

基于 CT 扫描数据的 X 射线能谱估计方法*

陈鑫洁¹⁾ 张敬娜¹⁾ 张慧滔^{1)2)†} 夏迪梦¹⁾徐文峰¹⁾ 朱溢佺¹⁾²⁾ 赵星¹⁾²⁾

1) (首都师范大学数学科学学院, 北京 100048)

2) (南方科技大学, 国家应用数学中心, 深圳 518055)

(2022 年 12 月 3 日收到; 2023 年 3 月 15 日收到修改稿)

X 射线能谱在计算机层析成像 (computed tomography, CT) 图像硬化校正、双能谱 CT 成像、辐射剂量计算等方面具有重要作用. 常用的估计 X 射线能谱分布的方法, 利用 X 射线穿过不同厚度模体的衰减数据, 来间接估计 X 射线能谱分布. 由于该问题具有严重的病态性, 因此如何鲁棒和准确地求解是能谱估计问题的关键. 本文提出了一种利用 CT 扫描数据来估计 X 射线能谱分布的方法. 该方法中考虑了谱估计和图像重建之间的相互印证关系, 即谱估计正确时重建的 CT 图像无硬化伪影, 而重建图像无硬化伪影时, 则说明估计的谱准确. 该方法利用这种相互印证关系构造优化模型, 通过交替迭代求解, 估计能谱分布和重建无硬化伪影的 CT 图像. 数值实验和实际实验结果表明, 该方法可以准确、鲁棒地估计出 X 射线能谱.

关键词: X 射线能谱估计, CT 图像, CT 扫描数据, 交替迭代算法**PACS:** 87.59.-e, 32.30.Rj, 42.30.Wb, 41.50.+h**DOI:** 10.7498/aps.72.20222307

1 引言

X 射线能谱在辐射剂量计算^[1]、双能谱计算机层析成像 (computed tomography, CT)^[2]、CT 图像硬化校正^[3,4]等方面具有广泛应用. 因此, 如何快速准确地获得 X 射线能谱分布具有重要的研究意义和应用价值. CT 系统中 X 光机产生的 X 射线流强较大, 难以利用 X 射线光谱仪直接测量 X 射线能谱分布. 如何间接估计 X 射线能谱分布是目前研究的热点问题.

能谱估计问题是利用 X 射线穿过不同厚度模体的衰减数据, 来估计 X 射线能谱分布. 该问题具有严重的病态性. 为了克服该问题的病态性, 研究者们发展了多种间接方法来估计 X 射线能谱分布. 例如利用矩阵奇异值分解 (singular value decom-

position, SVD) 的方法直接求解线性方程组来估计 X 射线能谱分布^[5-8], 或利用最大期望算法 (expectation-maximization, EM) 求解该线性方程组^[9-12], 一定程度上克服了矩阵的病态性, 可以较好地估计 X 射线能谱. 该类方法需要扫描专用的楔形模体. 由于楔形模体中, 厚度阶梯个数对应了谱估计模型中求解方程的个数. 而实际应用时, 楔形模体中的厚度阶梯个数较少, 因此谱估计模型的方程个数远小于能谱未知数个数, 导致了方程组求解的欠定性问题. 为了克服谱估计问题的欠定性, 通常的方法是在能谱估计时加入先验信息, 建立含有未知参数的解析式来表示 X 射线能谱分布^[13-18]. Yang 等^[13,14]利用多项式、Delta 函数和指数函数的组合来表示 X 射线能谱分布. Zhao 等^[15,16]将待估计的 X 射线能谱分布表示为一组模型谱的加权总和. 这类方法的关键是加入的先验能谱模型能否

* 国家重点研发计划 (批准号: 2022YFF0607800) 和国家自然科学基金 (批准号: 61971293, 61827809, 61671311) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: zhanght@cnu.edu.cn

准确刻画 X 射线能谱分布.

