

毫西弗胸部 CT 滤波后投影和迭代重建技术

*Atul Padole Sarabjeet Singh Jeanne B. Ackman Carol Wu
Synho Do*

*Sarvenaz Pourjabbar Ranish Deedar Ali Khawaja Alexi Otrakji
Subba Digumarthy Jo-Anne Shepard Mannudeep Kalra*

关键词：胸部 CT，CT 辐射剂量降低，滤波反投影，迭代重建技术

DOI: 10.2214 / AJR.13.12312

2013 年 11 月 18 日收到；2014 年 2 月 15 日修订后接受

M. Kalra 和 S. Singh 获得了北美研究和教育基金会放射学会的教育学者资助。S. Singh 获得了 GE 医疗、西门子医疗、飞利浦医疗和胸腔放射学会的研究资助。其他合著者没有任何相关的财务披露，并且一直受限访问数据。

所有作者：麻省总医院放射科，哈佛医学院，55 Fruit St, Founders-202, 波士顿。

邮件地址：A. Padole (apadole@partners.org)。

AJR2014; 203:772-781

0361 - 803x/14/2034-772

©美国放射学会

目的

本研究的目的是比较毫西弗胸部 CT 的重建图像，使用滤波反投影 (FBP)、SafeCT、自适应统计迭代重建 (ASIR) 和采用护理标准 FBP 图像基于模型的迭代重建 (MBIR)。

对象和方法

50 例患者 (男性 33 例，女性 17 例；平均年龄 $[\pm$ 标准差]: 62 ± 10 岁) 接受常规胸部 CT 检查，并书面知情同意进行毫西弗胸部 CT 序列检查，减少管电流但扫描长度与护理标准胸部 CT 相同。用 FBP、SafeCT、ASIR 和 MBIR 重建毫西弗序列的正弦图数据，并与标准剂量胸部 CT ($n = 8 \times 50 = 400$ 序列) 的 FBP 图像进行比较。两位胸放射科医生对病变边缘的可见性、小结构的可见性和诊断的可接受性进行了独立比较。因此得到目标噪声测量值和噪声谱密度。

结果

在检测到的 287 个病灶中，162 个是小于 1 厘米的非钙化结节。除 MBIR 有较差的可见性外，其他所有的毫西弗重建图像上病变边缘清晰可见。同样，只有毫西弗 MBIR 图像对正常结构的可见性是未达最佳标准的，如肺外 2cm 的肺血管、叶裂和亚段支气管壁。与其他技术相比，MBIR 具有最低的图像噪声。

结论

FBP、SafeCT、ASIR 和 MBIR 可在容积 CT 剂量指数为 2 mGy 时获得最佳的胸部 CT 病变评估。然而，所有的毫西弗重建技术对于纵隔结构的可见性都不是最理想的。毫西弗 MBIR 图像对正常肺结构的可见性欠佳，尽管图像噪声较低。

CT 广泛使用引起了人们对患者在晚年因辐射诱发癌症风险的关注。美国人口人均医疗相关辐射剂量估计每年有效剂量已从 1980 年的 3.6 毫西弗增加到 2006 年的 6.2 毫西弗，增加的主要原因是 CT 【1】。因此，在不影响诊断准确性的情况下减少 CT 剂量，对减轻患者对辐射致癌方面的担忧发挥重要作用。

减少患者的 CT 辐射剂量有几种策略，如降低管电流或电压；迭代重建技术；降噪滤波器；并根据患者的体型、身体区域和协议类型 【2】 自动调整管电流。然而，低剂量 CT 图像噪声较大，会影响诊断信息，尤其是常规的滤波反投影 (FBP)。

使用迭代重建技术的初步研究已经显示出减少 CT 辐射剂量的有希望的结果 [3-14]。迭代重建技术准确地对 CT 数据进行建模以生成一组合成投影，以减少与低剂量 CT 相关的图像噪声。一种更复杂的迭代重建技术，基于模型的迭代重建 (MBIR 或 Veo) 技术 (GE 医疗) 最近已被应用于临床 【4】。SafeCT (MedicVision) 是一种第三方独立供应商的基于图像的迭代重建方法，已获得美国食品和药品管理局 【5】 的批准。我们前瞻性研究的目的是比较 FBP、SafeCT、ASIR 和护理标准 FBP 图像 MBIR 对毫西弗胸部 CT 重建后的图像。

