

锥束 CT 平板探测器成像的余晖建模与校正方法*

黄魁东^{1)†} 张定华¹⁾ 李明君¹⁾ 张华²⁾

1) (西北工业大学现代设计与集成制造技术教育部重点实验室, 西安 710072)

2) (西北工业大学机电学院, 西安 710072)

(2013 年 7 月 4 日收到; 2013 年 7 月 19 日收到修改稿)

锥束 CT 具有高效率和高精度的显著特点, 在医学成像与工业无损检测等领域已得到广泛应用, 但余晖的存在降低了 CT 图像的质量. 本文借鉴余晖多指数衰减模型的思想, 结合平板探测器输出信号的实际衰减规律, 提出了一种新的基于多指数拟合的余晖衰减建模及校正方法. 首先进行了基于平板探测器的锥束 CT 成像实验, 结果表明平板探测器各像素的余晖衰减规律具有良好的一致性, 且余晖衰减规律与初始灰度的大小无关; 其后根据建立的余晖衰减模型实现了余晖的快速校正, 并分析比较了余晖校正前后投影图像和切片图像质量, 表明余晖校正后的零件轮廓清晰度得到了显著提升. 该方法无需获取探测器闪烁体成分及其衰减时间常数, 便于实际锥束 CT 成像系统的余晖检测与校正.

关键词: 余晖, 平板探测器, 锥束 CT, 多指数衰减

PACS: 07.85.Fv, 42.30.-d, 42.30.Wb, 87.57.Q-

DOI: 10.7498/aps.62.210702

1 引言

锥束 CT 利用锥形束射线源和面阵探测器采集被测物体的投影数据, 并根据相应算法重建出连续的切片图像序列, 具有扫描速度快、切片内和切片间的空间分辨率相同、精度高等特点, 在医学成像与工业无损检测等领域已得到广泛应用^[1,2].

平板探测器是锥束 CT 中应用最广泛的成像部件. 平板探测器通过闪烁体将 X 射线转换成可见光, 再由光电二极管将可见光转换为电信号^[3]. 几乎所有的固态闪烁体材料都表现出一定程度的余晖衰减, 衰减曲线中存在多种衰减成分, 不同的衰减成分对应不同的衰减时间常数, 它们对图像质量的影响很大程度上取决于时间常数的幅值. 短时间常数的衰减成份主要影响重建图像的空间分辨率, 长时间常数的衰减成分主要影响重建图像的伪影^[4,5]. 在锥束 CT 高质量成像中, 余晖是必须考虑的重要影响因素之一.

不同类型的探测器往往具有不同的制造工艺和成像模式, 其余晖的大小通常也存在显著差异^[6-8]. 探测器余晖的校正主要有硬件和软件两种方法: 硬件方法为通过对闪烁体掺杂稀土材料来抑制探测器衰减, 软件方法为采用补偿算法校正探测器衰减信号. 显然, 硬件方法只适用于探测器的制造商, 对于普通用户而言只能采用软件方法, 但软件方法考虑的模型较复杂, 需结合探测器余晖机理和大量试验进行测定. 文献[9]通过蒙特卡罗方法研究了 X 射线层析与照相组合系统中余晖对图像质量的影响; 文献[10—12]研究了基于平板探测器的放射治疗和 CT 高速(实时)成像系统中余晖的测量方法与特性表现, 总体上平板探测器输出图像的速度越快, 余晖对成像质量的影响越大; 文献[13]研究了典型临床扫描参数下, 平板探测器常规读出模式与减少余晖读出模式下获取图像的质量差异, 其中常规读出模式下探测器只输出一次, 在输出时间内累积的信号强度均记录在投影数据中, 而减少余晖读出模式下探测器会输出多次, 只有紧随 X 射

* 国家科技重大专项(批准号: 2012ZX04007021)、国家自然科学基金青年科学基金(批准号: 51105315)、陕西省自然科学基金基础研究计划(批准号: 2013JM7003)和西北工业大学基础研究基金(批准号: JC20110253, JC20120226)资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: kdhuang@nwpu.edu.cn

