

基于衰减板的锥束 CT 散射校正

谢世朋^{1,2}, 罗立民¹

(1. 东南大学计算机科学与工程学院, 江苏南京 210096; 2. 安徽大学数学与计算科学学院, 安徽合肥 230039)

摘要: 在锥束 CT 成像系统中, 散射现象严重影响重建的图像质量. 锥束 CT 成像散射校正的研究一直是一个热点问题. 本文提出了一个新的散射校正方法, 该方法需要在射线源和检测物之间放置一个衰减板, 使用带有衰减板和不带衰减板两种情况下的成像, 结合 Klein-Nishina 公式和 Beer 定理进行创新性的推导出散射分布. 模体实验结果证明, 本文算法可以有效的进行散射校正, 显著的提高图像对比度和图像质量.

关键词: 散射校正; 康普顿散射; 衰减板

中图分类号: O434.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2011) 07-1708-04

Scatter Correction for Cone Beam CT Using Attenuation Baffle

XIE Shi-peng^{1,2}, LUO Li-min¹

(1. School of Computer Science & Engineering, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China;

2. School of mathematics and computational science, Anhui University, Hefei, Anhui 230039, China)

Abstract: The scattering phenomenon has an important influence on the reconstructed image in Cone Beam CT (CBCT) imaging systems, and is a hot research on CBCT all the time. Aiming at the scatter artifact in the cone beam CT system, we proposed a new scatter correction method that needed to add an attenuation baffle between the X-ray source and the tested object. This study is based on the Klein-Nishina formulas and Beer theorem. Through subtracting the scatter distribution image from the original projection image, we can acquire the scatter corrected projection Images of the tested object. The result showed that the method can effectively increase the image contrast and increase the quality of the reconstructed slice image.

Key words: scatter correction; Compton scatter; attenuation baffle

1 引言

散射现象使得锥束 CT 图像对比度降低、数据失真、出现伪影等. 散射校正的目的就是通过采取适当的方法消除散射造成的伪影、对比度低等, 使重建图像能够真实表现被照物体原本的信息. 方法可大致分为: 基于软件的校正^[1,2], 基于硬件的校正^[3,4]和结合软硬件的校正^[5,6].

本文中, 我们提出了一个新的散射校正方法, 该方法需要在射线源和检测物之间放置一个衰减板(如图 1), 使用带有衰减板和不带衰减板两种情况下的成像, 结合 K-N 公式和 Beer 定理进行推导求解出锥束 CT 的散射分布. 模体实验结果证明, 本文算法可以有效的进行散射校正, 能显著消除伪影, 能提高图像对比度.

2 方法

2.1 衰减板的基本配置

衰减板是一个 200mm × 200mm 的正方形薄板, 厚度

2mm, 材质是铝, 如图 1 所示, 放置在 X 射线源和被检测物体之间. 在本文实验中, 射线源到被检测物体的距离是 860mm, 射线源到衰减板的距离是 230mm, 射线源到平板探测器的距离是 1400mm.

2.2 使用 K-N 公式计算一次康普顿散射

在大多数诊断和工业用锥束 CT 中, 一次散射占散射总量的主要部分. 一次散射中, 从辐射源发出的光子经历三个物理过程: 从点源 A 到散射点 B 路程上的衰减; B 点的散射以及 B 点到探测器路径上的衰减. 散射光子能量 E_s 与入射光子能量 E_i 之间遵循公式(1)

$$\frac{1}{E_s} - \frac{1}{E_i} = \frac{1 - \cos\theta_s}{M} \quad (1)$$

其中 M 为电子能量; θ_s 为散射极角, 即入射光子方向与散射光子方向之间的夹角.

