© 2026 国际老年医学杂志编辑部 © 2026 Editorial Office of *International Journal of Geriatrics*

滤波反投影重建中不同卷积核对老年足踝负重锥形束 CT 图像质量的影响*

魏震岳[1] 张立新[2**] 王执宇[3] 李向明[2] 娄路馨[1,4] 杜 辉[3]

[1]首都医科大学附属北京积水潭医院放射科，北京 102208；[2]首都医科大学附属北京友谊医院放射科，北京 101100；[3]首都医科大学附属北京积水潭医院足踝外科，北京 102208；[4]北京积水潭医院贵州医院，贵州 贵阳 550007

[摘 要] **目的** 比较滤波反投影（FBP）重建算法中三种不同卷积核对老年足踝负重锥形束 CT（CBCT）图像质量的影响。**方法** 选取 2025 年 1 月—2025 年 12 月首都医科大学附属北京积水潭医院进行足踝负重 CBCT 检查的 100 例老年患者，分别采用平滑核（设为 A 组）、锐利核（设为 B 组）、中等核（设为 C 组）三种卷积核进行 FBP 重建。由两名高年资、具备丰富经验的影像科医师在双盲法下独立阅片，进行主观图像质量评价，并客观测量三组图像的客观指标［信噪比（SNR）、对比噪声比（CNR）、伪影指数（AI）、平均梯度（AG）］；对比三组主观、客观指标的差异，并评价观察者一致性。**结果** 两名观察者间的主观评分一致性分析显示，观察者间的组内相关系数（ICC）为 0.88（95 %CI：0.83～0.92），提示具有良好的一致性；观察者内的 ICC 为 0.89（95 %CI：0.84～0.93），提示具有良好的重复性。B 组整体图像质量、骨小梁显示、骨赘与关节面显示均高于 A 组、C 组，且 C 组高于 A 组（$P<0.05$）；B 组综合评分高于 A 组、C 组（$P<0.05$）；A 组噪声干扰评分、SNR、CNR 值均高于 B 组、C 组，且 C 组高于 B 组（$P<0.05$）；A 组 AI、AG 值低于 B 组、C 组，且 C 组低于 B 组（$P<0.05$）。**结论** FBP 重建中不同卷积核对老年足踝负重 CBCT 图像的影响存在差异，各有优缺点，锐利核对显示骨结构、关节面等细微结构具有显著优势，可获得满意的主观图像质量，但噪声干扰较重；平滑核与其相反，对细微结构显示不佳，但可控制噪声干扰；中等核可平衡分辨率及噪声，能够作为折中选择。临床诊疗需根据患者病变类型、需求等选择相应卷积核。

[关键词] 滤波反投影；卷积核；足踝；负重锥形束 CT；图像质量

doi：10.3969/j.issn.1674-7593.2026.06.007

Effects of different convolution kernels in filtered back projection reconstruction on image quality of weight-bearing cone-beam CT of the foot and ankle in elderly patients

Wei Zhenyue[1], Zhang Lixin[2**], Wang Zhiyu[3], Li Xiangming[2], Lou Luxin[1,4], Du Hui[3]

[1]Department of Radiology, Beijing Jishuitan Hospital, Capital Medical University, Beijing 102208, China; [2]Department of Radiology, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 101100, China; [3]Department of Foot and Ankle Surgery, Beijing Jishuitan Hospital, Capital Medical University, Beijing 102208, China; [4]Beijing Jishuitan Hospital Guizhou Hospital, Guiyang 550007, China

[**]Corresponding author: Zhang Lixin, email: zhanglixin999999@sina.com

[**Abstract**] **Objective** To compare the effects of three different convolution kernels in the filtered back projection (FBP) reconstruction algorithm on image quality of weight-bearing cone-beam CT (CBCT) of the foot and ankle in elderly patients. **Methods** One hundred elderly patients who underwent weight-bearing CBCT examination of the foot and ankle at Beijing Jishuitan Hospital, Capital Medical University, from January 2025 to December 2025 were enrolled. FBP reconstruction was performed using three convolution kernels: a smooth kernel (group A), a sharp kernel (group B), and a medium kernel (group C). Two senior radiologists with extensive experience independently reviewed the images under double-blind conditions for subjective image quality assessment, and objective metrics were measured for each group, including signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), artifact index (AI), and average gradient (AG). Differences in subjective and objective metrics among the three groups were compared, and interobserver agreement was evaluated. **Results** Consistency analysis of subjective scores between the two observers showed an interobserver intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.88 (95% CI: 0.83-0.92), indicating good interobserver agreement, and an intraobserver ICC of 0.89 (95% CI: 0.84-0.93), indicating good intraobserver reproducibility. Overall image quality, trabecular bone depiction, and visualization of osteophytes and articular surfaces in group B were significantly superior to those in groups A and C, and those in group