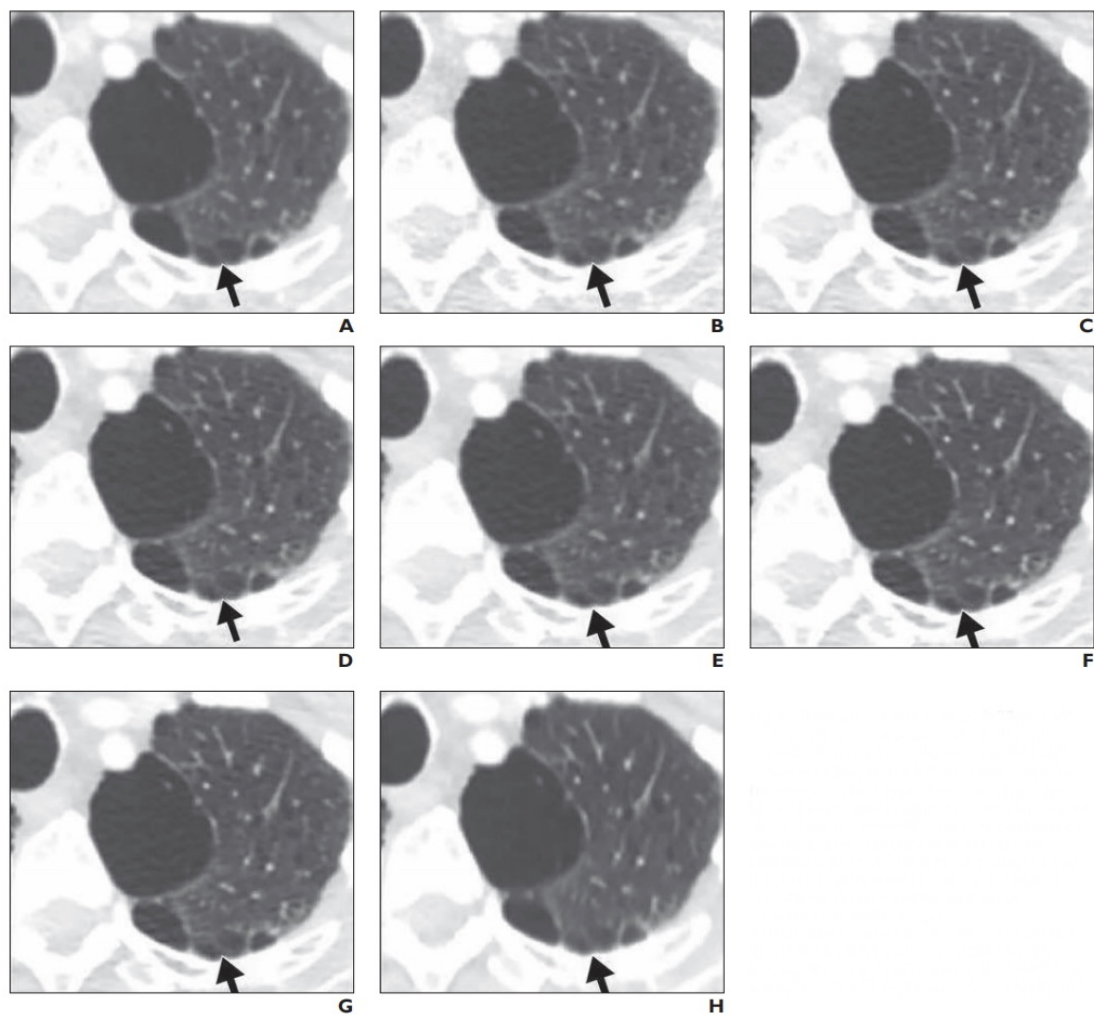


图 1。77 岁男子（体重 64 公斤）的横向胸部 CT 图像在护理标准和毫西弗剂量下获得，并使用滤波反投影 (FBP) 和各种迭代重建技术进行重建。根据护理标准 FBP 和毫西弗 FBP、毫西弗自适应统计迭代重建 (ASIR) 和毫西弗 SafeCT (MedicVision) 图像，对肺气肿区域（箭

头) 进行最佳描述。肺气肿区域的病变边缘在毫西弗基于模型的迭代重建 (MBIR) 后的图像未达到理想要求。

A-H, 护理标准 FBP (A), 毫西弗 FBP (B), 50%混合的 ASIR (C), 70%混合的 ASIR (D), SafeCT 胸部 4 设置 (E), SafeCT 肺 1 设置 (F), SafeCT 肺 2 设置 (G) 和 MBIR (H)。

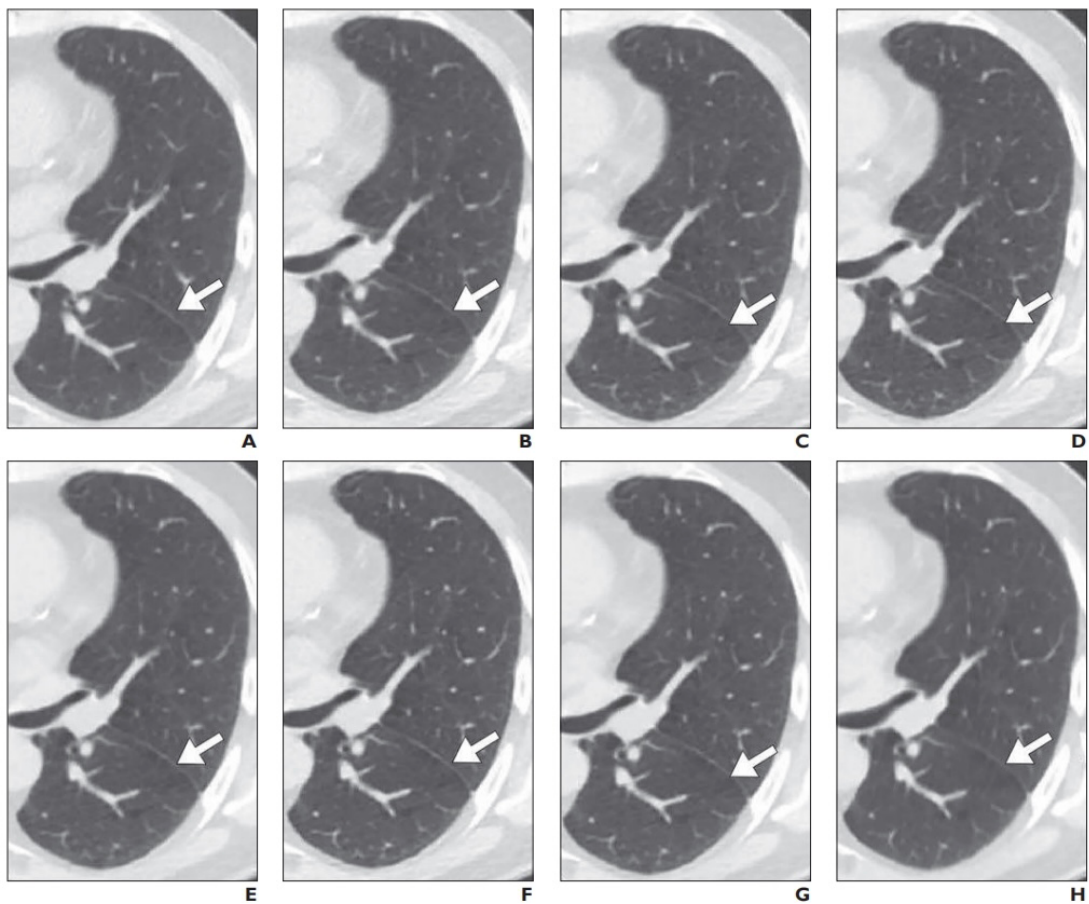


图 2。65 岁男子 (体重 82 公斤) 的横向胸部 CT 图像在护理标准和毫西弗剂量下获得, 并使用滤波反投影 (FBP) 和各种迭代重建技术进行重建。根据护理标准 FBP 和毫西弗 FBP、毫西弗自适应统计迭代重建 (ASIR) 和毫西弗 SafeCT (MedicVision) 图像, 对叶裂 (箭头) 进行最佳描述。在毫西弗基于模型的迭代重建 (MBIR) 后的图像未达到理想要求。