谱估计和图像重建之间是相互印证的关系. 即谱估计正确时, 可利用谱信息构造去除硬化伪影的校正算法, 获得无硬化伪影的图像; 而重建图像无硬化伪影时, 可以间接说明估计的谱的准确性. 对于单材质模体, 无硬化伪影时, CT 图像是分片常数的, 可以用图像全变分 (total variation, TV) 最小来刻画. 故本文将上述思想作为约束信息加入到能谱估计中, 提出一种利用单材质模体的 CT 扫描数据来估计 X 射线能谱分布的方法. 该方法的特点是不需要预先获得 X 射线穿过不同厚度被测模体的交线长, 另外对被测模体的制作精度要求也不高. 数值实验和实际实验结果表明, 该方法不仅可以准确、稳定地估计出 X 射线能谱, 而且可以同时重建出被测模体无硬化伪影的 CT 图像.

2 方法

2.1 谱估计模型

在忽略散射的情况下, 多能 X 射线穿过单材质模体后的强度 I 可表示为

$$I(L) = \int S(E) e^{-\mu(E)L} dE, \quad (1)$$

其中 $S(E)$ 为归一化等效能谱, $\int S(E) dE = 1$; L 为 X 射线穿过模体的交线长; $\mu(E)$ 为模体关于能量 E 的衰减系数. 该能谱与 X 光机的发射谱、探测器的闪烁体以及所用滤波片的材质和厚度有关. 由 (1) 式可知, 不同的 L 对应不同的强度 I , 且 I 与 L 之间是非线性关系.

谱估计是利用 X 射线穿过模体后的强度 I 来间接求解能谱 $S(E)$ 的问题. (1) 式可离散化为

$$I(L_j) = \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i)L_j} \Delta E, \quad j = 1, 2, \dots, J, \quad (2)$$

其中 $I(L_j)$ 是交线长为 L_j 时对应的强度, $S(E_i)$ 是离散化的能谱, $\mu(E_i)$ 是离散化的衰减系数, N 是 X 射线能谱的离散点个数, J 是方程个数. 在实际实验中, 通过 X 射线探测器探测可以得到 X 射线穿过不同厚度模体后的强度 I . 当模体材质确定时, 模体关于能量 E 的衰减系数 $\mu(E)$ 可由美国国家标准技术研究院 (National Institute of Standards and Technology, NIST) 网站获得. X 射线穿过模体的交线长通常采用直接测量模体厚度来获得. 因

此谱估计问题就是在已知交线长 L_j 、模体衰减系数 $\mu(E_i)$ 的情况下, 利用 $I(L_j)$ 从方程组 (2) 中求能谱 $S(E_i)$, 其中 $i = 1, 2, \dots, N$; $j = 1, 2, \dots, J$.

能谱估计问题中, 通常方程组 (2) 严重病态. 通过直接测量^[9-11] 获得交线长 L 的方式容易产生测量误差, 增加方程组的病态性. 实际实验中, 一般只会用较少厚度的模体进行实验. 每一个厚度下的衰减数据对应方程组 (2) 中的一个方程. 当方程个数小于离散能谱的个数时, 该方程组是欠定的.

利用 CT 扫描数据来估计能谱的公式表示如下:

$$I_{u,\beta} = \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i)L_{u,\beta}} \Delta E, \quad u = 1, 2, \dots, U; \beta = 1, 2, \dots, V, \quad (3)$$

其中 $I_{u,\beta}$ 是扇束 CT 扫描时旋转角度为 β , 坐标为 u 的探测器单元采集的 CT 数据; u 表示探测器坐标; U 是 CT 系统探测器个数; V 是 CT 扫描角度个数; 交线长 L 通过对模体分布函数 $f(\mathbf{x})$ 做投影变换得到, $f(\mathbf{x})$ 的离散形式记为 \mathbf{F} , $\mathbf{F} = (f_1, f_2, \dots, f_M)^T$ 表示离散的模体分布图像, f_m 为图像 \mathbf{F} 在第 m 个像素上的采样值, $(\cdot)^T$ 表示向量或矩阵的转置; $L_{u,\beta} = \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F}$, $\mathbf{R}_{u,\beta} = (r_{u,\beta}^1, r_{u,\beta}^2, \dots, r_{u,\beta}^M)$ 表示由 u 和 β 确定的射线路径的投影向量, $r_{u,\beta}^m$ 表示 u 和 β 确定的射线路径与第 m 个像素相交的长度. 所以方程组 (3) 可表示为

$$I_{u,\beta} = \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i) \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F}} \Delta E, \quad u = 1, 2, \dots, U; \beta = 1, 2, \dots, V. \quad (4)$$

