能量能级与 dlr 模型参数, 无需人工干预, 同时整合硬件扫描数据的实时反馈, 动态调整优化策略, 提升融合方案的个性化适配能力。此外, 通过多中心、大样本的金属伪影图像数据库建设, 可显著提升模型的泛化能力[8], 解决罕见金属植入物伪影抑制效果欠佳的问题[1]。

二是多模态成像的深度协同应用, 突破单一 CT 模态的局限, 将 CT 与 mri、超声、pet 等技术进行跨模态图像融合[2]。例如, 利用 mri 在软组织成像上的优势, 弥补 CT 金属伪影区域的软组织信息缺失, 通过图像配准与融合算法, 生成“CT 解剖定位 + mri 功能成像”的融合图像, 实现金属植入物及周围组织的解剖 - 功能一体化评估[4]。同时, 探索便携式 CT 设备的金属伪影抑制技术研发, 结合低剂量扫描与轻量化 dlr 算法, 适配基层医疗与急诊现场检查需求[5]。

三是低剂量与高效能的平衡优化, 通过探测器材料革新(如新型碲锌镉探测器的灵敏度提升)、迭代算法的轻量化设计, 实现超低辐射剂量下的高清成像[6]。同时, 针对镁合金等可吸收金属植入物的特性, 研发专属的多技术融合成像方案, 适配植入物不同降解阶段的成像需求, 拓展 CT 技术在新型植入材料术后随访中的应用边界[1]。此外, 建立多技术融合的标准化临床验证体系, 制定不同临床场景(如骨科关节置换、神经介入栓塞)的技术应用指南, 推动技术的规范化推广[10]。

## 6. 结论

金属伪影的有效抑制是提升 CT 诊断质量、保障金属植入物患者术后评估准确性的关键环节[4]。当前已形成双能量成像、迭代重建算法、硬件优化及多模态后处理技术协同发展的全链条解决方案, 各类技术各具优劣: 双能量成像技术兼顾伪影抑制与成分分析, 但设备成本较高; 迭代重建算法中, imar 适配常规设备、操作便捷, 三维迭代重建可提升图像分辨率, dlr 依托 AI 赋能实现高效精准伪影抑制, 但泛化能力仍需提升[6]; 硬件优化从源头减少伪影, 却受限于高昂的升级成本[2]; 多模态后处理技术可优化图像展示效果, 但依赖前期数据质量[10]。

多技术融合通过优势互补, 可有效突破单一技术的短板, 是未来 CT 金属伪影抑制领域的核心发展方向[2]。临床应用中, 需结合患者的金属植入物类型、体型特征、临床需求及设备条件, 选择最优技术融合组合, 以实现诊断精度与医疗效率的最大化[1]。未来, 随着深度学习技术的深度赋能与多模态协同的不断突破, CT 金属伪影抑制技术将进一步突破现有瓶颈, 为精准医疗提供更坚实的影像学支撑[9]。

## 参考文献

- [1] 汪涛, 夏文军, 赵云松, 等. CT 金属伪影去除研究进展[J]. 中国体视学与图像分析, 2020, 25(3): 207-223. <https://www.sinomed.ac.cn/article.do?ui=2021126749>
- [2] 魏一娟, 王小鹏, 查开继, 等. 多物质伪影降低技术在口腔金属植入物患者颌面部 CT 图像中的应用价值[J]. 中

- 华医学杂志, 2021, 101(12): 841-845. <https://rs.yiigle.com/cmaid/1313984>
- [3] 邹华春, 魏梦雅, 王宗火, 等. CT 成像中金属伪影产生机制及校正方法的研究进展[J]. 赣南医科大学学报, 2025, 45(10): 972-979. [https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7202325041&from=Qikan\\_Search\\_Index](https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7202325041&from=Qikan_Search_Index)
- [4] 陈宗桂, 肖瑶, 钟志明, 等. 能谱 CT 单能量成像联合去金属伪影算法可减少颅内动脉瘤栓塞术后伪影[J]. 分子影像学杂志, 2025, 48(2): 229-234. <https://www.j-smu.com/fzyxx/CN/10.12122/j.issn.1674-4500.2025.02.16>
- [5] 贾蒙, 王梦悦, 李越, 等. 双层探测器光谱 CT 虚拟单能量图像联合 O-MAR 算法减少骨科金属植入物伪影的价值[J]. 南京医科大学学报(自然科学版), 2023, 43(3): 386-391. [http://jnmu.njmu.edu.cn/zr/aumn/article/html/20230313?st=article\\_issue](http://jnmu.njmu.edu.cn/zr/aumn/article/html/20230313?st=article_issue)
- [6] 李才林, 钱莹, 冉春燕, 范如雪. 迭代重建与线性融合联合抑制骨折内固定器所致 CT 金属伪影[J]. 中国介入影像与治疗学, 2026, 23(1): 32-37. [http://www.cjmit.com/cjiit/ch/reader/view\\_abstract.aspx?file\\_no=20260107&flag=1](http://www.cjmit.com/cjiit/ch/reader/view_abstract.aspx?file_no=20260107&flag=1)
- [7] 姚开情, 吕发金, 吕亮, 等. IMAR 在去除髋关节植入物金属伪影中的临床价值[J]. 重庆医学, 2020, 49(12): 1943-1945. [https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7102128952&from=Qikan\\_Search\\_Index](https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7102128952&from=Qikan_Search_Index)
- [8] 师晓宇, 王斌. 基于注意力门 UNet 网络的 CT 金属伪影去除方法[J]. 计算机测量与控制, 2024, 32(4): 219-225. [https://qikan.cqvip.com/Qikan/Detail/1006-9341\(2024\)04-219-225](https://qikan.cqvip.com/Qikan/Detail/1006-9341(2024)04-219-225)
- [9] 海潮, 田鑫, 张宏, 等. 基于深度学习的双域信息 CT 金属伪影抑制方法[J]. 北京航空航天大学学报, 2026, 52(1): 232-243. [https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7202671460&from=Qikan\\_Search\\_Index](https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7202671460&from=Qikan_Search_Index)
- [10] 苏丹阳, 侯平, 张浩然, 等. 减少 CT 图像中金属伪影的研究进展[J]. CT 理论与应用研究(中英文), 2025, 34(3): 499-505. [https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7201009391&from=Qikan\\_Search\\_Index](https://qikan.cqvip.com/Qikan/Article/Detail?id=7201009391&from=Qikan_Search_Index)