A-H, 护理标准 FBP (A), 毫西弗 FBP (B), 50%混合的 ASIR (C), 70%混合的 ASIR (D), SafeCT 胸部 4 设置 (E), SafeCT 肺 1 设置 (F), SafeCT 肺 2 设置 (G) 和 MBIR (H)。

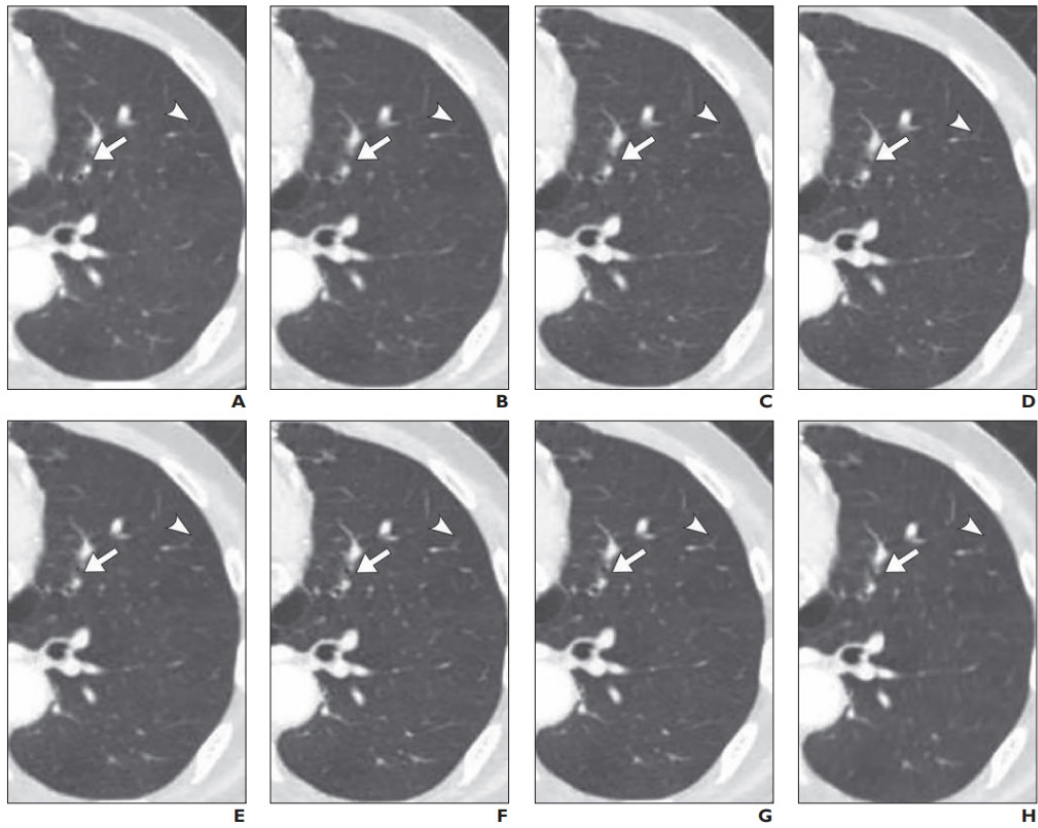


图3。77岁男子（体重64公斤）的横向胸部CT图像在护理标准和毫西弗剂量下获得，并使用滤波反投影（FBP）和各种迭代重建技术进行重建。根据护理标准FBP和毫西弗FBP、毫西弗自适应统计迭代重建（ASIR）和毫西弗SafeCT（MedicVision）图像，对亚段支气管壁（箭头）和外周小血管（箭头）进行最佳描述。在毫西弗基于模型的迭代重建（MBIR）后的图像未达到理想要求。

A-H，护理标准FBP（A），毫西弗FBP（B），50%混合的ASIR（C），70%混合的ASIR（D），SafeCT胸部4设置（E），SafeCT肺1设置（F），SafeCT肺2设置（G）和MBIR（H）。