为了简单起见, 引入记号:

$$\mathbf{I} = (I_{1,1}, I_{1,2}, \dots, I_{1,V}, \dots, I_{U,1}, I_{U,2}, \dots, I_{U,V})^T, \quad (5)$$

$$\mathbf{S} = (S_1, S_2, \dots, S_N)^T, \quad (6)$$

$$\boldsymbol{\mu} = (\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N), \quad (7)$$

$$\mathbf{A} = [a_{i,j}]_{JN}, a_{i,j} = e^{-\mu(E_i) \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F}} \Delta E, \quad j = 1, 2, \dots, J; i = 1, 2, \dots, N, \quad (8)$$

其中, \mathbf{I} 是 $I_{u,\beta}$ 组成的 J 维列向量; j 表示由 u, β 确定的射线路径的编号. 方程组 (4) 可以简化为

$$\mathbf{I} = \mathbf{A} \mathbf{S}. \quad (9)$$

从而谱估计问题转化为从方程组 (9) 中, 利用 \mathbf{I} 求能谱 \mathbf{S} 和模体分布图像 \mathbf{F} 的问题.

对于单材质模体, 无硬化伪影时, CT 图像是分片常数的, 可以用图像 TV 最小来刻画. 其分布

图像 $f(\mathbf{x})$ 满足如下性质:

$$f(\mathbf{x}) = \begin{cases} 0, & \mathbf{x} \notin \Omega, \\ 1, & \mathbf{x} \in \Omega, \end{cases} \quad (10)$$

其中 Ω 表示模体区域.

综上, 本文将谱估计问题转化为如下优化问题进行求解:

$$(\mathbf{F}, \mathbf{S}, \sigma) = \operatorname{argmin} [\|([e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F} \Delta E]_{\text{JN}} \cdot \mathbf{S}) - \mathbf{I} \|^2 + \sigma \| \mathbf{F} \|_{\text{TV}}], \quad \text{s.t. } \min \| \mathbf{F} \|_{\text{TV}}. \quad (11)$$

其中 $\| \cdot \|^2$ 表示二范数的平方, $\| \mathbf{F} \|_{\text{TV}}$ 表示重建的离散模体图像 \mathbf{F} 的全变分.

2.2 谱估计方法

能谱估计的核心是求解优化问题 (11) 式. 本文采用类似交替方向乘子法 (alternating direction method of multipliers, ADMM) 的方式将优化问题 (11) 式分解成两个子问题, 交替迭代求解. 子问题一是已知 \mathbf{F} 的基础上, 利用测得的 \mathbf{I} 求解 \mathbf{S} . 具体优化问题如下:

$$\mathbf{S} = \operatorname{argmin} [\| \mathbf{I} - \mathbf{A} \mathbf{S} \|^2], \quad (12)$$

其中, $\mathbf{A} = [a_{i,j}]_{\text{JN}}$, $a_{i,j} = e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F} \Delta E$, $i = 1, 2, \dots, N$; j 表示由 u 和 β 确定的射线路径的编号, $j = 1, 2, \dots, J$, $J = U \times V$. 子问题二是已知能谱 $\tilde{\mathbf{S}}$ 的基础上, 利用测得的 \mathbf{I} 重建无硬化的单材质模体图像 \mathbf{F} . 具体优化问题如下:

$$(\mathbf{F}, \sigma) = \operatorname{argmin} \left[\sum_{j=1}^J \left(-\ln \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F} - \ln I_{u,\beta} \right)^2 + \sigma \| \mathbf{F} \|_{\text{TV}} \right], \quad \text{s.t. } \min \| \mathbf{F} \|_{\text{TV}}. \quad (13)$$

子问题一的关键是求解线性方程组, 解该问题有多种方式, 如利用 EM 方法^[9-12] 来求解, 提高了方法的抗噪性; 利用带非线性约束的迭代求解方法^[4], 在求解时将 X 射线能谱模型作为约束条件, 提高了模型的稳定性. 本文采用联合代数重建算法 (simultaneous algebraic reconstruction technique, SART) 求解子问题一, 迭代公式如下:

$$S_i^{(n+1)} = S_i^{(n)} + \lambda \frac{1}{\sum_{j \in I_\beta} a_{i,j}} \sum_{j \in I_\beta} a_{i,j} \frac{I_{u,\beta} - \sum_{i=1}^N a_{i,j} S_i^{(n)}}{\sum_{i=1}^N a_{i,j}}, \quad (14)$$

