混合迭代重建技术中的双重配准图像质量 比较: SAFIRE 和 SafeCT

Seungwan Leeab ", Aran Shima", Sarabjeet Singh", Mannudeep K. Kalra", Hee-Joung Kim", Synho Doa

放射科,马萨诸塞州总医院,美国马萨诸塞州的波士顿新夏敦街 25 号 放射科学系,延世大学健康科学学院,韩国江原道延世台原州 1 号

摘要

在 CT 影像中,采用迭代重建技术(IRTs)可以显著减少辐射剂量和抑制噪声。然而,来自 IRTs 的图像存在异常值和非高斯噪声结构,这是人类视觉系统无法接受的。常规的平均值、 标准差等噪声测量方法在图像出现不理想的噪声结构时,难以全面地提供图像噪声特性信 息。在本次研究中,采用加权滤波反投影(WFBP)和基于图像的图像迭代重建(SAFIRE 和 SafeCT) 对不同辐射剂量下的常规噪声统计、高阶噪声统计、调制传递函数(MTF)和层厚敏感曲线(SSP) 进行了比较。结果表明,常规噪声统计和高阶噪声统计所考虑的噪声特性和空间分辨率特性 因迭代重建技术、重建参数和辐射剂量水平而不同。本研究有助于通过减少辐射剂量,优化 迭代重建技术的图像质量,且通过迭代重建技术的发展克服不理想的噪声结构带来的问题。 关键词:迭代重建、高阶噪声统计、SAFIRE、SafeCT、噪声评估

1、说明

迭代重建技术(IRTs)已经发展了几十年,在医疗和工业领域被用于生成层析图像【1-2】。在 CT 影响方面,迭代重建技术的主要优点是通过限制角度扫描减少辐射剂量和抑制噪 声。然而,迭代重建算法使用正投影模型,每次迭代需要一个正投影和一个反投影,因此对 计算能力要求较高,而滤波反投影(FBP)算法只需要一个反投影【3】。为了克服这个限制, 最近引入了基于图像的迭代重建技术,如 sinogram 认证的迭代重建(SAFIRF,西门子,德国) 【4】和 SafeCT (Medic Vision,以色列)【5】。SAFIRE 是一种基于原始数据和系统模型的迭 代重建技术,它将原始数据重新投影到原始数据空间中,从而校正初始重建的几何缺陷,减 少图像伪影。该技术还采用了一种动态的基于原始数据的噪声模型来降低噪声,且不会显著 降低清晰度【4】。SafeCT 技术是基于迭代重建算法对低剂量 CT 扫描进行容积回溯重建,可 以显著减少噪声,恢复细节信息【5】。

在低剂量 CT 图像中,由于异常值和非高斯噪声结构,迭代重建技术产生的图像是无法 被人类视觉系统接受的【6-7】。此外,使用迭代重建技术重建的图像的视觉特性,如噪声、 空间分辨率和对比度也与全剂量 FBP 图像不同。常规的平均值、标准差等噪声测量方法,在 图像出现不理想的有色噪声时,难以全面地提供图像噪声特性信息。图像中像素值的高斯分 布发生了扭曲,因为常规的噪声测量只能提供噪声分布的波幅信息,而不能提供噪声分布的 类型【6】。另一方面,高阶噪声统计,如偏度和峰度,可用于评估非高斯噪声分布。因为这些指标对有色噪声、异常值和非高斯结构很敏感,这些可以反映噪声分布的强度和分类【7】。

在本研究中,我们将加权 FBP (WFBP)、SAFIRE 和 SafeCT 算法重建的图像,与相同的原始数据集在多个辐射剂量水平下的噪声和分辨率进行比较。在常规噪声统计的基础上,利用高阶噪声统计对噪声特性进行了评价。通过测量调制传递函数(MTF)和层厚敏感曲线(SSP)来评估空间分辨率特征。为了综合分析辐射剂量下迭代重建技术的图像质量,我们常规噪声统计、高阶噪声统计、MTF、SSP 和辐射剂量水平。利用这些新指标对 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 重建的图像进行评估和比较。