线曝光的输出图像才记录为投影数据, 随后的其余输出用于刷新残留的信号强度. 文献 [14, 15] 使用了双指数拟合的方法表示探测器的余晖衰减模型, 并采用一种递归方法进行余晖校正, 取得了较好的效果, 但其模型构成是不可更改的, 而且递归校正的计算量很大. 这些研究基本集中于探测器余晖的测量与分析, 余晖校正方法的灵活性和便利性有待进一步提升.

本文结合平板探测器输出信号的实际衰减规律, 提出一种新的基于多指数拟合的余晖衰减建模及校正方法, 并进行了基于平板探测器的锥束 CT 成像余晖检测与校正实验, 以检验该方法的可行性和有效性.

2 余晖衰减模型与校正方法

2.1 余晖多指数衰减模型

文献 [4] 通过考察闪烁体衰减参数相对于辐射剂量、探测器老化、X 射线光子能量以及温度的稳定性, 并根据大量实验发现探测器脉冲响应的余晖衰减模型可由以下多个指数建模:

$$h(t) = \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-t/\tau_n} U(t), \quad (1a)$$

$$U(t) = \begin{cases} 1, & t \geq 0, \\ 0, & t < 0, \end{cases} \quad (1b)$$

其中, α_n 表示时间常数为 τ_n 的衰减成分的相对强度, N 由探测器衰减曲线测量结果决定.

根据线性系统理论以及衰减系数线积分在数据采样间隔 Δt 内近似不变的事实, 可以推导出测量采样 $y(k\Delta t)$ 与真实线积分采样 $x(k\Delta t)$ 之间的递

推公式

$$x(k\Delta t) = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \beta_n e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n}, \quad (2a)$$

$$S_{nk} = x[(k-1)\Delta t] + e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{n(k-1)}, \quad (2b)$$

$$\beta_n = \alpha_n \left(1 - e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}}\right), \quad (2c)$$

其中, β_n 是依赖于探测器余晖特性和观测视角采样速率的常数.

该递归校正方法可以有效消除阴影和环状伪影, 但计算量大效率低, 另外由于此方法需要提前获取各种衰减成分的时间常数, 这需要大量先验实验进行测定, 而且普通用户难以得到准确的探测器闪烁体各种组成成分及其配比, 造成在一般成像中难以实施. 本文借鉴余晖多指数衰减模型的思想, 提出一种便于应用的余晖建模及校正方法.

2.2 余晖衰减建模与余晖校正

如图 1 所示, 设 T 为探测器采样周期, 在 $t = t_0$ 时刻开启射线源进行照射, 在 $t = t_1$ 时刻探测器开始采集, 沿时间序列在 $t = t_1 + kT$, ($k = 0, 1, 2, \dots, n$) 时刻, 探测器像素的接收值为 x_{k+1} , 探测器像素的输出值为 X_{k+1} , 探测器像素受上一时刻灰度衰减的余晖值为 $h(X_k)$, 则

$$X_{k+1} = x_{k+1} + h(X_k). \quad (3)$$

上式表明, 在开启射线源时, 探测器的当前输出值是接收值与余晖值的叠加, 该余晖值是之前所有时刻余晖贡献的总和. 因此对于下一时刻输出值中包含的余晖, 可以近似认为只受上一时刻输出值的影响, 这一点对余晖校正非常重要.