光子散射前后的输运方向将发生随机变化, 其中方位角度 ϕ_s 在 $[0, 2\pi)$ 内均匀分布. 散射几率 $\frac{d\sigma}{d\Omega}$, 由 Klein-Nishina 公式确定, 如式(2):

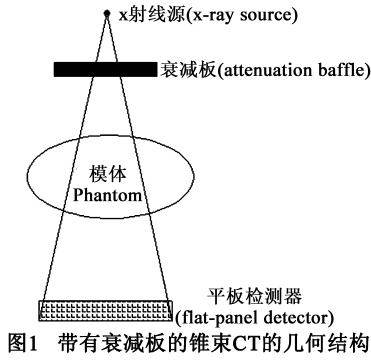


图1 带有衰减板的锥束CT的几何结构

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right) = \frac{R_0^2}{2} \cdot \frac{(1 + \cos^2(\theta_s))(1 + \alpha(1 + \cos(\theta_s))) + \alpha^2(1 + \cos(\theta_s))^2}{(1 + \alpha(1 + \cos(\theta_s)))^4} \quad (2)$$

其中 $R_0 = 2.81794 \times 10^{-15} \text{ m}$ 是电子半径, $\alpha = \frac{E_i}{M}$ 是入射光子能量 E_i 与电子能量 M 之比; 散射极角为 θ_s .

计算一次康普顿散射, 首先确定任意一个小体积元对散射计数的贡献. 如图 2 建立一个坐标系, t 轴平行于探测器, s 轴垂直于探测器, 该两轴均随着探测器绕 z 轴旋转. 辐射源 A , 坐标 $(t_0,$

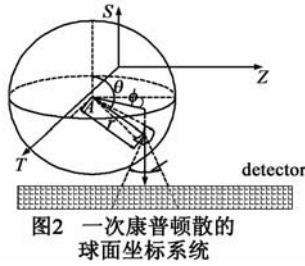


图2 一次康普顿散射的球面坐标系

$s_0, z_0)$, 并以其为原点建立球坐标. 散射点 B , 周围的散射小体积元 $r_1 < r < r_2, \theta_1 < \theta < \theta_2, \phi_1 < \phi < \phi_2$.

小散射元的散射光子数 $N^s(\theta_s)$ 由公式 (3) 确定:

$$N^s(\theta_s) = D \frac{\rho}{4\pi} e^{-u_1 r} \Delta\Omega_c \sin(\theta) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right) \quad (3)$$

其中 D 为散射小元的电子密度, 在非均匀介质中随不同小元而改变, 但在该小元内视为常数; ρ 是 A 点的辐射密度; r 是 A 到 B 的距离, $e^{-u_1 r}$ 是该路径上的衰减; $\Delta\Omega_c$ 是探测器的接收立体角, 由准直器的接收角 γ 确定: $\Delta\Omega_c = \pi \cdot \tan^2(\gamma)$;

其次, 考虑散射光子到达探测器路径上的衰减, 散射光子数由 $N^s(\theta_s)$ 减少至 $N^c(\theta_s)$.

$$N^c(\theta_s) = N^s(\theta_s) e^{-\mu L} \quad (4)$$

其中, L 是散射元中心到达散射介质边缘的距离; μ 是衰减系数.

散射光子到达探测器的位置为:

$$\begin{cases} t = t_0 + r \sin(\theta_s) \cos(\phi) \\ z = z_0 + r \sin(\theta_s) \sin(\phi) \end{cases} \quad (5)$$

通过式 (5) 可以得到:

$$\sin(\theta_s) = \frac{\sqrt{(t - t_0)^2 + (z - z_0)^2}}{r} \quad (6)$$

由式 (3) 和式 (6) 计算出小体积元散射光子在探测器上的分布为:

$$d(B(t, z, \alpha_1)) = \int_{\theta_1}^{\theta_2} d\theta \int_{r_1}^{r_2} D \rho e^{-u_1 r} \Delta\Omega_c e^{-\mu L} \frac{R_0^2}{2} \sin(\theta) \left(\frac{2 - \frac{(t - t_0)^2 + (z - z_0)^2}{r^2}}{(1 + \alpha_1(1 + \frac{\sqrt{r^2 - (t - t_0)^2 - (z - z_0)^2}}{r}))^3} + \frac{\alpha_1^2(1 + \frac{\sqrt{r^2 - (t - t_0)^2 - (z - z_0)^2}}{r})^2}{(1 + \alpha_1(1 + \frac{\sqrt{r^2 - (t - t_0)^2 - (z - z_0)^2}}{r}))^4} \right) \cdot d(r) \quad (7)$$

如果入射射线能量不同, 分别为 E_1 和 E_2 . 取 θ_1, θ_2 分别为 $\pi - \tau_{\max}$ 和 π, τ_{\max} 为探测器能接受的最大射线入射角. 取 r_1, r_2 为检测物体离射线源的距离. 那么可以求出到达探测器的散射光子为 $B(t, z, \alpha_1)$ 和 $B(t, z, \alpha_2)$, 则它们的比值 $R(t, z)$ 为:

$$R(t, z) = \frac{B(t, z, \alpha_1)}{B(t, z, \alpha_2)} \quad (8)$$

下一节将会用到 $R(t, z)$ 这个分布.