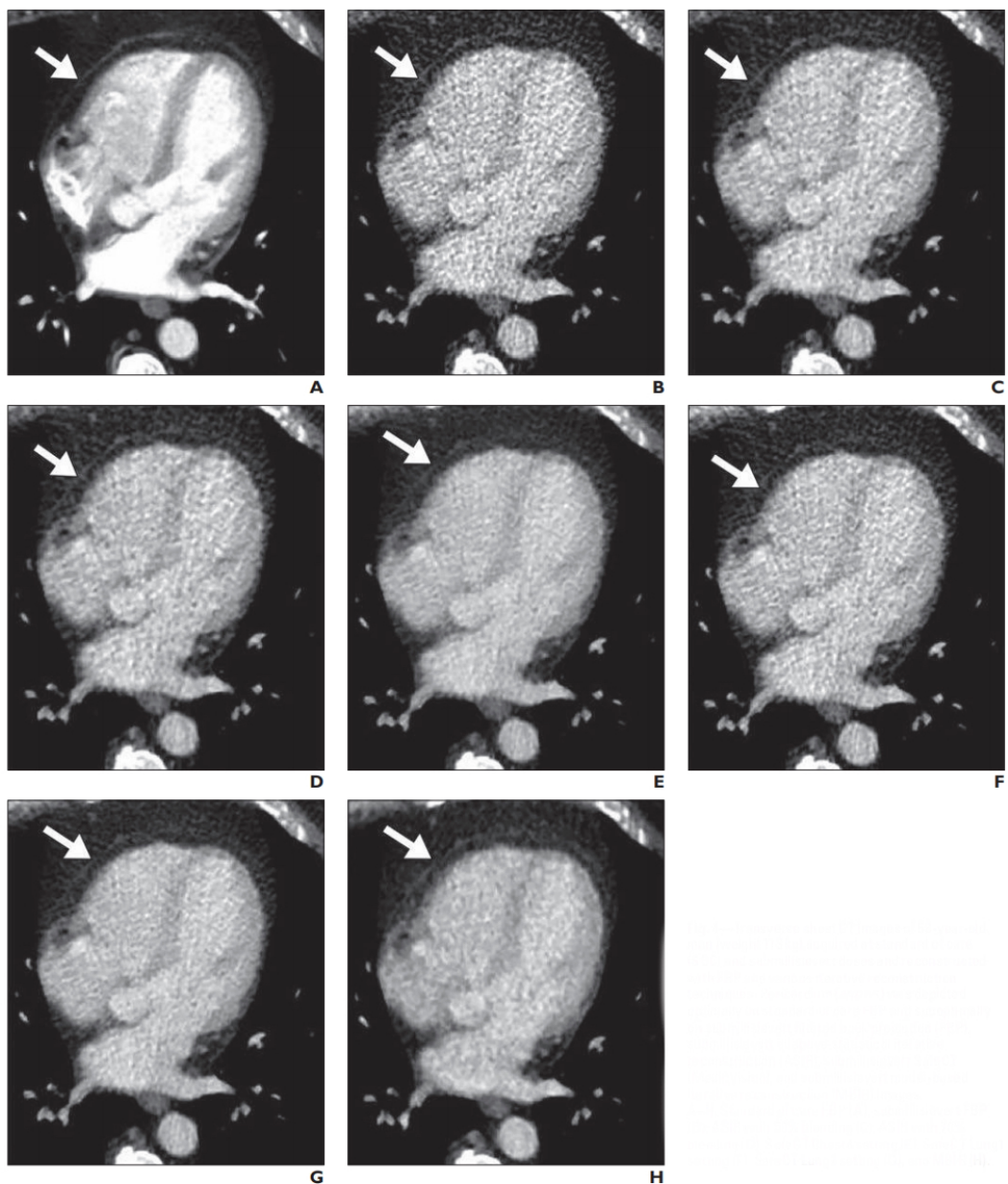


图4。58岁男子（体重113公斤）的横向胸部CT图像在护理标准（SOC）和毫西弗剂量下获得，并使用滤波反投影（FBP）和各种迭代重建技术进行重建。根据护理标准FBP和毫西弗FBP、毫西弗自适应统计迭代重建（ASIR）和毫西弗 SafeCT（MedicVision）图像，对心包（箭头）进行最佳描述。在毫西弗基于模型的迭代重建（MBIR）后的图像未达到理想要求。A-H，护理标准FBP（A），毫西弗FBP（B），50%混合的ASIR（C），70%混合的ASIR（D），SafeCT胸部4设置（E），SafeCT肺1设置（F），SafeCT肺2设置（G）和MBIR（H）。

对象和方法

选择患者

机构审查委员会的人类研究理事批准了我们前瞻性的临床研究。在接受护理标准的临床胸部 CT 之前，50 名成年患者（33 名男性和 17 名女性）书面知情同意以毫西弗剂量获取额外的影像序列。减少管电流获取的毫西弗序列与护理标准胸部 CT 相比，扫描长度相等。本研究中，包括护理标准常规胸部 CT 的血液动力学稳定患者，以及能够为毫西弗 CT 序列提供书面知情同意的患者。排除无法屏住呼吸或静止不动 10 秒钟或有造影剂过敏史的患者，接受了紧急 CT 的患者和怀孕或准备怀孕的妇女也被排除在外。记录了所有参与患者的体重和身高。为所有患者计算体质指数（BMI）。

扫描技术

所有患者都使用 64-MDCT 扫描仪（Discovery CT750 HD，GE 医疗）进行扫描。患者以机架等中心为中心，在 80kV 和 20mAs 下获得胸部定位 X 光片。

患者被要求 CT 扫描期间避免任何自主移动。在获得 10s 内护理标准胸部 CT 后，在同一身体区域和扫描长度上获得毫西弗序列。对毫西弗序列（估计有效剂量略低于 1mSv），目标剂量长度乘积（DLP）在相同扫描长度上略低于 70 mGy×cm，转换系数为 0.014【15】。通过使用较低的固定管电流来降低毫西弗序列的剂量，以获得目标 DLP。除管电流外，所有扫描参数均保持恒定，包括 120 千伏管压、0.984:1 的间距、0.5 秒机架旋转时间、螺旋采集模式、每次机架旋转 39.37 毫米工作台进给、64×0.625 毫米探测器配置、2.5 毫米重建层厚和 2.5 毫米重建层间隔。没有额外的 IV 造影剂材料用于毫西弗序列的交流采集。

图像重建

常规的 FBP 图像重建技术具有更佳的图像噪声和伪影，因为它没有准确考虑 X 射线光子统计和系统硬件细节，如焦点尺寸和探测器。

ASIR 是一种混合迭代重建技术，涉及与 FBP 图像混合，并考虑到主要影响图像噪声的光子和电子噪声；在之前的出版物中，这种技术已经有过描述。

MBIR 是一种纯粹的迭代重建技术，不与 FBP 图像混合。除了和 ASIR 一样的光子和噪声统计模块外，MBIR 还结合了更准确的 X 射线焦点尺寸、主动探测器尺寸以及图像体素形状和尺寸。最近引入了几种其他图像重建技术，如 IRIS 和 SAFIRE（Siemens 医疗）、iDose（Philips 医疗）和 AIDR-3D（东芝医疗系统），但没有包括在这项研究中【6、16】。MBIR 是一种完整的迭代重建技术，与其他迭代重建技术（包括 ASIR，几乎是实时的）相比，单个数据集的重建时间更长，约为 30-60 分钟。

SafeCT 技术处理 FBP 图像去噪。SafeCT 图像处理基于 3D（GiRR3D，Medic Vision）技术中的通用迭代复古重建。GiRR3D 可以对低剂量 CT 图像进行容积回顾性重建，降低噪音的同时保持精细的结构细节。它利用 CT 噪声分布和信噪比增强的统计先验知识来生成较低噪声的图像，并保留图像细节。SafeCT 是一种独立供应商的技术，可以处理来自任何供应商 CT 的 FBP 图像。因为 SafeCT 主要是一种基于 DICOM 图像的技术，几乎可实时处理图像【5】。

使用 FBP 技术重建护理标准胸部 CT 序列。使用 FBP、ASIR（与 FBP 的混合百分比分别为 50%和 70%）和 MBIR 重建毫西弗序列的窦腔数据。FBP、ASIR 和 MBIR 图像由扫描仪生成，层厚 2.5 毫米，层间隔 2.5 毫米。在离线处理工作站上，使用薄 FBP 图像（0.6 毫米）生成 SafeCT 图像（三种设置：胸部 4、肺 1、肺 2）。在图像处理工作站上，将处理后的 0.6 毫米图像重建回 2.5 毫米的层厚。所有 400 个序列（护理标准剂量 FBP 图像、毫西弗剂量 FBP、ASIR（混合比 50%和 70%）、MBIR 和 SafeCT 图像， $n = 8$ 序列/患者 $\times 50$ 位患者=400 个总图像序列）都接受了诊断图像质量评估。

