

基于图像线性融合的低剂量CT成像

李大鹏¹, 田秀梅²

1. 南方医科大学南方医院设备器材科, 广东 广州 510515; 2. 南方医科大学生物医学工程学院, 广东 广州 510515

【摘要】提出一种基于图像线性融合的低剂量CT成像策略。首先采用弦图恢复技术对低剂量投影数据进行预处理,然后将处理前后的投影数据分别进行滤波反投影(FBP)重建,最后将两幅重建图像进行线性融合得到合成图像。与低剂量FBP重建图像和弦图恢复后的FBP重建图像相比,合成图像在噪声抑制和分辨率保护之间取得了平衡,在60%时取得较佳兼顾性。

【关键词】低剂量;CT成像;弦图恢复;滤波反投影;线性融合

【中图分类号】R319

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)08-0814-04

Low-dose CT imaging based on image linear fusion

LI Da-peng¹, TIAN Xiu-mei²

1. Department of Equipment, Nanfang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 2. Department of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: In the paper, an image linear fusion framework for low-dose CT imaging was proposed. A sinogram restoration method was firstly adopted to preprocess the low-dose projection data, and the original and preprocessed projection data were reconstructed by filtered back-projection (FBP) method. Finally, the fusion image of these two reconstructed images was obtained by linear fusion. The low-dose FBP reconstructed image was compared with the sinogram restoration FBP reconstructed image. The fusion image achieved a reasonable balance between noise reduction and resolution preserving, and 60% fusion image performed better.

Key words: low-dose; CT imaging; sinogram restoration; filtered back-projection; linear fusion

前言

滤波反投影(Filtered Back-Projection, FBP)方法作为解析重建方法的代表,运算速度快,一直被作为CT图像重建方法的基础和“金标准”^[1]。因此,FBP重建方法广泛用于常规CT成像设备中。然而FBP重建方法容易受统计波动干扰,导致重建图像中存在大量噪声。由于FBP重建方法的这一局限性,在低剂量CT成像中,降低扫描剂量将不可避免地导致图像噪声增加、降低CT图像质量以及疾病影像诊断的准确率^[2-5]。

为了减少剂量降低而导致重建图像引入的噪声和伪影^[6-10],许多基于统计迭代的重建方法被引入到低剂量CT成像中^[11-13]。这些统计迭代方法均是通过

对CT系统成像几何以及投影数据噪声统计特性进行数学建模,大体可以分为以下两类:一类是弦图恢复方法^[5-7],根据探测的投影数据的统计模型构建目标函数,然后经多次迭代最小化或者最大化目标函数来恢复原始的噪声数据;另一类是统计迭代重建^[6,10],相比于解析重建充分考虑了系统成像模型和投影数据噪声模型,可以更大程度地去除重建图像中的噪声和伪影。然而,弦图恢复方法是假定所有投影数据均满足噪声方差为一常数,在对投影数据进行降噪处理的过程,将导致重建图像中细节信息的损失,从而使对应的重建图像分辨率损失严重。对于统计迭代重建方法,随着近年来成像硬件的飞速发展,重建时间长将不会阻碍其在临床中的应用。但从视觉阅片方面,统计迭代重建方法得到的图像与临床影像医生平常所熟悉的带有噪声的FBP重建图像略有不同,表现为“蜡状效应”,使临床影像医生较难适应。

近年来,美国通用医疗在最新一代CT成像设备

【收稿日期】2016-06-03

【作者简介】李大鹏,本科,工程师,主要研究方向:医疗器械维护, E-mail: 19531555@qq.com

中引入了自适应统计迭代重建(Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, ASIR)技术^[14]。ASIR 技术通过线性混合的方式将统计迭代重建中每一步迭代得到的 SIR 重建结果与传统的 FBP 重建结果进行组合, 作为下一步迭代初值, 从而使得重建图像与单独使用 FBP 相比噪声水平更低。受 ASIR 技术启发, 本文基于弦图恢复方法, 提出一种基于图像线性融合的低剂量 CT 成像新方法。首先采用弦图恢复技术对低剂量投影数据进行预处理, 然后将处理前后的投影数据分别进行 FBP 重建, 最后将两幅重建图像进行线性融合得到合成图像。由于所提方法是在解析重建的前提下, 通过弦图恢复进行噪声和伪影的抑制, 因此不会带来统计迭代重建方法所引起的图像“蜡状效应”, 更易于临床影像医生接纳。