2、方法

2.1 体模扫描和重建

在四管电流时间乘积(24, 108, 162 和 378 mAs) 和 120kVp 管电压下,用商业双源 CT(SOMATOM Definition Flash;西门子医疗,德国) 扫描体模(CATPHAN 600,体模实验室,美 国)。该模型包含多种模块,我们选择图像均匀性模块(CTP486)和带有珠点源的高分辨率模 块(CTP528)分别评估噪声和空间分辨率。原始数据集的层厚为 0.6mm,数据之间不存在缝隙 和重叠。对得到的原始数据集采用带 B30f 核的 WFBP 进行重建,重建后的图像与 1mm 层厚 对应的图像进行双重配准。利用双重配准图像作为 SAFIRE 和 SafeCT 的输入数据。使用 SAFIRE 和 SafeCT 进行不同参数的重建(SAFIRE: S1、S2、S3 和 S4; SafeCT: ABD, ABD0.5, ABD1, ABD2)。 这些参数与控制噪声模型的降噪和自适应有关,而与迭代次数无关【4-5】。

2.2 噪声特性评估

偏度是第三种标准矩,它描述了实值随机变量概率分布的不对称性。如果概率分布是对称的,分布的均值接近中位数,偏度将接近于零。另一方面,如果偏度为正或负值,则概率分布会有一个长尾和呈现非高斯结构【8】。峰度表示概率分布的峰值,是方差平方归一化的第四个矩,以确定统计分布与高斯分布的偏差。一般情况下,当峰度值大于3时,与高斯分布相比,概率密度函数(PDF)在均值附近尾部较厚和峰值较高,导致图像出现椒盐噪声【9】。 偏度β1和峰度β2的计算公式如下:

$$\beta_1 = \frac{\mu_3}{\nu^{3/2}} = \frac{n^{-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{(n^{-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3)^{3/2}},$$
(1)

$$\beta_2 = \frac{\mu_4}{\nu^2} = \frac{n^{-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{(n^{-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3)^2},$$
(2)

其中µ3为第3阶矩,µ4为第4阶矩,v为方差,x为均值。图像的扫描温度为540mAs,

本研究中假设以 WFBP 为标准进行重建,在不同管电流时间乘积减去扫描图像,再用 WFBP、 SAFIRE、SafeCT 进行重建,得到标准图像与重建图像的差值。减去的图像中,我们测量了 CTP486 模块内的 5 个均匀剖面的偏度和峰度的均值和标准差。我们将常规噪声统计、高阶 噪声统计和管电流时间乘积相结合,得到了噪声特性的辐射剂量水平品质因数(FOM),如下 所示:

$$FOM1(i) = \frac{1}{(|M(i)|+1) \times (SD(i)^2+1) \times (|SK(i)|+1) \times (|KU(i)+1|)} / C,$$
(3)

其中 M、SD、SK、KU 和 M, SD, SK, KU 和 C 分别为图像 i 的均值、标准差、偏度、峰度 和管电流时间乘积。我们可以利用辐射剂量效率来综合评价重建图像的噪声特性,用常规噪 声统计和高阶噪声统计的倒数除以管电流时间乘积。

2.3 空间分辨率特性评估

使用 CTP528 模块中直径为 0.2mm 的珠点,测量 MTF 和 SSP 来评估重建图像的空间分 辨率特性。测量珠点周围多个角度上的点扩散函数(PSF),然后对 PSF 进行二维傅里叶变换,得到 MTF 曲线。计算 10%和 50% MTFs 的空间频率来评估轴向分辨率。用矩形感兴趣区(ROIs) 测量 SSP,该区域大小为 5×5cm2 和选择在珠点周围。我们将 ROIs 沿 z 轴方向叠加,然后 计算每层上珠点截面的平均值,并以实际的z 轴位置作图。计算 SSP 的半最大值全宽度(FWHM) 和十分最大值全宽度(FWTM)来评估纵向分辨率。