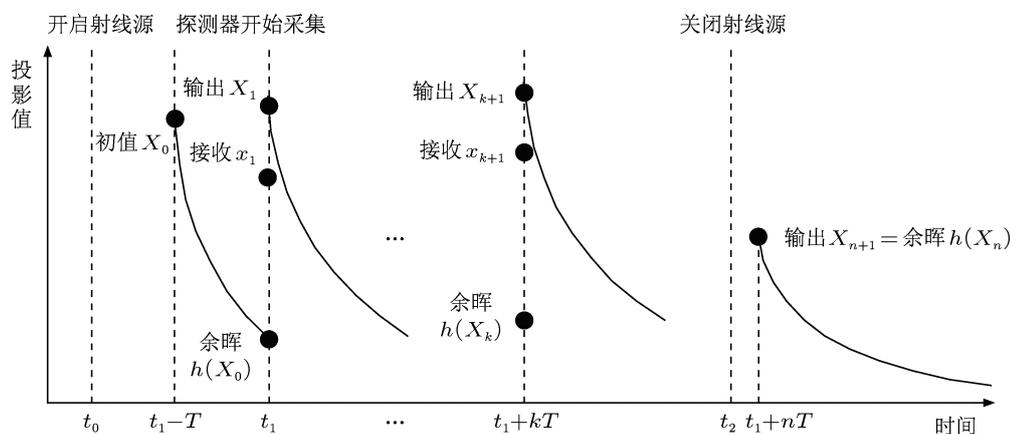


图 1 投影图像序列中的余晖影响

当关闭射线源后,探测器的输出值就是当前余晖的强度值,由此可以获取余晖衰减模型. 设 $t = t_2$, $(t_1 + (n - 1)T < t_2 < t_1 + nT)$ 时刻关闭射线源,然后将关闭射线源后采集的第一幅图像作为起始图像,以第一幅图像中各像素的采集时间作为起始时间,即 $t = 0$,根据连续采集的多幅图像按下式进行多指数拟合得到余晖衰减模型:

$$f(t) = \sum_{n=1}^N a_n e^{-b_n t}, \quad (4)$$

其中, N 表示指数函数的个数, a_n, b_n 为衰减参数, t 为探测器余晖采样时刻.

上述余晖衰减模型是用 $t = 0$ 时所对应的灰度为起始灰度拟合得到的. 当探测器输出图像中像素灰度为 X_k 时,可根据方程

$$\sum_{n=1}^N a_n e^{-b_n t} = X_k, \quad (5)$$

求解得到其对应的时刻 $t(X_k)$, 则可以得到在射线源开启的情况下,当前图像像素对下一幅图像的对应像素的余晖值为

$$h(X_k) = f(t(X_k) + T). \quad (6)$$

根据 (3) 式,下一幅图像中对应像素的实际接收值为

$$x_{k+1} = X_{k+1} - h(X_k). \quad (7)$$

由此即可实现探测器余晖的校正.

3 余晖测量与校正实验

3.1 余晖图像采集

为了验证上述方法的可行性,本文对一铝质零件进行了锥束 CT 扫描实验. 锥束 CT 系统的主要部件和参数为: X 射线源为 YXLON 的 Y.TU 450-D02, 平板探测器为 Varian 的 PaxScan 2520, 扫描电压 220 kV, 曝光量 0.76 mA·s.

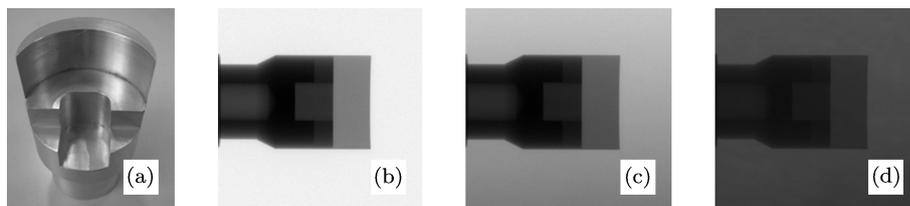


图 2 零件及其余晖采集图像序列 (a) 铝质零件; (b) 射线源关闭前一幅图像; (c) 射线源关闭后第一幅图像; (d) 射线源关闭后第二幅图像

首先设定平板探测器的采集速度为 3 幅/s 并进行连续采集, 然后对零件进行 20 s 的曝光, 以使探测器余晖效应趋于稳定, 最后关闭射线源并采集 60 幅图像 (20 s). 按上述方式进行 7 次数据采集, 并将对应图像 (相同时刻) 按像素进行求和平均, 以降低噪声的影响.