收稿日期：2026-04-09 修回日期：2026-06-18 录用日期：2026-06-22

*2024 年度贵州省卫生健康高质量发展医学科研联合基金项目（2024GZYXKYJJXM0118）

**通信作者：张立新，电子邮箱 zhanglixin999999@sina.com

C were superior to those in group A ($P<0.05$); the comprehensive score of group B was higher than that of groups A and C ($P<0.05$). The noise interference score, SNR, and CNR in group A were higher than those in groups B and C, and those in group C were higher than those in group B ($P<0.05$); the AI and AG values in group A were lower than those in groups B and C, and those in group C were lower than those in group B ($P<0.05$). **Conclusion** Different convolution kernels in FBP reconstruction have distinct effects on weight-bearing CBCT images of the foot and ankle in elderly patients, each with its own advantages and disadvantages. The sharp kernel offers significant advantages in depicting bony structures and articular surfaces and other fine structures, yielding satisfactory subjective image quality, albeit with higher noise interference; the smooth kernel shows the opposite characteristics, with poor depiction of fine structures but effective noise suppression; the medium kernel strikes a balance between resolution and noise and may serve as a compromise option. The appropriate convolution kernel should be selected in clinical practice according to the patient's lesion type and diagnostic requirements.

［**Key words**］ Filtered back projection; Convolution kernel; Foot and ankle; Weight-bearing cone-beam CT; Image quality

近年来，老年足踝疾病发病率逐渐升高，以关节退变、骨性关节炎、骨质疏松性骨折等类型为主。据调查，我国老年人群中，足踝部骨关节炎患病率高达 35%～40%，骨质疏松性骨折患病率约 1.5%～2.0%[1]。这些足踝疾病不仅影响患者的日常生活及工作，还会降低行走能力，严重影响生活质量[2]。足踝部位的结构较为复杂，由骨骼、肌腱、韧带等构成，常规 CT、X 线等检查技术难以评估负重状态下生物力学改变，应用存在局限。负重位影像学检查是诊断足踝疾病、判定疗效的重要手段，其中负重锥形束 CT（Cone-beam CT，CBCT）是一种新型的三维成像技术，具有分辨率高、辐射低等优势，在患者负重状态下能够获取足踝的解剖结构及影像图像，全面评价关节间隙变化、骨结构异常、软组织受压状况等[3-4]。与传统 CT 技术比较，负重 CBCT 特点在于采用滤波反投影（Filtered back projection，FBP）算法重建图像。FBP 算法是常见的图像重建算法类型之一，通过卷积核对数据进行滤波，能够补偿反投影时的图像模糊，进而提高图像的分辨率及清晰度[5]。该算法具有重建速度快、复杂度低等特点，临床应用广泛。卷积核根据频率响应不同，能够分为平滑核、锐利核、中等核三种类型，不同类型卷积核的特征存在显著差异，其中 Smooth 强调噪声抑制，但细节锐度不足，适合软组织观察；Sharp 高频显著增强，可清晰显示细节，但噪声较强；Medium 高频适度提升，同时兼顾细节增强、噪声控制，属于折中类型[6]。老年患者具有独特的生理、解剖特点，这也对影像学检查提出更高要求。目前，关于 FBP 不同卷积核在老年足踝负重 CBCT 中的研究较少，因此，本研究旨在探讨 FBP 重建算法中三种不同卷积核对老年足踝负重 CBCT 图像质量的影响，为今后老年足踝疾病的精准诊断提供重要参考。