1 方法

1.1 弦图域 CT 噪声模型

在弦图域, 对数变换校正后的投影数据, 即 Sino-gram 数据, 可以近似为高斯分布, 数据均值和方差之间满足一种非线性关系 φ ^[7-8], 具体表示为下述解析形式:

$$\sigma_i^2 = \varphi(K_i, \lambda_i, \eta) \quad (1)$$

其中, λ_i 和 σ_i^2 分别为探测器通道 i 对应弦图数据的均值和方差, η 是尺度参数, K_i 是不同探测器通道的自适应参数。

1.2 低剂量 CT 弦图去噪

基于公式(1)中描述的投影数据噪声特性, Wang 等^[9]提出基于惩罚加权最小二乘(Penalized Weighted Least-Squares, PWLS)的弦图恢复方法, 首先利用 Karhunen-Loève(KL)变换去除相邻投影角下的探测数据信号之间的相关性, 然后在 KL 变换域构建 PWLS 目标函数。因为 KL-PWLS 方法考虑到低剂量 CT 的噪声特性, 所以噪声和条形伪影抑制效果好。KL-PWLS 方法的目标函数可以表述为:

$$\arg \min_{\tilde{q}_l \geq 0} (\tilde{y}_l - \tilde{q}_l)' \tilde{\Sigma}_l^{-1} (\tilde{y}_l - \tilde{q}_l) + \beta \tilde{R}(\tilde{q}_l) \quad (2)$$

其中, \tilde{y}_l 和 \tilde{q}_l 分别为弦图域中探测的投影数据 y 和估计值 q 的第 l 个 KL 成分; $\tilde{R}(\tilde{q}_l)$ 是惩罚项; $\tilde{\Sigma}_l$ 是 \tilde{y}_l 的对角方差矩阵; 方差倒数矩阵 $\tilde{\Sigma}_l^{-1}$ 可通过对方差 $\sigma_{i,k}^2$ 用 KL 基向量估计; β 是超参数, 用于调节目标函数中保真项与正则化项之间平衡。为了优化公式(2)中的目标函数, 可以采用 Gauss-Seidel (GS) 更新算法进行求解得到所求结果^[7]。利用 KL-PWLS 方法进行低剂量弦图恢复后, 最终的 CT 图像利用传统的 FBP 算法进行重建。

1.3 低剂量 CT 重建的图像线性融合

本文低剂量 CT 图像线性融合方法采用 ASIR 的技术理念, 通过对弦图恢复处理前后的投影数据分别进行 FBP 重建, 然后以线性融合的方式将含有噪声的 FBP 图像和弦图恢复低噪声的 FBP 图像进行合成, 以实现最终重建图像在降低噪声和保护分辨率两方面的一个平衡。合成图像为两幅 FBP 重建图像的一个线性加权, 表示如下:

$$I_{\text{fusion}} = (1 - w) \cdot I_{\text{raw}} + w \cdot I_{\text{restored}} \quad (3)$$

其中, I_{raw} 和 I_{restored} 分别代表原始投影数据和弦图恢复后投影数据的 FBP 重建图像; w 是图像线性融合的权重因子; I_{fusion} 为线性融合后的图像, 即合成图像。

2 实验与分析

为了评价本文方法的有效性, 我们采用文献[4, 15]所使用的 2D 时钟数字体模进行计算机仿真实验(图 1)。仿真实验中, 我们模拟了 61 keV 下的单能仿真, 其中背景区域为水, 其衰减值设置为 0.020 5 mm^{-1} 。我们选用的 CT 成像几何为单能的扇形束 CT 扫描成像几何, 球管沿圆周轨道环绕一圈 360° 采集 1 160 个投影角度, 每个角度下有 672 个数据采集通道, 探测器单元的间隔为 1.407 mm。探测器板呈弧形排列, 距离 X 线射源中心距离为 1 040 mm, 旋转中心到 X 线射源距离为 570 mm。重建图像的大小为 512×512 。