主观图像评估

在标准 DICOM 图像查看器（ClearCanvas 工作站、ClearCanvas）的帮助下，符合 DICOM 标准的自动校正显示器形成了 200 万像素分辨率的主观评估图像。所有图像数据集都由两名经验丰富的胸部放射科医生（拥有 32 年和 16 年的经验）以盲选和随机的方式独立评估。两位放射科医生都接受过一期针对两位患者 CT 图像评估培训，这两例胸部 CT 检查不包括在本次研究分析中。首先展示毫西弗 FBP 图像来评估病变检测。然后，同时展示所有八个图像序列以供评估，包括护理标准胸部 CT 和毫西弗序列。所有八个序列都以相同的窗口宽度和水平设置显示（肺：宽度 1500 HU；水平-600 HU；纵隔：宽度 350 HU；水平 50 HU）。除了默认的预选肺和纵隔设置外，放射科医生可以根据他们自己评估的舒适度来更改窗口宽度和水平。

病变检测在肺和纵隔窗口分别进行，并记录下临床上所有重要的病变。记录了最小或不易察觉的病变的位置、大小和衰减。在现有的病灶边缘、诊断可信度和毛玻璃影（GGO）的可见度方面，主观图像质量以 3 分制进行评估（1、较差；2、几乎相等；3、更好）。在肺窗口上评估肺外 2cm 的肺血管、亚段支气管壁和叶裂的小结构的最佳可见度（0 是不可接受；1 是可接受）。在纵隔窗口以类似的规模评估心包、小淋巴结和乳腺内血管。在没有明确病变的患者中，仅评估正常结构的可见度。

客观图像评估

在 DICOM 图像查看器上测量所有影像序列的客观性图像噪声和 CT 数。每个图像序列在气管气柱和腹水平胸降主动脉（不接触壁以覆盖至少三分之二的管腔）处放置三个圆形兴趣区（ROI）。避免了胸降主动脉的钙化。

创建了噪声谱密度图，以评估不同图像重建技术的噪声模式和趋势。噪声谱密度图被定义为每单位带宽或频率的噪声功率，并通过测量噪声的方差和空间频率来评估不同重建技术中的噪声模式和趋势。噪声谱密度图比 CT 数【3】有更好的强度和噪声分布模式（MTF）【3】。另一方面，调制传递函数（MTF）描述了 CT 系统的空间分辨率。此外，MTF 有助于描述线性和空间不变 CT 系统的分辨率【5、17】。所有 CT 检查的剂量信息页记录了 CT 辐射剂量描述符号，如容积 CT 剂量指数（CTDIvol）和剂量长度乘积（DLP）。通过将 DLP 乘以 $0.014 \text{ mSv/mGy} \times \text{cm}$ 得出估算的有效剂量【15】。测量了所有患者的中叶前后和侧直径。有效直径由前后和侧直径乘积的平方根计算。

统计分析

使用标准统计软件（SPSS，版本 21，IBM）对数据进行分析。进行配对的样本 t 测试，以比较 CT 数和定量客观噪声。使用魏克森讯号等级检定来比较主观图像质量和病变评估的等级分类。0.05 的 p 值与 95% 的 CI（心脏指数）被认为很重要。使用卡帕统计数据评估观测者间的能力差异。根据卡帕值，协议的强度被归类为差<0.2；公平 0.2 至<0.4；中等 0.4 至<0.6；良好 0.6 至<0.8；非常好 0.8 至 1。

表 1：毫西弗滤波后投影（FBP）和迭代重建技术的主观图像质量的可见性和诊断可接受性分数

Reader and Score	Filtered Back Projection	ASIR		MBIR	SafeCT Setting		
		50% Blending	70% Blending		Chest4	Lung1	Lung2
Reader 1							
Lesion margin							
1				1/50			
2	50/50	50/50	50/50	49/50	50/50	50/50	50/50
Diagnostic acceptability							
2	50/50	50/50	50/50	50/50	50/50	50/50	50/50
Small vessels in lungs							
0			1/50	5/50			
1	50/50	50/50	49/50	45/50	50/50	50/50	50/50
Major fissures							
0	1/50	1/50	2/50	22/50	1/50	1/50	1/50
1	49/50	49/50	48/50	28/50	49/50	49/50	49/50
Subsegmental bronchial wall							
0			2/50	9/50			
1	50/50	50/50	48/50	41/50	50/50	50/50	50/50
Subcentimeter lymph node							
0	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50
1	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50
Pericardium							
0	15/50	16/50	16/50	15/50	19/50	17/50	17/50
1	35/50	34/50	34/50	35/50	31/50	33/50	33/50
Internal mammary vessels							
0	1/50	1/50	1/50	2/50	3/50	2/50	2/50
1	49/50	49/50	49/50	48/50	47/50	48/50	48/50

(Table 1 continues on next page)

Reader and Score	Filtered Back Projection	ASIR		MBIR	SafeCT Setting		
		50% Blending	70% Blending		Chest4	Lung1	Lung2
Reader 2							
Lesion margin							
1				6/50	1/50	1/50	
2	44/50	43/50	43/50	41/50	42/50	34/50	42/50
3	6/50	7/50	7/50	3/50	7/50	15/50	8/50
Diagnostic acceptability							
1	1/50	1/50	1/50	4/50	2/50	1/50	
2	47/50	47/50	47/50	44/50	46/50	47/50	48/50
3	2/50	2/50	2/50	2/50	2/50	2/50	2/50
Small vessels in lungs							
0				1/50	1/50		
1	50/50	50/50	50/50	49/50	49/50	50/50	50/50
Major fissures							
0	4/50	4/50	2/50	12/50	5/50	3/50	4/50
1	46/50	46/50	48/50	38/50	45/50	47/50	46/50
Subsegmental bronchial wall							
0	6/50	7/50	10/50	14/50	5/50	1/50	
1	44/50	43/50	40/50	36/50	45/50	49/50	50/50
Subcentimeter lymph node							
0	3/50	1/50				5/50	
1	47/50	49/50	50/50	50/50	50/50	45/50	50/50
Pericardium							
0	3/49	3/49	4/49	3/49	4/49	3/49	4/49
1	46/49	46/49	45/49	46/49	45/49	46/49	45/49
Internal mammary vessels							
0	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50	1/50
1	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50	49/50

Note—Data are number/total patients. ASIR = adaptive statistical iterative reconstruction, MBIR = model-based iterative reconstruction. SafeCT manufactured by Medivision.