如图 2 所示, 在射线源关闭后, 由于余晖的存在导致在后续图像上还能清晰地看到零件的轮廓, 这将在锥束 CT 重建图像中产生伪影, 从而降低图像质量.

3.2 探测器余晖衰减特性分析

探测器的余晖衰减特性需要分析两个问题: 不同像素在相同初始灰度的衰减情况和同像素在不同初始灰度的衰减情况.

比较不同像素在相同初始灰度下的衰减规律, 实际上是测试探测器材料及工艺的均匀性如何. 其比较方法为: 统计射线源关闭后第 1 幅图像中的像素灰度值, 任意选取若干初始灰度相同的像素, 将其按余晖图像采集序列的衰减时刻进行对应平均, 并对均值按 (4) 式进行多指数拟合得到余晖衰减模型, 然后计算各像素在对应衰减时刻与拟合曲线的平均偏差. 判定: 若平均偏差小于曝光图像背景的标准方差, 则认为各像素的衰减特性一致, 各像素可采用相同的衰减模型; 否则说明各像素的衰减特性不一致, 各像素需采用各自的衰减模型.

射线源关闭前一幅图像的背景均值为 2600, 射线源关闭后第一幅图像的灰度值最高仅为 1400 多, 取余晖衰减模型的起始衰减灰度为 1400, 统计共有 1556 个像素, 任意选取其中 10 个像素, 如表 1 所示 (只列出前 10 个衰减值). 采用 (4) 式拟合表 1 中的均值, 当 $N = 3$ 时已可得到很好的拟合效果, 拟合结果为 (图 3)

$$f(t) = 1341 e^{-2.146t} + 39.73 e^{-0.1194t} + 19.23 e^{-0.01511t}. \quad (8)$$

通过表 1 可以看出, 拟合值与实际值的平均偏差均小于本组实验曝光图像背景的标准方差 14.17, 因此可以认为不同像素在相同初始灰度的衰减规律一致.

对于同像素在不同初始灰度的衰减情况, 进行以下实验: 选取表 1 中的 3 个位置像素, 调整曝光量使其余晖的初始灰度为 1200 左右, 采集 10 幅余晖图像得到 10 个时刻的余晖值; 将余晖值 1200 代

入 (8) 式解得 $t = 0.075091$, 以此为初始时刻计算出之后 9 个时刻的余晖值, 结果如表 2 所示. 表 2 中的实测值与计算值的差异在噪声水平以内, 因此可以认为同像素在不同初始灰度的余晖衰减规律是一致的. 结合之前的实验数据, 可以总结出本实验所用的平板探测器的余晖衰减特性为: 探测器各像素的余晖衰减规律具有良好的一致性, 且余晖衰减规律与初始灰度的大小无关.

表 1 不同像素在相同初始灰度的衰减情况

像素位置及评价项目		衰减图像序列									
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	(402, 63)	1400	206	69	50	40	37	36	32	28	28
2	(398, 77)	1400	206	74	50	45	41	38	33	35	36
3	(114, 85)	1400	210	74	52	45	42	38	32	36	30
4	(748, 90)	1400	209	71	47	49	37	39	32	34	27
5	(164, 95)	1400	211	70	49	43	39	34	30	35	29
6	(382, 101)	1400	210	68	47	39	33	33	30	26	30
7	(194, 105)	1400	207	69	55	40	37	34	30	29	28
8	(719, 108)	1400	207	70	45	40	37	35	30	32	28
9	(287, 114)	1400	206	74	54	44	39	42	32	31	24
10	(549, 119)	1400	210	75	53	45	41	36	35	27	26
平均值		1400.00	208.20	71.40	50.20	43.00	38.30	36.50	31.60	31.30	28.60
拟合函数值		1399.96	211.03	68.29	48.29	43.00	39.73	36.98	34.52	32.33	30.35
最大绝对偏差		0.04	5.03	6.71	6.71	6.00	6.73	5.02	4.52	6.33	6.35
平均偏差		0.04	2.83	3.17	3.08	2.60	2.39	2.30	3.02	3.17	2.88