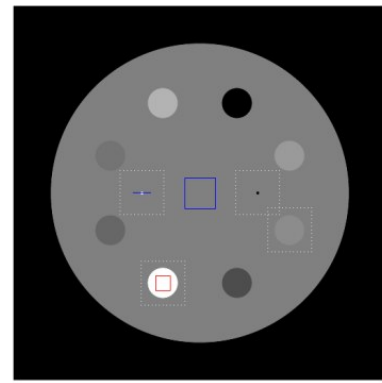


图1 用于仿真的时钟体模

Fig.1 Clock phantom used in simulation

根据已知物质衰减系数以及 X 射线穿过图像像素点的线长, 我们计算得到穿过体模的沿着每条射线方向的投影数据。类似文献[4, 16], 我们首先计算不含噪声的每个路径下的线性积分 f_{li} , 然后根据对数变换域投影数据的统计模型模拟生成每个探测器单元 i 下的噪声测量结果 $\{y_i\}$, 具体如下所示:

$$y_{li} = \text{Poisson}(I_0 \exp(-f_{li})) + \text{Normal}(0, \sigma_e^2) \quad (4)$$

其中, I_0 为入射的 X 线强度; σ_e^2 是背景电子噪声方差。本文 I_0 和 σ_e^2 分别设置为 2.5×10^5 和 11.0, 噪声测量结果 $f_{i,t}$ 可由 $y_{i,t}$ 经对数变换获得。

图2给出了由低剂量CT投影数据经不同方法重建得到的时钟体模图像。图2a为FBP算法采用斜坡滤波器重建得到的结果, 截止频率为奈奎斯特频率。图2b和图2c为FBP算法采用汉宁滤波器重建得到的结果, 截止频率分别为100%和75%。由图2a~图2c可见, 仅使用单纯的频域滤波而不考虑投影数据的噪声统计特性很难抑制图像伪影。图2d为采用PWLS弦图恢复方

法后进行FBP重建的结果, 可以看到图像中的噪声和伪影被明显地抑制, 但是也损失了图像的分辨率。图2e~图2h分别给出本文所提方法的重建结果, 采用的权重因子分别为20%、40%、60%和80%。比较图2e~图2h的结果, 可以看到在权重因子为60%时, 合成图像在噪声抑制和图像外貌上取得较佳的平衡。为了更为清晰地显示图像间的差异, 我们在图2中展示了图1中用虚线方框标记的感兴趣区域(ROI)放大图, 可以看到合成图像相比图2a与图2d随着权重因子的调节, 在图像噪声和分辨率方面进行了相应的权衡。