结果

我们研究中包含的患者的平均年龄（±标准差）、体重和体质指数（BMI）分别为 62±10 岁、79±16 公斤和 26.3±4.7 千克/平方米。测量的平均（±SD）有效直径为 31±3 厘米。

辐射剂量

护理标准胸部 CT 的平均（±标准差）CTDIvol、DLP 和有效剂量分别为 8.0±4.4mGy、299±161mGy×cm 和 4.2±2.3mSv。护理标准毫西弗胸部 CT 检查和毫西弗胸部 CT 的相应值分别为 1.8±0.2mGy、66±3.3mGy×cm 和 0.9±0.1mSv。

主观图像质量

表 1 总结了两位放射科医生的图像质量评分。共检测到 287 个病变，包括小于 1 厘米的非钙化肺结节（n = 162），磨玻璃影 GGO（n = 25）；肺气肿（n = 13）；钙化肉芽肿（n = 10）；支气管壁增厚（n = 9）；肺囊肿（n = 12）；纵隔淋巴结（n = 5）；胸腔积液（n = 3）；肺不张（n = 10）；冠状动脉钙化（n = 14）；甲状腺结节（n = 4）；肝囊肿（n = 7）；以及其他异常（n = 13），包括马赛克衰减、骨病变、食管裂孔疝和实质疤痕环。对大小小于 1 厘米（93/287）的病变进行了详细分析。

无论重建技术如何，与毫西弗图像相比，护理胸部 CT 图像上没有发现额外的病变；无论重建技术如何，护理标准 CT 和毫西弗图像之间的诊断可信度没有显著差异。无论应用于

毫西弗 CT 的重建技术如何，毫西弗胸部 CT 的病变大小和衰减被认为与护理标准胸部 CT 相等。与标准护理胸部 CT 图像相比，毫西弗 MBIR 图像的病变边缘可见度是不可接受的，如选读 1 的一位患者（1/50， $p = 0.3$ ）和选读 2 的 6 位患者（6/50， $p = 0.014$ ）（图 1）。在毫西弗 MBIR 图像上，病变边缘不可接受的患者的有效直径大于可接受病变边缘的患者（ $p = 0.7$ ）。然而，这两组患者的体重或 BMI 没有显著差异（ $p = 0.4$ ）。

毫西弗 FBP、ASIR 和 SafeCT 图像被认为可以接受肺部结构的可视化，包括肺外 2 厘米的小血管、亚段支气管壁和叶裂。然而，两位放射科医生都发现，毫西弗 MBIR 下图像对于肺窗图像上正常结构的可见性是不可接受的。当与几个患者的护理标准相比（12-22/50， $p < 0.002$ ），毫西弗 MBIR 图像叶裂的可见度要低得多（图 2）。在毫西弗 MBIR 图像上叶裂可见度不可接受的患者的有效直径大于叶裂可见度可接受的患者（ $p = 0.01$ ）。

同样，与标准护理胸部 CT 图像相比，毫西弗 MBIR 图像（9-14/50， $p < 0.002$ ）的亚段支气管壁的可见度并不理想。此外，毫西弗 MBIR 图像与标准护理胸部 CT 图像相比，一些患者的肺血管可见性是不可接受的（5/50， $p = 0.024$ ）（图 3）。

与标准护理胸部 CT 图像（ $p < 0.001$ ）相比，无论重建技术如何，所有毫西弗图像的心包可见度（患者 $n = 3-19/50$ ）都不理想（图 4）。心包次佳可见度的患者的有效直径大于心包最佳可见度的患者。观察者之间的一致意见是公平且中立的（ $k = 0.3-0.5$ ）。然而，与标准护理胸部 CT 图像相比，无论重建技术如何，小淋巴结和乳腺内血管的可见性都是最佳的。

客观图像质量

表 2 总结了详细的客观测量结果。使用不同的迭代技术重建的毫西弗图像的 CT 数没有显著差异（ $p = 0.9$ ）。与毫西弗 FBP、ASIR 和 SafeCT 图像相比，胸降主动脉和气管气柱的平均客观噪声明显降低（ $p < 0.0001$ ）。毫西弗 MBIR 的胸降主动脉图像噪声与毫西弗 SafeCT、ASIR 和 FBP 的相比分别降低了 28%（13/18）、38%（13/21）和 59%（13/32）。尽管 SafeCT 在频率上的噪声谱密度相比下降，毫西弗 FBP、ASIR 和 SafeCT 图像显示了类似的噪声谱密度图（图 5）。在噪声谱密度图上，与我们研究中评估的其他技术相比，毫西弗 MBIR 的图像噪声最低，噪声谱清晰更均匀。

TABLE 2: Objective Image Noise

Reconstruction Techniques	Descending Thoracic Aorta		Trachea Air
	Value	<i>p</i>	
Standard of care FBP			
Mean attenuation (HU)	203 ± 102		-949 ± 18
SD of attenuation (HU)	16 ± 3		15 ± 4
Submillisievert FBP			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-957 ± 12
SD of attenuation (HU)	32 ± 6	< 0.001	25 ± 5
Submillisievert ASIR 50% blending			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-957 ± 12
SD of attenuation (HU)	22 ± 4	< 0.001	25 ± 8
Submillisievert ASIR 70% blending			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-959 ± 14
SD of attenuation (HU)	19 ± 3	< 0.001	24 ± 9
Submillisievert SafeCT Chest4 setting			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-956 ± 12
SD of attenuation (HU)	14 ± 3	< 0.001	24 ± 7
Submillisievert SafeCT Lung1 setting			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-956 ± 12
SD of attenuation (HU)	24 ± 4	< 0.001	25 ± 5
Submillisievert SafeCT Lung2 setting			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-958 ± 14
SD of attenuation (HU)	16 ± 3	< 0.001	25 ± 5
Submillisievert MBIR			
Mean attenuation (HU)	131 ± 66	0.9	-952 ± 13
SD of attenuation (HU)	13 ± 2	< 0.001	12 ± 3

Note—FBP = filtered back projection, ASIR = adaptive statistical iterative reconstruction, MBIR = model-based iterative reconstruction. SafeCT manufactured by MedicVision. Submillisievert MBIR images had lower image noise compared with submillisievert FBP, ASIR (50% and 70% blending), and SafeCT (Chest4, Lung1, and Lung2 settings).