1 对象与方法

1.1 研究对象

选取 2025 年 1 月—2025 年 12 月首都医科大学附属北京积水潭医院行足踝负重 CBCT 检查的老年患者。纳入标准：①因足踝疼痛、退行性病变、术后复查等原因在首都医科大学附属北京积水潭医院行负重 CBCT 检查（选取症状较重侧分析）；②患者年龄≥65 岁；③在标准双足站立位下负重扫描；④无精神类疾病，能够积极配合检查，无明显运动伪影；⑤原始数据完整，能够进行不同卷积核重建；⑥患者对研究知晓，签订知情同意书。排除标准：①伴严重认知障碍，无法配合检查者；②足踝部有金属内固定物，不利于评估图像质量；③以往足踝部有严重创伤史或截肢手术史；④图像重建失败，或缺失主要数据；⑤合并可能影响骨代谢的全身疾病，如甲状旁腺功能亢进等。本研究已通过北京积水潭医院伦理审查委员会审批［积伦（K2025）第（483）号-00］。

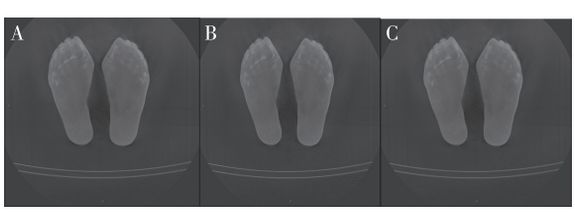
样本量估算：参考重复度量方差分析的公式 $n=\sigma^2(Z_{1-\alpha/2}+Z_{1-\beta})^2/\delta^2\times[1/(1-\rho)]$ 计算，其中双侧 α 设定为 0.05，检验效能 $1-\beta=0.90$，$Z_{1-\alpha/2}$、$Z_{1-\beta}$ 分别为 1.96、1.28，σ 为总体标准差，δ 为组间最小有意义差异，ρ 为同一患者 3 次测量的相关系数（取 0.60）。根据预实验结果，σ、δ 分别取 0.72、0.50，将以上数值代入公式，使用 PASS15.0 软件计算得到 $n\approx55$，结合 10%脱落率，得到 $n=55/0.90\approx62$，结合本中心样本储备，本研究实际共纳入 100 例患者，满足样本量要求，中途无脱落、图像质量不合格问题。100 例患者中，男 53 例，女 47 例；年龄 65～85 岁，平均（69.89±4.33）岁；体质量指数 18.6～27.7 kg/m^2，平均（24.15±2.74）kg/m^2；伴骨质疏松 57 例；疾病类型：足踝骨关节炎 35 例、骨质疏松性骨折 23 例、踝关节扭伤 11 例、跟痛症 16 例、足踝畸形 7 例、其他 8 例。

1.2 方法

扫描设备及方法：全部患者均使用同一台足踝专用负重 CBCT 设备（WD-CBCT600b 型，北京万东医疗科技股份有限公司）进行检查。在检查前，由放射技师以通俗易懂的语言向患者详细说明检查目的、具体流程、配合要点及注意事项等，确保患者理解并配合检查。检查时，指导患者保持自然站立位，双足自然分开，与肩同宽，患侧足踝自然负重在扫描平台，确保处于中立位，足

部完全在扫描区域内，范围为自胫骨远端扫描至足底。在检查时，鼓励患者保持身体稳定，双手可扶住扶手确保平衡，避免过度用力支撑改变负重状态。扫描参数如下：X 射线管电压为 110 kV，管电流设为 63 mA，探测器矩阵 1 450 × 1 024，视野为 61 cm×43 cm，旋转角 220°，层厚、层间距均为 0.625 mm，时间为 16 s。过程中患者保持静止，避免产生运动伪影。扫描图像由同一高年资影像科医师进行初步评估，排除因金属或运动伪影等导致的质量不合格。

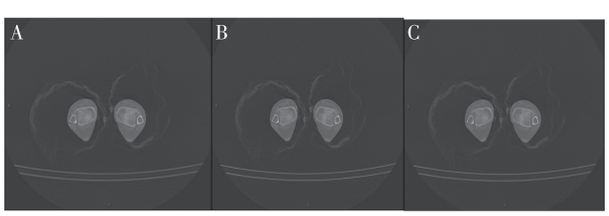
图像重建方法：扫描结束后，将原始数据上传至图像重建工作站，每位患者分别采用三种不同的卷积核进行 FBP 重建，生成三组图像。①A 组（平滑核），该类型卷积核采用低频增强的平滑滤波器，强调降噪，重点保留图像的低频信息，适用于软组织、低剂量观察；②B 组（锐利核），利用设备预设的锐利核，采用高通滤波，强调平衡噪声、空间分辨率，适用于显示骨组织；③C 组（中等核），处于频率平衡点，在降噪和保持细节间取了折中。所有图像重建除卷积核外，其他参数均保持一致，如重建矩阵大小为 1 450×1 024，层厚为 0.625 mm。图像后处理窗宽及窗位设置：软组织窗的窗位为 60 HU，窗宽为 400 HU；骨窗的窗位为 500 HU，窗宽为 2 000 HU。以 DICOM 格式传输至影像存储与传输系统。典型图像表现：为直观呈现三种卷积核重建效果的差异，选取同一例老年患者（女，68 岁）的足踝负重 CBCT 图像进行展示。如图 1～图 3 所示，分别采用平滑核、锐利核及中等核重建足底脂肪垫层（图 1）、胫腓骨远端层（图 2）及经踝关节间隙层（图 3）图像。