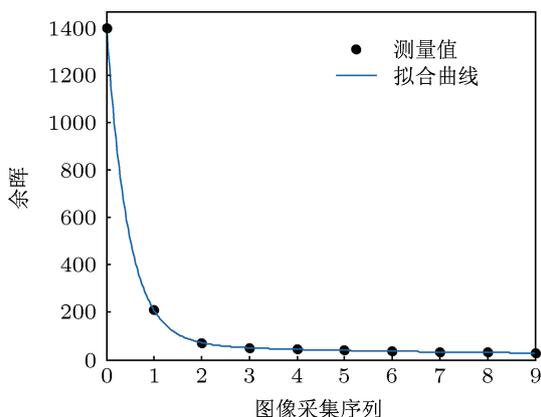


图 3 余晖衰减规律拟合曲线

3.3 余晖校正计算与结果分析

根据平板探测器的余晖衰减特性, 对锥束 CT

一次扫描中的所有投影图像均可采用 (7) 式进行余晖校正. 但是, 平板探测器的像素个数通常在百万量级, 直接采用 (7) 式计算量过于庞大且存在大量重复计算 (同灰度时), 考虑到探测器像素的灰度级是固定的且相对较小 (PaxScan 2520 为 4096), 因此本文采用查表的方式进行余晖校正: 根据 (5) 式和 (6) 式计算各个灰度对下一幅投影图像的余晖值, 建立并存储灰度 - 余晖对应表, 校正时直接根据上一幅当前像素的灰度值从灰度 - 余晖对应表中查得其余晖值, 然后按 (7) 式完成余晖校正. 对于第一幅投影图像, 可以其自身近似作为其前一幅投影图像.

余晖校正前后的第 15 幅投影图像的比较如图 4 所示, 可见余晖校正后投影图像的灰度均有所降低, 其中空白区域的灰度降低较多, 符合初始灰度大则余晖大的衰减规律. 图 5 是余晖校正前后第 15

表 2 同像素在不同初始灰度的衰减情况

比较项	衰减图像序列									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
(114, 85) 实测值	1200	188	69	49	43	39	37	35	31	29
(382, 101) 实测值	1198	186	68	48	42	39	36	34	32	30
(549, 119) 实测值	1203	189	69	50	44	40	38	36	33	31
计算值	1200	187	65	48	43	40	37	34	32	30