2.3 散射估计的算法

定义相同扫描方式下的两种扫描:

扫描 1: 带有衰减板的被测物体的扫描, 衰减板放置在 X 射线和检测物体之间, 如图 3(a) 所示. X 射线源的强度为 I_0, S_2 为到达平板探测器的散射强度. I_1 为通过衰减板衰减后的强度. I_2 通过衰减板和检测物体衰减后强度. C_2 为到达探测器的强度 ($C_2 = I_2 + S_2$).

扫描 2: 不含衰减板的被测物体的扫描, 如图 3(b) 所示. X 射线源出的强度不发生变化. 因为不带衰减板, 到达平板探测器的散射强度分布发生变化为 S_1 . 到达探测器光子为 $C_1 = I_3 + S_1$.

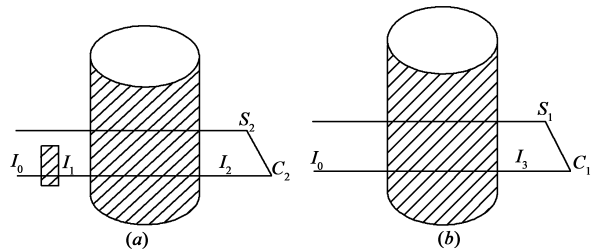


图3 散射校正算法示意图

根据 BEER 定理^[9]有:

$$I_1 = I_0 e^{-u_1 d} \quad (9)$$

这里 $d = 2\text{mm}$ 是衰减板的厚度, u_1 是衰减板的衰减系数.

$$I_2 = C_2 - S_2 = I_1 e^{-u_2 l} \quad (10)$$

这里 l 是被检查物体的厚度, u_2 是被检查物的衰减系数

$$I_3 = C_1 - S_1 = I_0 e^{-u_2 l} \quad (11)$$

式(10)除以式(11),得到:

$$\frac{I_1}{I_0} = \frac{C_2 - S_2}{C_1 - S_1} \quad (12)$$

$$S_1 \text{ 和 } S_2 \text{ 的关系为: } S_2 = S_1 R(t, z) \quad (13)$$

式(9)和式(13)代入式(12),得到:

$$\frac{I_0 e^{-u_1 d}}{I_0} = \frac{C_2 - S_1 R(t, z)}{C_1 - S_1} \quad (14)$$

进而可以推出散射分布

$$S_1 = \frac{C_2 - C_1 e^{-u_1 d}}{R(t, z) - e^{-u_1 d}} \quad (15)$$

2.4 散射校正的步骤

通过上面的推导,本文的散射校正算法,可以总结为下面几个步骤:

(1)在射线能量 E_1 下,拍摄不带有衰减板,但带有检测物体的图像 C_1

(2)在射线能量 E_2 下,与步骤 1 相同射线强度,拍摄带有衰减板和检测物体的图像 C_2

(3)通过 2.2 节和 2.3 节介绍的方法,计算散射分布图像 $S_1 = \frac{C_2 - C_1 e^{-u_1 d}}{R(t, z) - e^{-u_1 d}}$

(4)图像 C_1 减去散射分布图像 S_1 ,得到散射校正后的图像 $f = C_1 - S_1$

3 实验和结果

实验使用的是桌面锥束 CT 系统,其几何结构和医用的锥束 CT 类似. 系统包含 X 射线管 (Varian G-1590SP)、旋转平台和平板探测器 (Varian PaxScan 4030CB). X 射线管内部已含有一个 1mm 的铝质过滤板,瞄准角是 12° . 其他参数见表 1.