注：A 平滑核；B 锐利核；C 中等核。

图 1 足底脂肪垫层不同卷积核重建的足踝负重 CBCT 图像

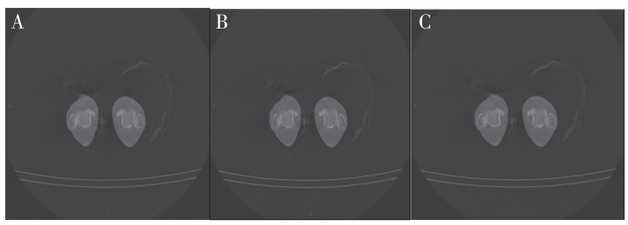
Fig. 1 Weight-bearing CBCT images of the foot and ankle reconstructed with different convolution kernels at the plantar fat pad level



注：A 平滑核；B 锐利核；C 中等核。

图 2 胫腓骨远端层不同卷积核重建的足踝负重 CBCT 图像

Fig. 2 Weight-bearing CBCT images of the foot and ankle reconstructed with different convolution kernels at the distal tibiofibular level



注：A 平滑核；B 锐利核；C 中等核。

图 3 经踝关节间隙层不同卷积核重建的足踝负重 CBCT 图像

Fig. 3 Weight-bearing CBCT images of the foot and ankle reconstructed with different convolution kernels at the ankle joint space level

1.3 图像质量评价

1.3.1 主观评价 由两名具备丰富的骨骼肌肉影像诊断经验（工龄>10 年）的放射科医师进行主观评价（独立评估）。两名医师均对图像重建分组状况不知晓（双盲法），且评价前均接受统一培训。所有图像随机呈现，2 周后随机抽取 20 例图像重复评价，评估两名观察者一致性。采用 5 分制 Likert 评分法对图像质量进行评分。①整体图像质量，1 分为极差，难以辨认结构，无法诊断；2 分为较差，结构显示不清；3 分为中等，基本可辨识结构，基本满足诊断；4 分为良好，清晰显示结构，诊断信心良好；5 分为优秀，细节完美，诊断信心充足。②骨小梁显示：1 分为完全无法辨识，呈模糊团块状；2 分为隐约可见骨小梁，但边缘模糊，难以区分皮质骨；3 分为基本可辨，可识别主要走行，但难以显示细微结构；4 分为清晰显示，走行规律，分解明确；5 分为细节丰富，各级骨小梁层次分明，完美呈现细微结构。③噪声干扰：1 分为极其严重，无法接受；2 分为噪声严重，干扰诊断；3 分为中等，能够接受；4 分为轻微，不影响诊断；5 分为基本无噪声。④骨赘与关节面显示：1 分为完全无法分辨，结构紊乱，无法判断关节间隙；2 分为模糊可见骨赘、关节面边缘，但边界模糊；3 分为基本可辨识骨赘、关节面位置，但细节欠佳；4 分为可清晰显示结构，准确测量关节间隙，但细节显示不良；5 分为完美呈现细节。将上述 4 个维度的平均值作为图像的综合质量评分。主观评分最终结果取两名观察者评价结果的平均值，若两名观察者的得分差值≥2 分，则共同讨论后确定。

1.3.2 客观评价 由 1 名具备 10 年以上影像科工作经验、未参与主观评价的放射技师进行客观测量，感兴趣区（Region of interest，ROI）的选取方法如下：骨组织 ROI 在距骨体部中心选取，面积为 10 mm^2，需避开血管沟及骨皮质；软组织 ROI 选取位置为关节周围腓肠肌内侧，面积为 20 mm^2，注意避开肌腱及血管；背景 ROI 选择位置为图像边缘空气区域，面积为 30 mm^2。主要测量指标及方法如下：①信噪比（Signal-to-noise ratio，SNR），SNR=骨组织 ROI 平均 CT 值/背景 ROI 标准差