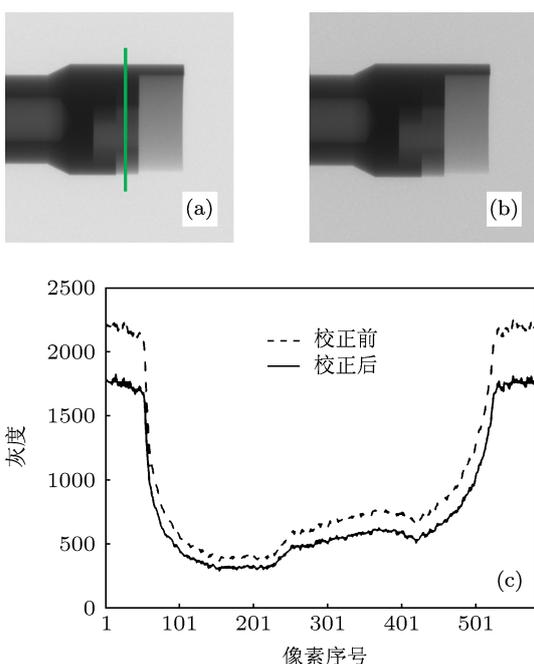


图 4 余晖校正前后投影图像比较 (a) 校正前; (b) 校正后; (c) 为 (a) 中直线位置灰度比较

幅投影图像对数计算后的比较, 可见余晖校正后的零件投影边缘锐利程度有所提升. 对于锥束 CT 系统而言, 根据投影图像重建出的切片图像是应用的根本. 从图 6 所示的余晖校正前后切片图像的比较可以看出, 零件内外边缘轮廓的锐利程度在余晖校正后均得到了一定程度的提升, 这是由于在边缘轮廓处消除了余晖残留影像的影响, 使得轮廓更加清晰, 并相对更加准确. 在均匀材质的零件内部区域, 余晖校正前后的切片图像灰度变化很小, 这跟余晖主要影响物体边界和灰度变化剧烈处的成像清晰度的性质是相符的.

为了进一步分析切片图像的质量, 采用平均梯度来表征零件的轮廓清晰度, 平均梯度值越大表明图像细节信息越清晰. 对于 $N \times M$ 大小的区域, 其

平均梯度定义为

$$\Delta \bar{G} = \frac{1}{M \times N} \times \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N \sqrt{\frac{\Delta F_x(x_i, y_j)^2 + \Delta F_y(x_i, y_j)^2}{2}}, \quad (9a)$$

其中 $\Delta F_x(x_i, y_j)$ 和 $\Delta F_y(x_i, y_j)$ 表示像素 (x_i, y_j) 沿 x 和 y 方向的一阶偏导, 定义为

$$\begin{aligned} \Delta F_x(x_i, y_j) &= F(x_{i+1}, y_j) - F(x_i, y_j), \\ \Delta F_y(x_i, y_j) &= F(x_i, y_{j+1}) - F(x_i, y_j). \end{aligned} \quad (9b)$$

采用 (9) 式计算图 6(a) 中指定矩形区域的平均梯度, 结果如表 3 所示. 从表 3 可以看出, 无论外轮廓部分还是内轮廓部分, 余晖校正后的切片图像清晰度都比校正前提高了 10% 以上, 表明本文提出的余晖校正方法对锥束 CT 切片图像质量有显著提升.