其中, $S_i^{(n)}$ 表示第 i 个离散能谱值迭代 n 次后的结果; λ 是松弛因子, $\lambda \in (0, 1)$; I_β 表示扫描角度为 β 下 CT 系统采集到的 CT 数据的集合. 子问题二的关键是重建无硬化的单材质模体图像 \mathbf{F} , 本文类比推广的代数重建算法^[2] (extended algebraic reconstruction technique, E-ART) 的推导过程, 利用一阶泰勒展开给出子问题二中单材质模体图像 \mathbf{F} 的重建迭代格式. 具体推导如下.

由 (4) 式可知在忽略散射的情况下, 多能 X 射线穿过单材质模体后投影数据 p 的离散形式为

$$p_{u,\beta} = -\ln \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F} \Delta E, \quad (15)$$

将 (15) 式的右端在 $\mathbf{F}^{(k)}$ 处一阶泰勒展开, 可得

$$T_{u,\beta}(\mathbf{F}) = p_{u,\beta}^{(k)} + \frac{g_{u,\beta}^{(k)}}{q_{u,\beta}^{(k)}} \mathbf{R}_{u,\beta} (\mathbf{F} - \mathbf{F}^{(k)}), \quad (16)$$

其中

$$g_{u,\beta}^{(k)} = \sum_{i=1}^N S(E_i) \mu(E_i) e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F}^{(k)} \Delta E, \quad (17)$$

$$q_{u,\beta}^{(k)} = \sum_{i=1}^N S(E_i) e^{-\mu(E_i)} \mathbf{R}_{u,\beta} \mathbf{F}^{(k)} \Delta E. \quad (18)$$

因为 $p_{u,\beta} = T_{u,\beta}(\mathbf{F})$, 所以 (15) 式可写为

$$p_{u,\beta} = p_{u,\beta}^{(k)} + \frac{g_{u,\beta}^{(k)}}{q_{u,\beta}^{(k)}} \mathbf{R}_{u,\beta} (\mathbf{F} - \mathbf{F}^{(k)}), \quad (19)$$

类比代数重建算法^[19] (algebraic reconstruction technique, ART) 的迭代公式, 由 (19) 式可计算出 $\mathbf{F}^{(k+1)}$ 的迭代格式如下:

$$\mathbf{F}^{(k+1)} = \mathbf{F}^{(k)} + \frac{g_{u,\beta}^{(k)} \mathbf{R}_{u,\beta}^T q_{u,\beta}^{(k)} (p_{u,\beta} - p_{u,\beta}^{(k)})}{(g_{u,\beta}^{(k)})^2 |\mathbf{R}_{u,\beta}|^2}. \quad (20)$$

(13) 式中 TV 最小化过程可采用梯度下降算法^[20-22] 等优化算法来求解, 具体迭代公式如下:

$$\mathbf{F}_{\text{TVM}}^n(K) = \mathbf{F}_c^{n-1}(K) - \alpha d_A(K) \hat{\mathbf{G}}^{n-1}(K), \quad n = 1, 2, \dots, N_{\text{TV}}. \quad (21)$$

其中 K 是子问题一和子问题二交替迭代求解的总迭代次数, $\mathbf{F}_c^{n-1}(K)$ 是算法总迭代 K 次时, 全变分最小化算法迭代 $n-1$ 次时的值; $d_A(K)$ 是增长因子, $d_A(K) = \| \mathbf{F}_c^{(0)}(K) - \mathbf{F}_c^{(k)}(K) \|$, $\mathbf{F}_c^{(0)}(K)$ 是设定的初始值, $\mathbf{F}_c^{(k)}(K)$ 是按照 (20) 式迭代 k 次后的值; $\hat{\mathbf{G}}^{n-1}(K)$ 是全变分梯度, $\mathbf{G}^{n-1}(K) = \frac{\partial \| \mathbf{F}_{\text{TVM}}^{n-1}(K) \|_{\text{TV}}}{\partial f_{i,j}}$, $\hat{\mathbf{G}}^{n-1}(K) = \frac{\mathbf{G}^{n-1}(K)}{|\mathbf{G}^{n-1}(K)|}$; N_{TV} 为

TVM 过程最大迭代次数.