（Standard deviation，SD），SNR 越高提示图像噪声越低，信号越清晰；②对比噪声比（Contrast-to-noise ratio，CNR），CNR＝｜骨组织 CT 值－软组织 CT 值｜/背景 SD，CNR 越高提示软组织、骨组织的对比度越好，边界越清晰；③伪影指数（Artifact index，AI），AI＝｜骨组织 CT 值－软组织 CT 值｜/｜骨组织 CT 值+软组织 CT 值｜，AI 值越低提示伪影干扰越小，图像真实性越高；④平均梯度（Average gradient，AG），反映图像细节反差和纹理变化特征，数值越高表明图像层次越丰富，边缘锐度越好，细节显示能力越强。所有指标均测定 3 次，将平均值作为最终结果。

1.4 统计学方法

使用 SPSS27.0 软件处理数据，计数资料以例（%）表示，进行 χ^2 检验；计量资料均满足正态分布、方差齐性，以 $\bar{x} \pm s$ 表示，三组间比较采用单因素方差分析（ANOVA），组间两两比较行 LSD-t 检验；观察者间的一致性采用组内相关系数（Intraclass correlation coefficient，ICC）评价，ICC<0.5 提示一致性较差，0.50≤ICC<0.75 提示中等，0.75≤ICC<0.90 提示良好，≥0.90 提示极好。检验水准 $\alpha=0.05$。

2 结果

2.1 主观图像质量评分比较

2 名观察者间的主观评分一致性分析显示，观察者间的 ICC 为 0.88（95 %CI：0.83～0.92），提示具有良好的一致性；观察者内的 ICC 为 0.89（95 %CI：0.84～0.93），提示具有良好的重复性。B 组整体图像质量、骨小梁显示、骨赘与关节面显示均高于 A 组、C 组，且 C 组高于 A 组（$P<0.05$）；A 组在噪声干扰方面评分高于 B 组、C 组，且 C 组高于 B 组（$P<0.05$）；B 组综合评分高于 A 组、C 组（$P<0.05$），见表 1。

表 1 三组主观图像质量评分比较（$\bar{x} \pm s$，分）

Tab. 1 Comparison of subjective image quality scores among the three groups（$\bar{x} \pm s$，scores）

组别	例数	整体图像质量	骨小梁显示	噪声干扰	骨赘与关节面显示	综合评分
A 组	100	3.51 ± 0.58	3.45 ± 0.59	4.53 ± 0.42	3.25 ± 0.29	3.72 ± 0.68
B 组	100	4.45 ± 0.54[a]	4.50 ± 0.49[a]	3.25 ± 0.51[a]	4.62 ± 0.38[a]	4.38 ± 0.61[a]
C 组	100	3.95 ± 0.61[ab]	3.88 ± 0.63[ab]	3.90 ± 0.56[ab]	3.87 ± 0.45[ab]	3.74 ± 0.65[b]
F 值		66.353	84.854	163.832	327.587	33.636
P 值		<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

注：与 A 组比较[a]$P<0.05$；与 B 组比较[b]$P<0.05$。

2.2 客观图像质量指标比较

A 组 SNR、CNR 值高于 B 组、C 组，且 C 组高于 B 组（$P<0.05$）；A 组 AI、AG 值低于 B 组、C 组，且 C 组低于 B 组（$P<0.05$），见表 2。

表 2 三组客观图像质量指标比较（$\bar{x} \pm s$）

Tab. 2 Comparison of objective image quality metrics among the three groups（$\bar{x} \pm s$）

组别	例数	SNR	CNR	AI	AG
A 组	100	12.51 ± 2.33	13.32 ± 2.52	5.13 ± 1.02	12.62 ± 2.05
B 组	100	8.82 ± 1.54[a]	9.92 ± 1.54[a]	8.85 ± 1.12[a]	17.96 ± 2.11[a]
C 组	100	10.36 ± 1.78[ab]	11.02 ± 1.34[ab]	6.44 ± 1.08[ab]	15.35 ± 1.89[ab]
F 值		93.948	85.856	308.601	174.948
P 值		<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