讨论

由于计算能力效率低，迭代重建技术的临床使用直到最近才解除限制。常规迭代重建技术需要更长时间重建的原因之一是，经几次迭代后才能在低速计算机处理单元上生成令人满意的图像。与迭代重建技术相比，基于分析重建的FBP所需的计算能力要少得多。虽然FBP今天仍然在临床环境中被广泛使用，但因为它对CT投影数据做出很多错误假设，使它无法在低辐射剂量下获得最佳结果。因此，特别是在低辐射剂量下，FBP图像具有更佳的噪声和伪影。

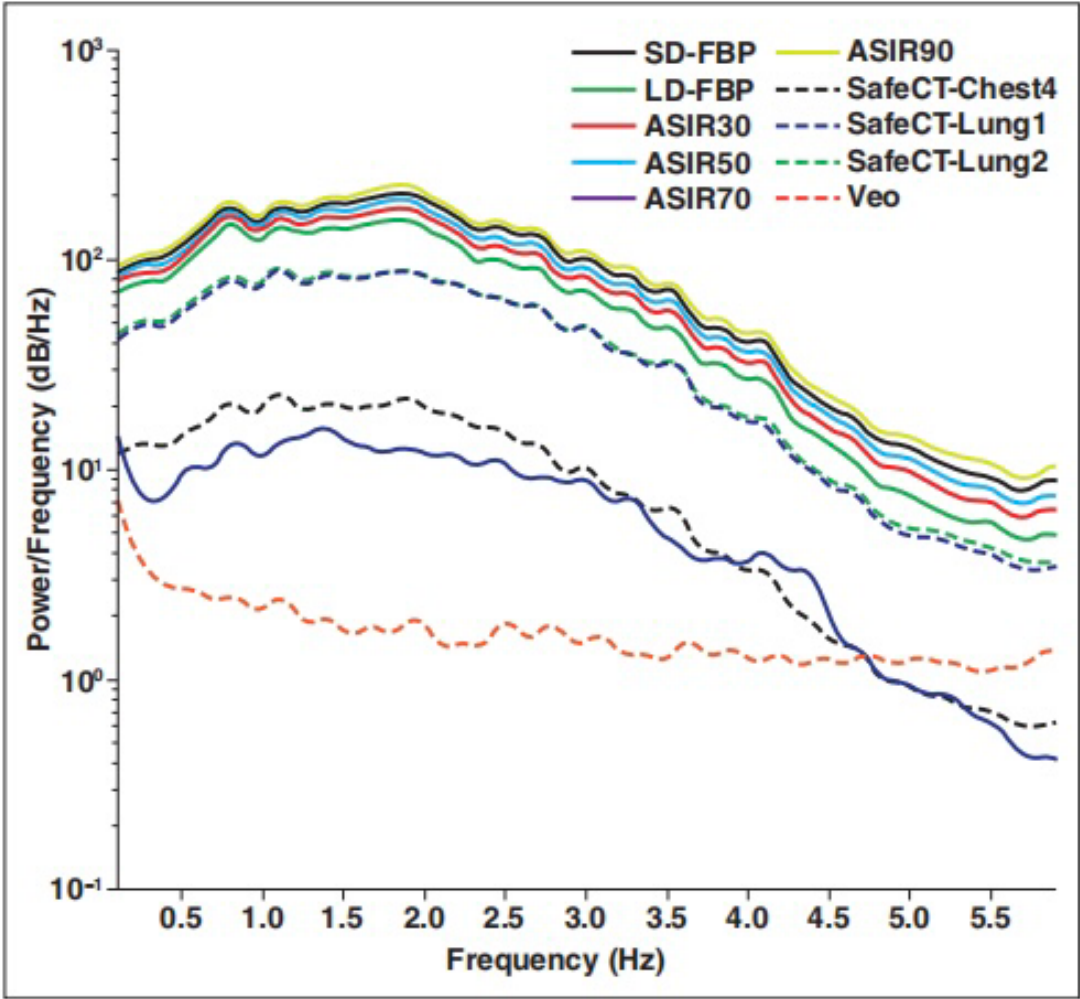


图 5。噪声谱密度图显示了标准护理滤波反投影(FBP) (黑色实线)、毫西弗 FBP(蓝色实线)、30%的自适应统计迭代重建(红色实线)、50%(深绿色实线)、70%(紫色实线)、90%(浅绿色实线)混合的噪声模式差异; SafeCT(MedicVision)与胸 4(黑线虚线), 肺 1(蓝线虚线), 和肺 2(绿线虚线); 以及基于模型的迭代重建(Veo, GE 医疗, 虚线)。

降低患者辐射剂量的需求日益增长,因此开发了高效计算硬件和更高效的迭代重建技术,且多款迭代重建技术被广泛应用于商业化CT系统【7】。之前迭代重建技术相关的研究表明,以较低的辐射剂量扫描患者来获得临床上可接受的低噪图像的可能性【3-4】。对于ASIR技术, Singh等人【1】的报告称,与CTDIvol降至3.5 mGy的FBP相比,胸部CT可以降噪38%

且保证诊断信心。对于 MBIR 技术, Vardhanabhuti 等人【4】的报告称, MBIR 在 0.9 mSv (约 2mGy) 的辐射剂量下, 胸部 CT 的图像质量降噪且得到提升。此外, MBIR 重建的超低辐射剂量胸部 CT 图像 (0.3-0.4 mSv) 已被发现可用于肺结节检测【6、7】。

据我们所知, 还没有不同 CT 供应商的多种迭代重建技术的患者研究比较。我们发现, FBP、ASIR、MBIR 和 SafeCT 允许在 2 mGy 的 CTDIvol 或毫西弗辐射剂量水平 (0.9 mSv) 下获得的胸部 CT 可成为肺病变评估的首选。然而, 这些重建技术都不是评估纵隔细微结构 (如心包) 的最佳方法。尽管与其他重建技术 (SafeCT、ASIR 和 FBP) 相比, 毫西弗 MBIR 图像噪声最低, 但对评估正常解剖肺结构 (如叶裂、亚段支气管壁和小外周血管) 的可见性是次优选择。对于横截面直径较大 (有效直径>32 厘米) 的患者来说尤其值得注意。毫西弗 MBIR 图像上正常肺结构的不显性可能是由于图像过度去噪或边缘增强缺失, 这些边缘可以去除或模糊这些细节。顺便提一句, 之前的研究没有报告过 ASIR、MBIR 和 FBP 的 MTF 之间的任何差异【18】。