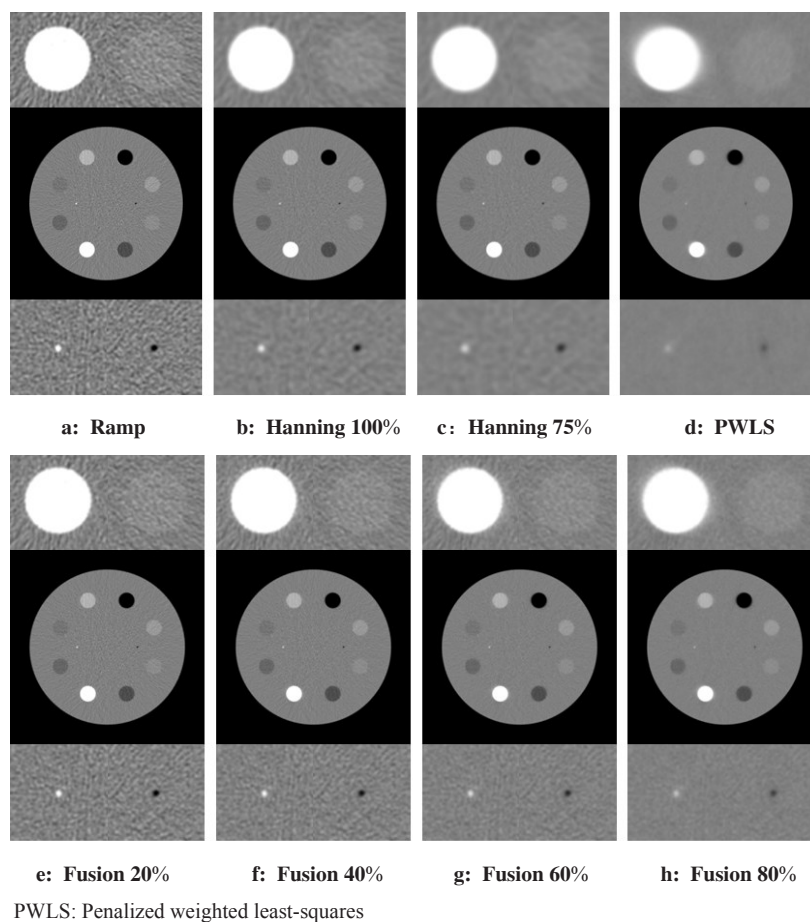


图2 不同重建方法得到的时钟体模图像

Fig.2 Clock phantom images reconstructed by different methods

本文采用4个图像质量评估标准, 分别为信噪比 (Signal to Noise Ratio, SNR)、归一化的均方根误差 (Normalized Mean Square Error, NMSE)、对比度噪声比 (Contrast to Noise Ratio, CNR) 和半高宽 (Full Width at Half Maximum, FWHM)。其中, SNR 和 NMSE 计算的是整幅图像。CNR 根据图1中红色框标记的 ROI 和体模中心蓝色框标记的背景区域计算所得。FWHM 通过图1中绿色剖面线计算所得。表1列出了权重因子 w 分别取值为 0%、10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80%、90% 和 100% 时, 得

到的合成图像对应的4种评估标准值。通过表1可以看到随着权重因子 w 从 0% 增加到 100%, 对应的 SNR 和 CNR 值也相应增加, NMSE 值逐渐减少, 分辨率度量标准 FWHM 值逐渐增加。为了选择出一个合适的权重因子, 我们计算了合成图像中 ROI 内的标准偏差来反映图像的噪声强度。图3给出了 w 从 0% 到 100% 逐渐增加时对应的时钟体模合成图像的噪声-分辨率权衡曲线。由图3可知, 当权重因子为 60% 时, 在噪声抑制和分辨率保持之间能取得合理的平衡。

表1 不同权重因子的合成图像对应的SNRs、NMSEs、CNRs和FWHMs

Tab.1 SNR, NMSE, CNR and FWHM of fusion images with different weight factors

Item	Weight factor										
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
SNR	19.11	19.75	20.43	21.12	21.81	22.49	23.10	23.63	24.00	24.18	24.14
NMSE (10^{-3})	6.3	5.4	4.6	3.9	3.3	2.8	2.5	2.2	2.0	1.9	1.9
CNR	1.952 2	1.960 1	1.967 4	1.974 0	1.979 9	1.985 0	1.989 3	1.992 9	1.995 5	1.997 2	1.998 0
FWHM (pixel)	2.865 3	2.898 4	2.933 1	3.076 7	3.039 8	3.113 0	3.212 8	3.424 5	3.787 3	3.880 4	4.401 2

SNR: Signal to noise ratio; NMSE: Normalized mean square error; CNR: Contrast to noise ratio; FWHM: Full width at half maximum