表 1 实验中锥束 CT 的相关参数

参数	数值
X 射线能量	120kVp, 140kVp
平板探测器大小	397.3 × 298.0mm ² 1024 × 786pixels
射线源到探测器距离	1400mm
射线源到被检测物体中心距离	860mm
射线源到衰减板的距离	230mm
有无防散射光栅	无
有无碟形器	无

图 4 和图 6 是两种模体的锥束 CT 图像,其中图 4 (a)和图 6(a)为不带衰减板的锥束 CT 图像,可以看出

散射对成像质量影响很大(对比度、伪影);图 4 (b)和图 6(b)为添加衰减板后的锥束 CT 成像;图 4 (c)和图 6 (c)为散射校正后的图像;图 4 (d)和图 6 (d)为两种模体在扇束 CT 下的成像.

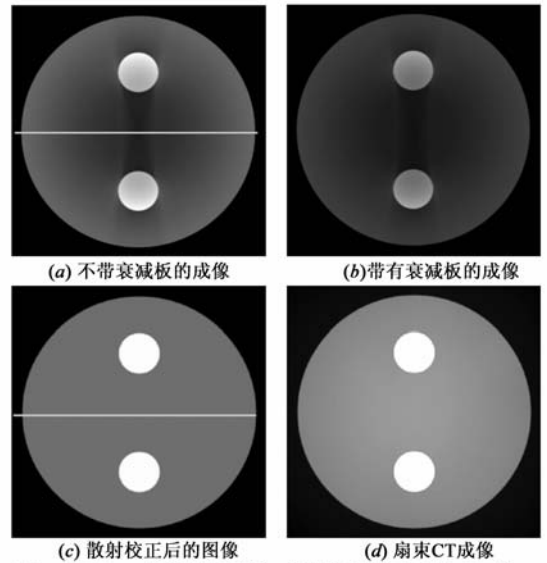


图 4 锥束 CT 成像的散射校正. 模体为聚丙烯的大圆柱, 内有两个小圆柱(复形树脂), 图像大小 512×512: (a)和(c)图中的横线为图(5)的数据采集位置.

图 5 和图 7 分别对应图 4 和图 6 实验的水平剖面灰度图. 从该图中能看出本文提出的方法能很好的完成散射校正工作.

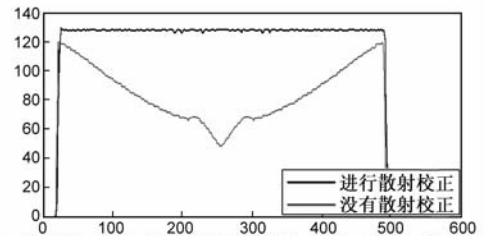


图 5 散射校正前后相同位置线性灰度情况对比. 数据采集位置是图 4(a)和 4(c)的第 256 行, 下方有弧角的是图 4(a)没有进行散射校正数据, 上方较平直的是图 4(c)进行散射校正后的数据.

通过散射率 (SPR) 来比较本文方法与其他方法. 散射率定义为 $SPR = \frac{S}{P} \times 100\%$, S 为散射作用所得信号强度, P 为初始光子透射所得信号强度. 本文使用扇束 CT 所得图像作为 P , 在相同试验环境下模拟文献[6~8]方法, 比较结果见表 2. 本文提出的方法在散射率方面的优于文献[7,8]中的方法, 和文献[6]提出的方法相当, 但文献[6]中的调制板不易加工, 方法不容易实现.