注：与 A 组比较[a]$P<0.05$；与 B 组比较[b]$P<0.05$。

3 讨论

老年足踝疾病类型复杂，其精确、有效的诊断依赖影像学图像的质量。传统 X 射线虽然具有操作简单的优势，但空间分辨率低，且存在组织重叠问题，应用受限；常规 CT 扫描能够提供断层图像，但难以在负重状态下捕捉动态畸形[7]。负重 CBCT 因具有低辐射剂量、高空间分辨率等优势，成为老年足踝疾病诊断的重要工具[8-9]。FBP 重建算法是 CBCT 常见、经典的重建方式，卷积核作为重要参数，通过调节滤波范围影响图像噪声、对比度、细节显示能力等，成为影响图像质量的重要参数[10-11]。本研究对 100 例老年足踝负重 CBCT 检查患者进行三种卷积核 FBP 重建，通过主观及客观指标对比，明确不同卷积核的优劣势，为今后个性化选择参数提供参考。

有研究显示，平滑核属于一种低频增强滤波

方法，突出优势在于通过抑制图像中的高频成分来减少噪声，能够有效降低噪声、提升信噪比，不过同时也会降低图像的空间分辨率，导致图像边缘变得模糊不清[12-13]。本研究结果显示，较 B 组、C 组，A 组噪声干扰评分、SNR、CNR 值均更高，但 AI、AG 值及整体图像质量、骨小梁显示、骨赘与关节面显示、综合评分均更低，这一结果也进一步验证该类型卷积核在控制噪声、伪影方面的优势，但也说明其会造成高频信号的丢失，使得骨骼的细微结构显示不清晰，这也与上述研究结果相似。从成像方面分析其原因，平滑核滤除了高频随机噪声，降低背景像素离散度，使骨与软组织 CT 值对比度更稳定，表现为 SNR、CNR 值更高；因高频边缘信息被过度平滑，导致骨皮质边界、骨小梁纹理及关节面边缘锐度衰减，进而出现 AG 值偏低的表现；AI 伪影指数降低得益于低通滤波有效抑制 CBCT 锥形束采集固有的散射伪影、环状伪影，使得图像真实性提高。结合老年患者生理特点进行原因分析，老年患者多合并骨质疏松，骨小梁稀疏变细，且身体平衡力下降，负重位扫描容易出现轻微运动伪影；且老年患者足踝软组织萎缩，脂肪间隙变多，自身对比度偏低。平滑核低通滤波特征能够降低微动噪声、散射伪影干扰，适合软组织病变、骨质疏松筛查及对微细骨结构要求不高的老年患者[14]。但其高频细节丢失导致难以清晰显示微小骨赘、隐匿骨折线等，在足踝微细骨性病变诊断中应用受限。

锐利核具有较高的分辨率，采用高通滤波增强模式，目标是最大化分辨率，但同时也会导致图像的噪声显著放大[15]。本研究结果显示，较 A 组、C 组，B 组主观图像质量评分（除噪声干扰评分）更高，AI 值、AG 值更高，且 SNR、CNR 值及噪声干扰评分更低，提示锐利核在提升图像边缘锐度、清晰显示解剖细节、精准呈现微小骨赘等方面具有显著优势，但同时也存在噪声干扰明显的不足。分析其原因，锐利核利用高通滤波增强模式，在强化骨皮质边缘、关节面轮廓等高频信号同时，会放大 X 射线量子噪声、探测器固有噪声等无效高频噪声，进而加重图像颗粒感，导致噪声干扰明显，降低 SNR、CNR 值。锐利核因高频增益放大了局部散射及重建混叠伪影，增大图像局部灰度离散度，进而提高 AI 伪影指数。AG 值升高提示图像边缘反差及图像纹理层次更丰富，这也符合锐利核提高细节分辨力的特点。在临床应用层面，老年足踝疾病以骨关节炎、隐匿性微小骨折等为主，此类病变需精准显示细微解剖结构。锐利核凭借其高频增强的特性，能够清晰显示微小骨变化，如骨皮质断裂情况，这对降低疾病漏诊率具有积极意义[16-17]。但其高频信号强化作用不仅会放大噪声，还可能引发伪影，这会在一定程度上干扰软组织病变的观察与评估。因此，临床应根据患者情况予以针对性处理，若旨在评价骨性结构，则优先选择锐利核；若旨在筛查软组织病变，则可将平滑核、锐利核结合使用以提高诊断价值。