通过将 10%和 50% MTFs、FWHM 和 FWTM 的空间频率合并到一个方程中,提出一个 FOM 来评估重建图像的空间分辨率特性,如下所示:

$$FOM2(i) = \frac{(f_{50\%}(i) + f_{10\%}(i))/2}{f_{\rm sinc}} \times \left(\frac{(FWHM(i) + FWTM(i))/2}{h_{norm}}\right)^{-1},$$
(4)

其中 f50%和 f10%分别为 50%和 10% MTFs 下的测量空间频率(线对/cm)。fsinc 和 hnorm 是珠点和层厚 sinc 函数的空间频率(线对/cm)。单位分别是(cm)。该测度可为迭代重建图像的 空间分辨率提供全面信息。在(4)中,分子除以 fsinc 和 hnorm,分别假定 fsinc 和 hnorm 为轴 向和纵向分辨率的理想值,计算归一化值。

3、结果

图 1 和图 2 分别使用 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 算法在 CTP486 模块的不同重建参数的四 管电流时间乘积下重建的图像和噪声统计。我们可以观察到在同一管电流时间乘积和重建参数下,SafeCT 重建图像比 SAFIRE 重建图像更平滑。使用 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 重建的图像均值和偏度值根据重建参数函数和辐射剂量水平无太大差异。与 SAFIRE 相比,SafeCT 重建图像的标准差值更小。在 24mAs 扫描后,SAFIRE 重建的图像标准差平均值比 SafeCT 重建的高 1.51 倍。

在相同剂量水平下, SAFIRE 重建参数由 S1 改为 S4, SafeCT 重建参数由 ABD 改为 ABD2, 标准差分别降低 20.98%和 38.01%。使用 SAFIRE 方法重建的图像峰度随重建参数函数而增

大,而使用 WFBP 和 SafeCT 重建的图像峰度基本一致。SAFIRE 重建参数由 S1 改为 S4 时, 峰度平均值增加 10.11%。图 3 显示 108mAs 下扫描图像中珠点的 MTF 曲线和 SSP,并使用 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 进行重建。采用 SAFIRE 重建的图像中,10%和 50% MTFs 对应的空 间频率,以及 SSPs 的半最大值和十分最大值全宽度,分别高于和小于使用 WFBP 和 SafeCT 重建的图像。在相同的迭代重建条件下,空间频率、半最大值全宽度(FWHMs)和十分最大值 全宽度(FWTMs)随重建参数函数变化不大。



图 1。在四管电流时间乘积中(378、162、108 和 24mAs), WFBP、 SAFIRE (S1、S2、S3 和 S4)和 SafeCT(ABD、 ABD0.5、ABD1 和 ABD2)算法下的重建图像。所有图像显示在相同的窗口范围——200 到 300 亨斯菲尔德单 位



图 2。使用 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 算法作为重建参数和管电流时间乘积的函数的重建图像的均值(左上)、标准差(右上)、偏度(左下)、峰度(右下)



图 3。108mAs 下扫描图像中珠点的(a) MTF 曲线和(b) SSP,采用 WFBP(实线和白框)、SAFIRE(实线)和 SafeCT(虚线)进行重建。sinc 函数的 MTF 曲线和1 mm 层厚的剖面展示(点线)



图 4。(a) FOM1 和(b)FOM2 是 WFBP(实线和白框)、SAFIRE(实线)和 SafeCT(虚线)作为重建参数和管电流时间 乘积的函数

我们根据 FOM1(图 4(a))评估了不同辐射剂量水平和重建参数的综合噪声特性。在相同的辐射剂量水平下,使用 SafeCT ABD1 和 ABD2 重建的图像比使用 WFBP 和 SAFIRE 重建的图像在辐射剂量效率方面具有更好的噪声特性。在 108mAs 扫描后,SafeCTABD2 重建图像的 FOM1 分别是 WFBP 和 SAFIRE S4 重建图像的 2.81 和 1.89 倍。