表 2 SPR 值对比

方法	SPR
本文	8%
初级调制法 ^[6]	8%
加放准直器 ^[7]	15%
散射校正板 ^[8]	14%

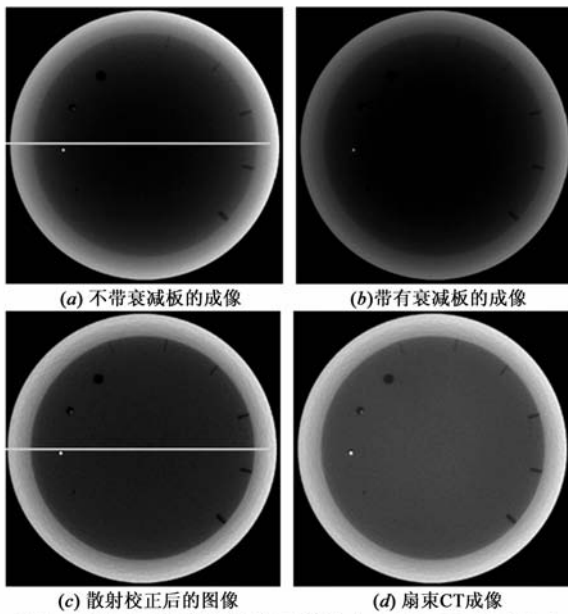


图6 锥束CT成像的散射校正.图像大小 512×512 。(a)和(c)图中的横线为图(7)的数据采集位置。

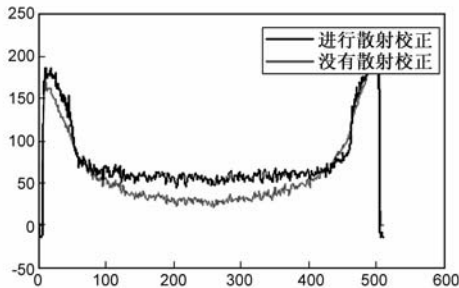


图7 散射校正前后相同位置线性灰度情况对比.数据采集位置是图6(a)的第256行,下方有弧度的线是图6(a)没有进行散射校正的数据,上方较平直的线是图6(c)进行散射校正后的数据

4 结论

本文提出的散射校正方法不同于以往方法粗略估计散射分布(散射校正板方法、射束衰减网格方法等)和运算速度慢的粒子输运模拟法(如蒙特卡罗方法),本文的方法对散射校正效果更好、运算速度快.散射校正后的图像和扇束CT的成像(扇束CT受散射影响较小)结果很相近.

由于时间仓促,试验条件有限,我们只使用了铝质衰减板和两个简易模体,其他材料的衰减板需进一步验证,同时也需要更多更复杂的模体进行检验.

参考文献

[1] J Wiegert, M Bertram, G Rose, T Aach. Model-based scatter correction for cone-beam computed tomography [A]. Proceedings of SPIE 5745 [C]. San Diego: SPIE, 2005. 271 - 282.

[2] M Zellerhoff, B Scholz, E P Ruhrschopf, T Brunner. Low contrast 3D-reconstruction from C-arm data [A]. Proceedings of SPIE 5745 [C]. San Diego: SPIE, 2005. 646 - 655.

[3] A Bani-Hashemi, E Blanz, J Maltz, D Hristov, M Svatos. Cone beam x-ray scatter removal via image frequency modulation and filtering [J]. Medical Physics, 2005, 32(6): 2093.

[4] J H Siewerdsen, M J Daly, B Bakhtiar, D J Moseley, S Richard, H Keller, D A Jaffray. A simple direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT [J]. Medical Physics, 2006, 33(1): 187 - 197.

[5] Zhu L, Xie YQ, Wang J, et al. Scatter correction for cone-beam CT in radiation therapy [J]. Medical Physics, 2009, 36(6): 2258 - 68.

[6] L Zhu, Y Xie, J Wang, L Xing. Scatter correction method for X-ray CT using primary modulation: Theory and preliminary results [J]. IEEE Trans Med Imag, 2006, 25(12): 1573 - 1587.

[7] Endo M, Tsunoo T. Performance of cone beam CT using a flat-panel imager [J]. Medical Imaging, 2001, 4320(18): 815 - 821.

[8] Ning R, Tang XY. X-ray scatter suppression algorithm for cone beam volume CT [J]. Physics of Medical Imaging, 2002, 46(82): 774 - 781.

[9] 葛副鼎,等.超微粒吸收与散射截面[J].电子学报,1996, 24(6): 82 - 85.

Ge Fuding, et al. Scattering and absorption cross sections of ultrafine particles [J]. Acta Electronica Sinica, 1996, 24(6): 82 - 85. (in Chinese)

作者简介



谢世朋 男,1982年生于安徽界首.东南大学博士生.研究方向为医学图像处理.
E-mail: xieshipeng@139.com



罗立民 男,1956年生于江西瑞昌.东南大学理学院副院长,教授,博士生导师.研究领域为图像处理、计算机视觉.
E-mail: luo.list@seu.edu.cn