中等核是介于上述两种卷积核之间的折中类型，旨在适度提高中高频成分，在提高细节可见性的同时，避免过度将噪声放大，可实现噪声、分辨率的平衡状态[18-19]。本研究中，C 组的主观图像质量评分、客观指标均介于 A 组、B 组之间，这表明中等核兼顾了噪声控制、细节显示，在提高细节显示能力基础上，也可平衡图像噪声及伪影。主要原因为，中等核既未过度抑制高频细节，也未无限制放大噪声，实现了空间分辨率与图像噪声、伪影水平的动态平衡。对于老年群体，足踝疾病大多为骨-软组织复合型病变，可能同时存在软组织损伤、骨结构异常等问题，无需极致微细分辨率，也不能容忍过高噪声干扰。对于此类患者，临床可将中等核作为初步筛查手段，不仅有利于明确骨结构，还能够观察软组织状况，同时减少噪声干扰，提高诊断效率[20]。

结合本研究结果，今后临床针对老年足踝负重 CBCT 图像卷积核的选择，可根据患者的具体病变类型、诊断需求进行判断、选择。①针对以骨性病变为主、需判断细微结构的患者，可优先选择锐利核，借助其高分辨率优势清晰地呈现骨性细节，为疾病诊断提供重要依据；②针对软组织病变、身体状况较差的老年患者，可优先选择平滑核，通过其高效的噪声与伪影控制能力，保障图像纯净度，满足临床诊断需求；③对于常规筛查、复合型病变等的患者，可选择中等核作为初筛手段，兼顾细微结构观察、噪声控制，高效完成初步诊断。

综上所述，FBP 重建算法中三种不同卷积核对老年足踝负重 CBCT 的图像质量影响存在差异，各有优缺点。锐利核在骨小梁结构、骨赘形态及关节面细节的显示方面具有明显优势，但噪声水平高；平滑核噪声控制较好，但细微结构显示欠佳，适合老年足踝软组织病变、低噪声需求场景；中等核可在噪声、分辨率之间取得平衡，可作为折中选择。临床诊疗中，可根据老年足踝病变患者诊断需求、病变类型等个性化选择相应卷积核，以提高诊断效率。但本研究也有局限，如未对不同病变类型的患者进行分层分析，未纳入近年来新型的卷积核。今后可针对不同病变类型进行分层比较，以验证不同卷积核在特定疾病中的最优选择；还可关注迭代重建技术与传统卷积核的联合应用，探索其协同效应。

参考文献

[1] Smith J T, Parker E B, Bluman E M, et al. Differences in baseline physical function and mental health PROM

scores in patients with foot and ankle conditions[J]. Foot Ankle Int, 2024, 45(6): 621-631.

[2] 冯亮，张雅飞，霍洪峰. 足踝复合体本体感觉的测量与评价[J]. 中国组织工程研究，2024，28(20)：3259-3264.
Feng L, Zhang Y F, Huo H F. Measurement and evaluation of proprioception of foot and ankle complexes[J]. Chin J Tissue Eng Res, 2024, 28(20): 3259-3264.

[3] Raheman F J, Rojoa D M, Hallet C, et al. Can weight-bearing cone-beam CT reliably differentiate between stable and unstable syndesmotic ankle injuries? A systematic review and meta-analysis[J]. Clin Orthop Relat Res, 2022, 480(8): 1547-1562.

[4] de Carvalho K A M, Barbachan Mansur N S, de Cesar Netto C. Cone-beam weight-bearing computed tomography of ankle arthritis and total ankle arthroplasty[J]. Foot Ankle Clin, 2023, 28(3): 509-528.

[5] Wiedeman C, Lorraine P, Wang G, et al. Simulated deep CT characterization of liver metastases with high-resolution filtered back projection reconstruction[J]. Visual Comput Ind Biomed Art, 2024, 7(1): 13.

[6] Zeng R, LinC Y, Li Q, et al. Performance of a deep learning-based CT image denoising method: generalizability over dose, reconstruction kernel, and slice thickness[J]. Med Phys, 2022, 49(2): 836-853.

[7] 朱江，辛宇强，刘英杰，等. 老年足踝部隐匿性骨折 MSCT 三维重建、磁共振成像特点及联合诊断价值[J]. 临床误诊误治，2024，37(8)：69-75.
Zhu J, Xin Y Q, Liu Y J, et al. MSCT three-dimensional reconstruction, magnetic resonance imaging characteristics and combined diagnostic value of occult fracture in the foot and ankle in the elderly[J]. Clin Misdiagnosis Mistherapy, 2024, 37(8): 69-75.