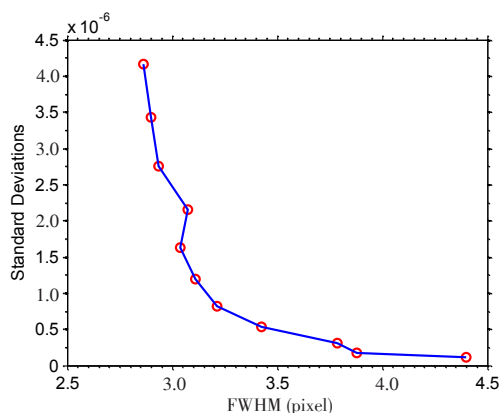


图3 时钟体模合成图像的噪声-分辨率权衡曲线

Fig.3 Noise-resolution tradeoff curve of clock phantom fusion image

3 讨论与结论

针对低剂量CT成像,本文提出一种基于图像线性融合的图像重建策略。本文方法通过对投影数据弦图恢复,并对处理前后的投影数据分别进行FBP重建。然后通过图像线性融合的方式得到合成图像,既降低了图像噪声,也在一定程度上保持了图像的分辨率,且避免了统计迭代重建方法带来的“蜡状效应”,更易于临床影像医生阅片。本文对于权重因子的选择,通过图像噪声与分辨率权衡线的比较进行优选,并选定60%作为权重值。而在实际临床应用中,我们还需通过评估大量的临床低剂量CT数据进行选定合适的权重因子。如何根据大量临床CT影像数据给定权重因子的优选设计,将是下一步的研究工作。

【参考文献】

- [1] PAN X, SIDKY E Y, VANNIER M. Why do commercial CT scanners still employ traditional, filtered back-projection for image reconstruction?[J]. Inverse Probl, 2009, 25(12): 1541-1548.
- [2] MA J, HUANG J, FENG Q, et al. Low-dose computed tomography image restoration using previous normal-dose scan[J]. Med Phys, 2011, 38(10): 5713-5731.
- [3] LI B, LYU Q, MA J, et al. Iterative reconstruction for CT perfusion

with a prior-image induced hybrid nonlocal means regularization: phantom studies[J]. Med Phys, 2016, 43(4): 1688-1699.

- [4] BIAN Z, MA J, HUANG J, et al. SR-NLM: a sinogram restoration induced non-local means image filtering for low-dose computed tomography [J]. Comput Med Imaging Graph, 2013, 37(4): 293-303.
- [5] ZENG D, HUANG J, ZHANG H, et al. Spectral CT image restoration via an average image-induced nonlocal means filter[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, 63(5): 1044-1057.
- [6] ELBAKRI I A, FESSLER J A. Efficient and accurate likelihood for iterative image reconstruction in X-ray computed tomography [C]. Proc SPIE, 2003, 5032: 1839-1850.
- [7] LI T, LI X, WANG J, et al. Nonlinear sinogram smoothing for low-dose X-ray CT[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2004, 51(5): 2505-2513.
- [8] MA J, LIANG Z, FAN Y, et al. Variance analysis of X-ray CT sinograms in the presence of electronic noise background[J]. Med Phys, 2012, 39(7): 4051-4065.
- [9] WANG J, LI T, LU H, et al. Penalized weighted least-squares approach to sinogram noise reduction and image reconstruction for low-dose X-ray computed tomography [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2006, 25(10): 1272-1283.
- [10] WANG J, LI T, XING L. Iterative image reconstruction for CBCT using edge-preserving prior[J]. Med Phys, 2009, 36(1): 252-260.
- [11] XU J, TSUI B M. Quantifying the importance of the statistical assumption in statistical X-ray CT image reconstruction [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2014, 33(1): 61-73.
- [12] ZHANG H, MA J, WANG J, et al. Statistical image reconstruction for low-dose CT using nonlocal means-based regularization. Part II: an adaptive approach[J]. Comput Med Imaging Graph, 2015, 43(2): 26-35.
- [13] HA S, MUELLER K. Low dose CT image restoration using a database of image patches [J]. Phys Med Biol, 2015, 60(2): 869-882.
- [14] SILVA A C, LAWDER H J, HARA A, et al. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm[J]. Am J Roentgenol, 2010, 194(1): 191-199.
- [15] EVANS J D, WILLIAMSON J F, POLITTE D G, et al. Noise-resolution tradeoffs in X-ray CT imaging: a comparison of penalized alternating minimization and filtered backprojection algorithms[J]. Med Phys, 2011, 38(3): 1444-1458.
- [16] MCCOLLOUGH C H, BRUESEWITZ M R, KOFLER J M. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options[J]. Radiographics, 2006, 26(2): 503-512.

(编辑:陈丽霞)