我们还注意到, 在毫西弗 MBIR 图像上出现了整体斑点和像素化外观。在我们的研究中, 毫西弗 FBP、ASIR 和 SafeCT 图像中没有看到这种外观。之前的研究报告过在 ASIR 和 MBIR 中有这种现象【6、7】。由于 ASIR 算法的进步, 现在在 ASIR 技术中, 这种外观出现的频率较低。与其他技术相比, 具有侵略性降噪的像素化外观可以解释 MBIR 图像噪声谱密度评估中的独特降噪模式。我们还注意到, 肺细微结构模糊可能是由于 MBIR 图像的斑点和像素化外观明显增加。

虽然我们的研究支持低辐射剂量 (低至 0.3 mGy CTDIvol) 在肺部进行不受限的肺结节检测【6】, 但据我们所知, 解剖肺部细微结构的最佳可见性的缺失还未被评估。我们的发现至少提出了一种可能性, 即在毫西弗剂量水平下的 MBIR 图像中, 可能会错过细微但重要的异常, 如轻度纤维增厚、节状和叶间裂增厚, 特别是体型较大的患者 (有效直径>32 厘米) 中。遗憾的是, 我们没有发现毫西弗 MBIR 可能无法对任何体重较轻的患者中这些结构进行最佳描述。

我们研究的另一个含义是, 与 ASIR 和 SafeCT 相比, 2 mGy 下的 FBP 在正常和异常发现的可见性方面具有相似的性能。虽然与毫西弗 FBP 图像相比, 毫西弗 ASIR 和 SafeCT 图像的客观图像噪声明显降低, 但这一发现并不代表, 使用 ASIR 技术对胸部 CT 正常或异常发现有增加或带来更好的可见性。

我们的研究有一些局限性。首先, 这项研究的样本规模限制在 50 名患者。我们无法进行有力的分析来确定我们研究所需的样本量。其次, 在标准护理 CT 后, 毫西弗胸部 CT 有一定的延迟, 因此图像对比度较低。相比之下, 这种差异会影响肺部和介质结构的外观以及图像质量评估。第三, 我们没有评估低于 2 mGy 的辐射剂量胸部 CT 检查的效果, 特别是对针对小体型患者和肺结节评估, 这些迭代重建技术可能是有效果的。我们还在固定管电流下获得了毫西弗胸部 CT。本研究没有评估自动管电流调节的效果, 因为我们研究的目的是评估无论患者体型大小, 恒定毫西弗剂量对患者胸部 CT 的可行性。因此, 自动管电流调制扫描 CTDIvol 前和扫描后之间存在高达 10% 的变化, 我们无法准确地预测毫西弗胸部 CT 所需的目标 CTDIvol。此外, 在我们的研究中, 降低千伏对减少剂量的影响没有那么大。由于整体斑点和像素化外观, 毫西弗 MBIR 图像具有独特的图像外观, 因此很难进行“真正”的盲选和随机图像评估。MBIR 对标准护理剂量 CT 的影响没有进行评估, 因为我们研究的主要目的

是评估 MBIR（一种前瞻性技术）应用于 CT 从来大幅减少辐射剂量的效果。

总之，2 mGy 的 CTDIvol 下，毫西弗图像在诊断上是可以接受的——即使使用 FBP 也能用于评估肺部情况。然而，毫西弗 FBP 和所有迭代重建技术对纵隔结构的可见性来说都是次优的。与其他重建技术相比，毫西弗 MBIR 下图像在正常肺结构的可见性方面并不理想，显示最低的图像噪声。

参考文献

1. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology* 2011; 259:565 - 573
2. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230:619 - 628
3. Singh S, Kalra MK, Do S, et al. Comparison of hybrid and pure iterative reconstruction techniques with conventional filtered back projection: dose reduction potential in the abdomen. *J Comput Assist Tomogr* 2012; 36:347 - 353
4. Vardhanabhuti V, Loader RJ, Mitchell GR, Riordan RD, Roobottom CA. Image quality assessment of standard- and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms. *AJR* 2013; 200:545 - 552
5. Pourjabbar S, Singh S, Singh AK, et al. Preliminary results: prospective clinical study to assess imagebased iterative reconstruction for abdominal computed tomography acquired at 2 radiation dose levels. *J Comput Assist Tomogr* 2014; 38:117 - 122
6. Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Modelbased iterative reconstruction technique for ultralow-dose computed tomography of the lung: a pilot study. *Invest Radiol* 2012; 47:482 - 489
7. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, et al. Modelbased iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Eur Radiol* 2012; 22:1613 - 1623
8. Kalra KK, Woisetschlager M, Dahlstrom N, et al. Sinogram affirmed iterative reconstruction of low dose chest CT: effect on image quality and radiation dose. *AJR* 2013; 201:[web]W236 - W244
9. Khawaja RD, Singh S, Gilman M, et al. Computed tomography (CT) of the chest at less than 1 mSv: an ongoing prospective clinical trial of chest CT at submillisievert radiation doses with iterative model image reconstruction and iDose4 technique. *J Comput Assist Tomogr* [Epub 2014 Mar 19]
10. Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, et al. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology* 2010; 256:261 - 269
11. Kalra MK, Maher MM, Blake MA, et al. Detection and characterization of lesions on low-radiation-dose abdominal CT images postprocessed with noise

reduction filters. Radiology 2004; 232:791 - 797

12. Leipsic J, Nguyen G, Brown J, Sin D, Mayo JR. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. AJR 2010; 195:1095 - 1099

13. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. AJR 2009; 193:764 - 771

14. Hu XH, Ding XF, Wu RZ, Zhang MM. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. Clin Radiol 2011; 66:1023 - 1029

15. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dualenergy scanning. AJR 2010; 194:881 - 889

16. Pontana F, Pagniez J, Flohr T, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection. Part 1. Evaluation of image noise reduction in 32 patients. Eur Radiol 2011; 21:627 - 635

17. Friedman SN, Fung GS, Siewerdsen JH, Tsui BM. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom. Med Phys 2013; 40:051907

18. Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology 2010; 257:373 - 383