综上, 本文优化问题迭代方法的具体实施步骤如下:

- 1) 选择迭代初始值 S_0 , F_0 , S_0 利用开源软件 Spectrum GUI 获得; F_0 通过对多色投影数据直接重建获得的图像 F 做阈值分割后获得;
- 2) 设 F_{n-1} 是第 $n-1$ 次迭代后的结果, 将 F_{n-1} 代入子问题一中求解得到能谱 S_n ;
- 3) 将 S_n 代入子问题二中, 利用 (20) 式求解子问题二, 得到 F_n ;
- 4) 直到 $\|I - AS\|^2 < \varepsilon$ 或 $n > N_{MAX}$ 则终止迭代, 否则返回步骤 2), 其中 ε 为提前设置好的阈值, ε 可取 10^{-6} ; N_{MAX} 为优化算法的最大迭代次数.

3 实验

3.1 模拟实验

模拟实验分为两组: 一组是在无噪声和有噪声的情况下对 X 射线能谱进行估计; 另一组是采用不同管电压、不同形状的模体、不同材质的模体对 X 射线能谱进行估计.

模拟实验采用的能谱利用开源软件 Spectrum GUI 获得; 衰减数据是通过 (4) 式数值计算得到, 模体线性衰减系数从 NIST 网站获得. 其他实验参数如表 1 所列.

表 1 模拟 CT 扫描系统的实验参数
Table 1. Experimental parameters of simulated CT scanning system.

参数名称	
射线源到探测器的距离/mm	1080
射线源到旋转中心的距离/mm	589.3525
扫描角度/(°)	360
扫描角度个数	720
探测器单元大小/mm	0.278
探测器个数	1136

为了评价估计谱与真实谱的接近程度, 本文利用归一化均方根误差 (normalized root mean square error, NRMSE) 来刻画. NRMSE 的公式如下:

$$\text{NRMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (S(E_i) - S(E_i)^*)^2}{\sum_{i=1}^N (S(E_i))^2}}, \quad (22)$$

其中 $S(E_i)$ 为估计值; $S(E_i)^*$ 为真实值.

3.1.1 实验 1——X 射线能谱估计方法验证

该实验采用的能谱是 Spectrum GUI 软件中球管 GE MaXiray125 仿真得到 80 kV 下的 X 射线能谱, 采样间隔为 1 keV. 模体为直径 40 mm 的圆形模体, 材质为铝.

无噪声下能谱估计的结果如图 1(a) 所示, 绿色曲线为初始谱, 初始能谱是由 Spectrum GUI 软件中球管 Oxford Series 6000 在管电压为 80 kV 下仿真得到, 采样间隔为 1 keV. 红色曲线为估计谱, 蓝色曲线为真实谱. 从图 1(a) 中红色曲线与蓝色曲线的接近程度可以看出本文方法估计的能谱逼近真实能谱, 估计谱的特征峰和真实谱的特征峰位置相同, 且通过图 1(c) 中红色的 NRMSE 收敛曲线也可看出估计谱与真实谱误差较小. 同时重建的 CT 图像如图 1(e) 所示, 图 1(d) 为 ART 直接重建的结果, 图 1(f) 为二者中心行剖面对比图, 从结果可看出该方法重建的图像比直接重建的图像硬化得到了改善, 也验证了能谱估计的准确性.

有噪声下能谱估计的结果如图 1(b) 所示, 噪声为 10^6 的泊松噪声. 绿色曲线为初始谱; 红色曲线为估计谱; 蓝色曲线为真实谱. 从图 1(b) 可以看到红色曲线仍较好地接近蓝色曲线, 验证了噪声条件下该方法也能很好估计出能谱. 通过图 1(c) 中蓝色 NRMSE 的收敛曲线可看出估计谱与真实谱 NRMSE 值低于 0.1. 同时重建的 CT 图像如图 1(h) 所示, 图 1(g) 为 ART 直接重建的结果, 图 1(i) 为二者中心行剖面对比图, 从结果可看出该方法重建的图像杯状伪影得到明显改善, 进一步验证了能谱估计的准确性.