图 4 (b)显示了不同水平辐射剂量、重建技术和重建参数在 10%和 50% MTFs、FWHMs 和 FWTMs 的结合空间频率的空间分辨率特性。在 FOM2 方面, SAFIRE 重建图像的空间分辨率 特性优于 WFBP 和 SafeCT 重建图像。在相同的重建迭代技术和不同水平的辐射剂量下,FOM2 随重建参数的增大而增大,在所有水平的辐射剂量下,SAFIRE S4 重建图像中 FOM2 的值最 高。在 108mAs 扫描并使用 SAFIRE S4 重建的图像中,FOM2 分别是使用 WFBP 和 SafeCT ABD2 重建的 1.29 和 1.37 倍。

传统的度量方法由于存在异常值、非高斯结构和迭代边缘增强效应而限制了迭代重建的 图像质量。在本研究中,我们使用相同的原始数据集,评估对比 WFBP、SAFIRE 和 SafeCT 的 体模扫描的图像质量。同时测量传统的噪声统计、高阶噪声统计、MTF 和 SSP,并提出了一 种新的度量方法,该方法可以综合反映辐射剂量水平和空间分辨率的噪声特性。SafeCT 重建 图像具有较好的噪声特性,尤其是峰度,它支配着统计分布的峰度并对图像产生椒盐噪声。 另一方面,SAFIRE 比 SafeCT 具有更好的空间分辨率特性。结果表明,本研究提出的高阶噪 声统计和新的度量方法,可用于综合分析迭代重建技术的图像。本研究也有助于迭代重建技术的发展,克服不良噪声结构带来的问题。

参考文献

[1] S.Do,S.Cho,W.Karl,M.Kalra,T.Brady,andH.Pien,

"Accuratemodel-basedhighresolutioncardiacimage reconstruction in dual source CT", IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, ISBI, 330-333 (2009).

[2] A. K. Hara, R. G. Paden, A. C. Silva, J. L. Kujak, H. J. Lawder, W. Pavlicek, "Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study", AJR 193, 764-771 (2009).

[3] S. Singh, M. K. Kalra, J. Hsieh, P. E. Licato, S. Do, H. H. Pien, M. A. Blake, "Abdominal CT: Comparison of Adaptive Statistics Iterative and Filtered Back projection Reconstruction Techniques", Radiology 257(2), 373-383 (2010).

[4] B. K. Han, K. L. R. Grant, R. Garberich, M. Sedlmair, J. Lindberg, J. R. Lesser, "Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets", J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. 6, 200-204 (2012).

[5] S. Shreter, L. Guralnik, S. Abadi, D. Militianu, D. Fischer, R. Shreiber, A. Eran, A. Engel, "A Novel Non-linear Noise Reduction Algorithm for Cardiac CT: Retrospective Assessment of Image Quality", ARRS Annual Meeting, Vancouver, Canada (2012).

[6] B. Olshausen and D. Field, "Natural image statistics and efficient coding*", Network: computation in neural systems 7(2), 333-339 (1996).

[7] S. Do, S. Singh, M. K. Kalra, W. C. Karl, T. J. Brady, and H. Pien, "High-order Noise Analysis for Low Dose Iterative Image Reconstruction Methods: ASIR, IRIS, and MBAI", in [Proceeding of SPIE], 7961, 796101 (2011).

[8] J. Hosking, "L-moments: analysis and estimation of distributions using linear combinations of order statistics", Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological) 52(1), 105-124 (1990).

[9] K. V. Mardia, "Measures of multivariate skewness and kurtosis with applications", Biometrika 57(3), 519-530 (1970).