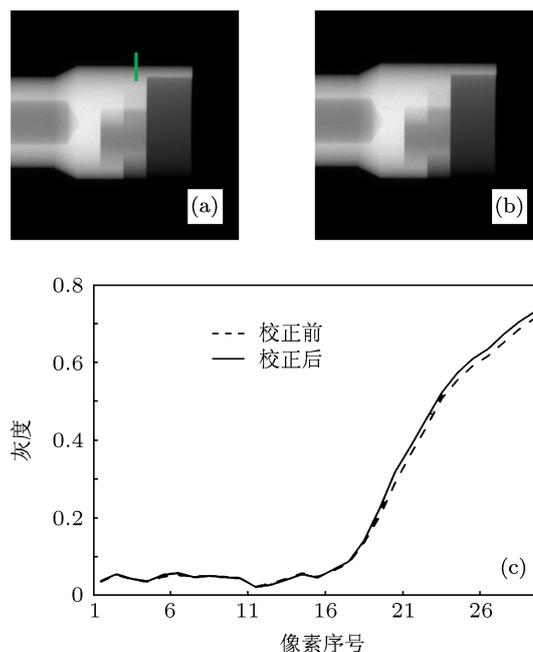


图 5 余晖校正前后投影图像对数计算后比较 (a) 校正前; (b) 校正后; (c) 为 (a) 中直线位置灰度比较

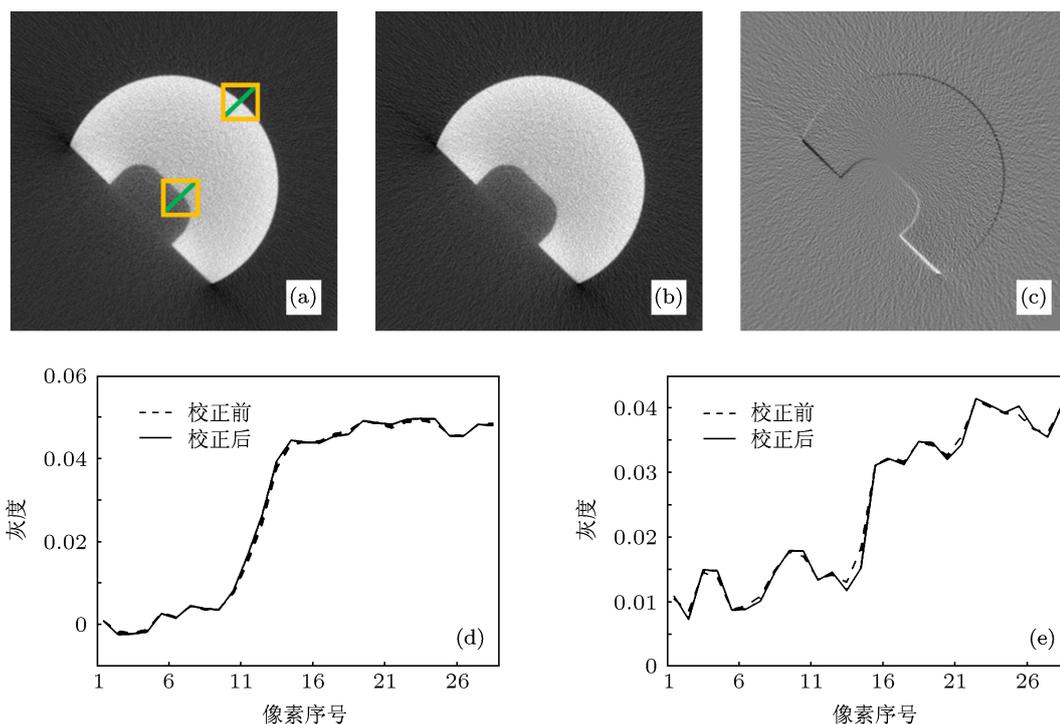


图6 余晖校正前后切片图像比较 (a)校正前;(b)校正后;(c)为(a)减(b);(d)外轮廓直线位置灰度比较;(e)内轮廓直线位置灰度比较

表3 余晖校正前后切片图像清晰度比较

比较项	外轮廓部分	内轮廓部分
校正前切片图像	0.001945	0.001934
校正后切片图像	0.002295	0.002207
提高百分比/%	18.0	14.1

4 结论

本文借鉴余晖多指数衰减模型的思想,结合平板探测器输出信号的实际衰减规律,提出了一种新的基于多指数拟合的余晖衰减建模及校正方法,并

在基于平板探测器成像的实际锥束 CT 系统中进行了余晖测量与校正实验,结果表明平板探测器各像素的余晖衰减规律具有良好的一致性,且余晖衰减规律与初始灰度的大小无关.根据该实验结论及建立的余晖衰减模型实现了余晖的快速校正,并分析比较了余晖校正前后投影图像和切片图像质量,表明余晖校正后的零件轮廓清晰度得到了显著提升.本文方法无需获取探测器闪烁体成分及其衰减时间常数,在实际锥束 CT 检测应用中便于实施余晖检测与校正,也可推广应用于类似的探测器成像系统.

[1] Luo Z Y, Yang X Q, Meng Y Z, Deng Y 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 8237 (in Chinese) [罗召洋, 杨孝全, 孟远征, 邓勇 2010 物理学报 **59** 8237]
 [2] Wang X C, Yan B, Liu H K, Li L, Wei X, Hu G E 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 098702 (in Chinese) [汪先超, 闫斌, 刘宏奎, 李磊, 魏星, 胡国恩 2013 物理学报 **62** 098702]
 [3] Kasap S, Frey J B, Belev G, Tousignant O, Mani H, Greenspan J, Laperriere L, Bubon O, Reznik A, DeCrescenzo G, Karim K S, Rowlands J A 2011 *Sensors* **11** 5112
 [4] Hsieh J, Gurmen O E, King K F 1999 *Radiology* **213** 318
 [5] Hsieh J, Gurmen O E, King K F 2000 *IEEE Trans. Med. Img.* **19** 930
 [6] Lei Y H, Liu X, Guo J C, Zhao Z G, Niu H B 2011 *Chin. Phys. B* **20** 042901
 [7] Benítez R B, Ning R, Conover D 2006 *Proceedings of SPIE Medical*