为分析散射对本文方法的影响, 进行相应的散射模拟实验^[23], 图 2 所示为实验结果. 绿色曲线是初始谱, 红色曲线是估计谱, 蓝色曲线是真实谱. 图 2(a) 是加 1% 散射的数值实验结果, 可以看出整体上估计谱与真实谱比较接近, 只是高能部分偏差较大; 图 2(b) 是加 5% 散射的结果, 可以看到估计谱与真实谱偏差较大.

3.1.2 实验 2——X 射线能谱估计方法的普适性

该实验首先是在不同管电压下对 X 射线能谱进行估计. 采用的能谱是 Spectrum GUI 软件中球

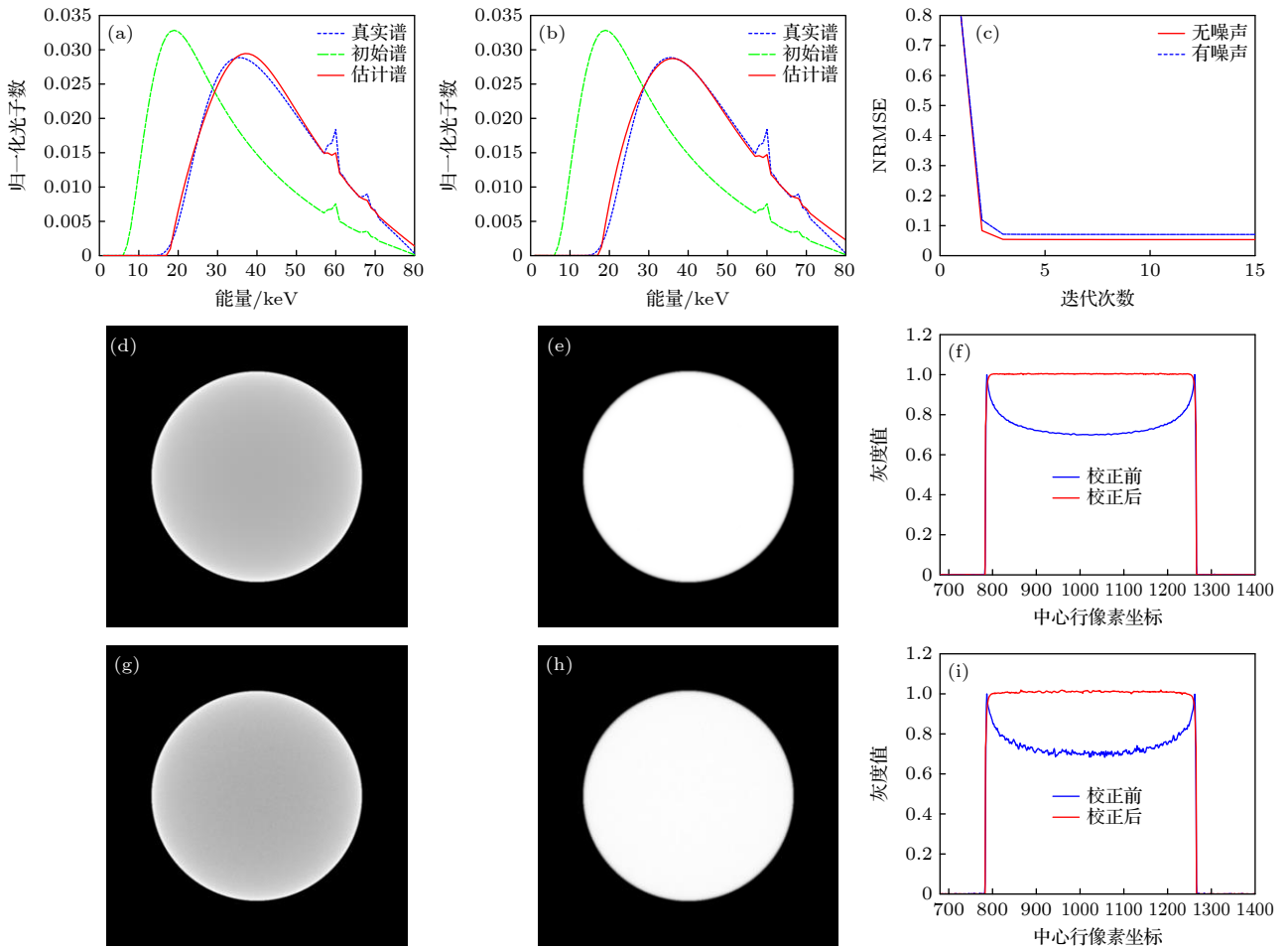


图 1 80 kV 下 X 射线能谱估计及重建结果 (a) 无噪声条件下能谱估计结果; (b) 泊松噪声条件下能谱估计结果; (c) NRMSE 随迭代次数的变化曲线; (d) 无噪声条件下 ART 重建结果; (e) 无噪声条件下本文方法重建图; (f) 图 (d) 和 (e) 中心行剖面对比图; (g) 有噪声条件下 ART 重建结果; (h) 有噪声条件下本文方法重建图; (i) 图 (g) 和 (h) 中心行剖面对比图