[8] Brinch S, Wellenberg R H H, Boesen M P, et al. Weight-bearing cone-beam CT: the need for standardised acquisition protocols and measurements to fulfill high expectations—a review of the literature[J]. Skeletal Radiol, 2023, 52(6): 1073-1088.

[9] Efrima B, Barbero A, Ovadia J E, et al. Reliability of cone beam weightbearing computed tomography analysis of total ankle arthroplasty positioning and comparison to weightbearing X-ray measurements[J]. Foot Ankle Int, 2023, 44(7): 637-644.

[10] Lv L, Zeng G L, Zan Y, et al. A back-projection-and-filtering-like (BPF-like) reconstruction method with the deep learning filtration from listmode data in TOF-PET[J]. Med Phys, 2022, 49(4): 2531-2544.

[11] 罗开，陈亮，梁巍，等. 基于稀疏表示的滤波反投影超声层析成像重建算法[J]. 计算机应用，2023，43(3)：903-908.
Luo K, Chen L, Liang W, et al. Sparse representation-based reconstruction algorithm for filtered back-projection ultrasound tomography[J]. J Comput Appl, 2023, 43(3): 903-908.

[12] 何泉宇，王彦玲，江南，等. 不同层厚 Sa36 卷积核图像对人工智能冠状动脉钙化定量测量的影响[J]. 影像诊断与介入放射学，2025，34(6)：395-403.
He Q Y, Wang Y L, Jiang N, et al. Effect of slice thickness using artificial intelligence-based Sa36 convolution kernels on quantitative measurement of coronary artery calcification[J]. Diagn Imaging Interv Radiol, 2025, 34(6): 395-403.

[13] KrompaßK, GoldbrunnerF A, Hartung V, et al. Combined influence of quantum iterative reconstruction level and kernel sharpness on image quality in photon counting CT angiography of the upper leg[J]. Sci Rep, 2024, 14(1): 27774.

[14] Hayashi A, Fukui R, Kamioka S, et al. Task-based assessment of resolution properties of CT images with a new index using deep convolutional neural network[J]. Radiol Phys Technol, 2024, 17(1): 83-92.

[15] 余菡，曹闻挺，韦鑫，等. 重组卷积核联合高级迭代重组在优化 CT 冠状动脉支架成像中的价值[J]. 临床放射学杂志，2022，41(5)：892-896.
Yu H, Cao W T, Wei X, et al. Reconstruction convolution kernel combined with advanced iterative reconstruction in optimizing CT coronary stent imaging[J]. J Clin Radiol, 2022, 41(5): 892-896.

[16] Liu H, Zhuang Y, Song E, et al. A modality-collaborative convolution and transformer hybrid network for unpaired multi-modal medical image segmentation with limited annotations[J]. Med Phys, 2023, 50(9): 5460-5478.

[17] Huber N R, Ferrero A, Rajendran K, et al. Dedicated convolutional neural network for noise reduction in ultra-high-resolution photon-counting detector computed tomography[J]. Phys Med Biol, 2022, 67(17): 10.

[18] 姜筱璇，余行，邓中华，等. 不同多模型迭代重建算法与卷积核参数对 CT 影像自动分割稳定性的影响[J]. 中国医疗器械杂志，2022，46(2)：219-224.
Jiang X X, Yu X, Deng Z H, et al. The effects of different adaptive statistical iterative reconstruction-V and convolution kernel parameters on auto-segmentation stability in CT images[J]. Chin J Med Lnstrumentation, 2022, 46(2): 219-224.

[19] 姚广，李军，任俊立，等. 超高分辨率光子计数探测器 CT 对提高神经血管成像图像质量的价值[J]. 中华放射学杂志，2025，59(12)：1353-1360.
Yao G, Li J, Ren J L, et al. Value of ultra-high-resolution photon-counting detector CT in improving neurovascular image quality[J]. Chin J Radiol, 2025, 59(12): 1353-1360.

[20] 王萍，黄佳珊，王泽，等. 双能量 CT 不同卷积函数对足踝关节尿酸单钠晶体沉积检测的影响[J]. 中国医疗设备，2022，37(10)：74-78.
Wang P, Huang J S, Wang Z, et al. Effects of different convolution functions of dual-energy CT on the detection of monosodium urate crystal deposition in ankle joint[J]. China Med Devices, 2022, 37(10): 74-78.