Imaging 2006: Physics of Medical Imaging San Diego, USA, February 12–16, 2006 p61422K
 [8] Hofmann T, Burtzclaff S, Voland V, Salamon M, Nachtrab F, Sukowski F, Uhlmann N 2009 *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **607** 187
 [9] Mainprize J G, Wang X Y, Yaffe M J 2009 *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging* Orlando, USA, February 7–12, 2009 p72580R
 [10] Colbeth R E, Mollov I P, Roos P G, Shapiro E G 2005 *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging* San Diego, USA, February 15–17, 2005 p387
 [11] Zhang Y, Ning R, Conover D 2006 *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging* San Diego, USA, February 12–

- 16, 2006 p61420Z
- [12] Tanaka R, Ichikawa K, Mori S, Dobashi S, Kumagaya M, Kawashima H, Morita S, Sanada S 2010 *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging* San Diego, USA, February 15–18, 2010 p76224S
- [13] Carton A K, Puong S, Iordache R, Muller S 2011 *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging* Orlando, USA, February 13–17, 2011 p79611D
- [14] Mail N, O'Brien P, Pang G 2007 *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **8** 2483
- [15] Mail N, Moseley D J, Siewerdsen J H, Jaffray D A 2008 *Med. Phys.* **35** 5187

Image lag modeling and correction method for flat panel detector in cone-beam CT*

Huang Kui-Dong^{1)†} Zhang Ding-Hua¹⁾ Li Ming-Jun¹⁾ Zhang Hua²⁾

1) (Key Lab of Contemporary Design and Integrated Manufacturing Technology (Northwestern Polytechnical University), Ministry of Education, Xi'an 710072, China)

2) (School of Mechanical Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

(Received 4 July 2013; revised manuscript received 19 July 2013)

Abstract

Cone-beam computed tomography (CT) has the notable features, viz high efficiency and high precision, and is widely used in the areas such as medical imaging and industrial non-destructive testing, but the presence of image lag reduces the quality of CT images. By referencing the multi-exponential decay model for the image lag and combining with the actual decay rule of the flat panel detector output signal, a new decay modeling and correction method for the image lag based on multi-exponential fitting is proposed. Firstly, an imaging experiment using cone-beam CT based on flat panel detector is carried out; the results show that the image lag decay of the pixels in the flat panel detector has a good consistency, and is irrelevant to the initial gray value. Then, the rapid image lag correction is achieved according to the image lag decay model, and the comparison of image quality of the projected images and slice images before and after image lag correction indicates that the edge sharpness of the part has been significantly improved after the lag correction. This method does not need to obtain the scintillation compositions and the decay time constants of the detector, and is easily applied to the practical cone-beam CT imaging systems for image lag detection and correction.

Keywords: image lag, flat panel detector, cone-beam CT, multi-exponential decay

PACS: 07.85.Fv, 42.30.-d, 42.30.Wb, 87.57.Q-

DOI: 10.7498/aps.62.210702

* Project supported by the National Science and Technology Major Project of the Ministry of Industry and Information Technology of China (Grant No. 2012ZX04007021), the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 51105315), the Natural Science Basic Research Program of Shaanxi Province, China (Grant No. 2013JM7003), and the Northwestern Polytechnical University Foundation for Fundamental Research, China (Grant Nos. JC20110253, JC20120226).

† Corresponding author. E-mail: kdhuang@nwpu.edu.cn