Fig. 1. X-ray energy spectrum estimation and reconstruction results at 80 kV: (a) Results of X-ray spectrum estimation without noise; (b) X-ray spectrum estimation results under Poisson noise condition; (c) curve of NRMSE with the number of iterations; (d) ART reconstruction results in noise-free condition; (e) reconstruction image of the proposed method under noise-free condition; (f) Figs. (d) and (e) comparison of section lines in the center row; (g) ART reconstruction results in noisy conditions; (h) reconstruction image of the proposed method under noisy condition; (i) Figs. (g) and (h) comparison of section lines in the center row.

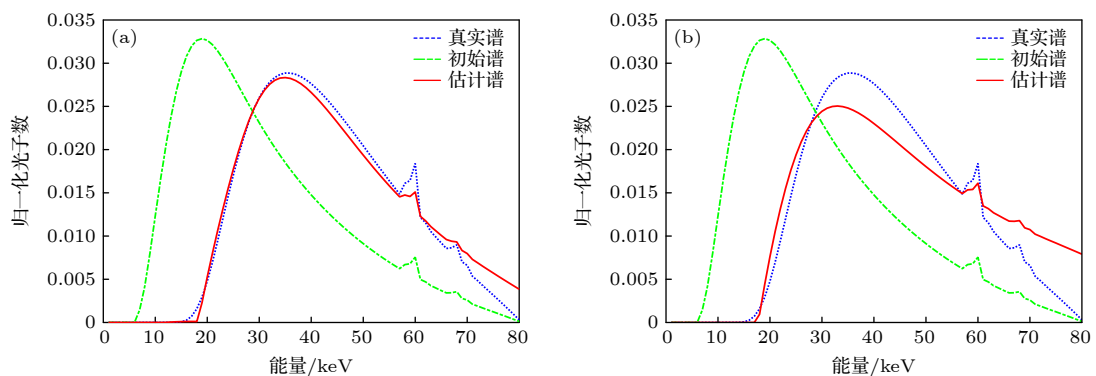


图 2 散射条件下的实验结果 (a) 散射占比为 1% 时的能谱估计图; (b) 散射占比为 5% 时的能谱估计图

Fig. 2. Experimental results under scattering conditions: (a) Energy spectrum estimation for 1% scattering; (b) energy spectrum estimation for 5% scattering.

管 GE MaXiray125 仿真得到的 X 射线能谱, 管电压分别为 140, 125, 60 kV, 采样间隔为 1 keV. 模体为直径 40 mm 的圆形模体, 材质为铝. 能谱估计的结果如图 3(a)—(c) 所示, 绿色曲线为初始谱, 初始能谱是由 Spectrum GUI 软件中球管 Oxford Series 6000 在管电压为管电压分别为 140, 125, 60 kV 下仿真得到, 采样间隔为 1 keV; 红色曲线为估计谱; 蓝色曲线为真实谱. 从图 3(a)—(c) 可以看出, 在不同管电压下红色曲线均可以很好地接近蓝色曲线, 说明本文方法适用于大多数管电压条

件下的 X 射线能谱估计. 同时重建的 CT 图像如图 3(d)—(f) 中所示, 图 3(g)—(i) 为 ART 重建图和本文方法重建图中心行的剖线对比图, 红色曲线是本文方法重建图中心行的剖线, 蓝色曲线是 ART 重建图中心行的剖线. 从剖线图的比较结果可看出在不同管电压下本文方法重建的图像硬化均得到了改善.

其次是利用不同形状的模体对 X 射线能谱进行估计. 采用的能谱是 Spectrum GUI 软件中球管 GE MaXiray125 仿真得到的 X 射线能谱, 管电

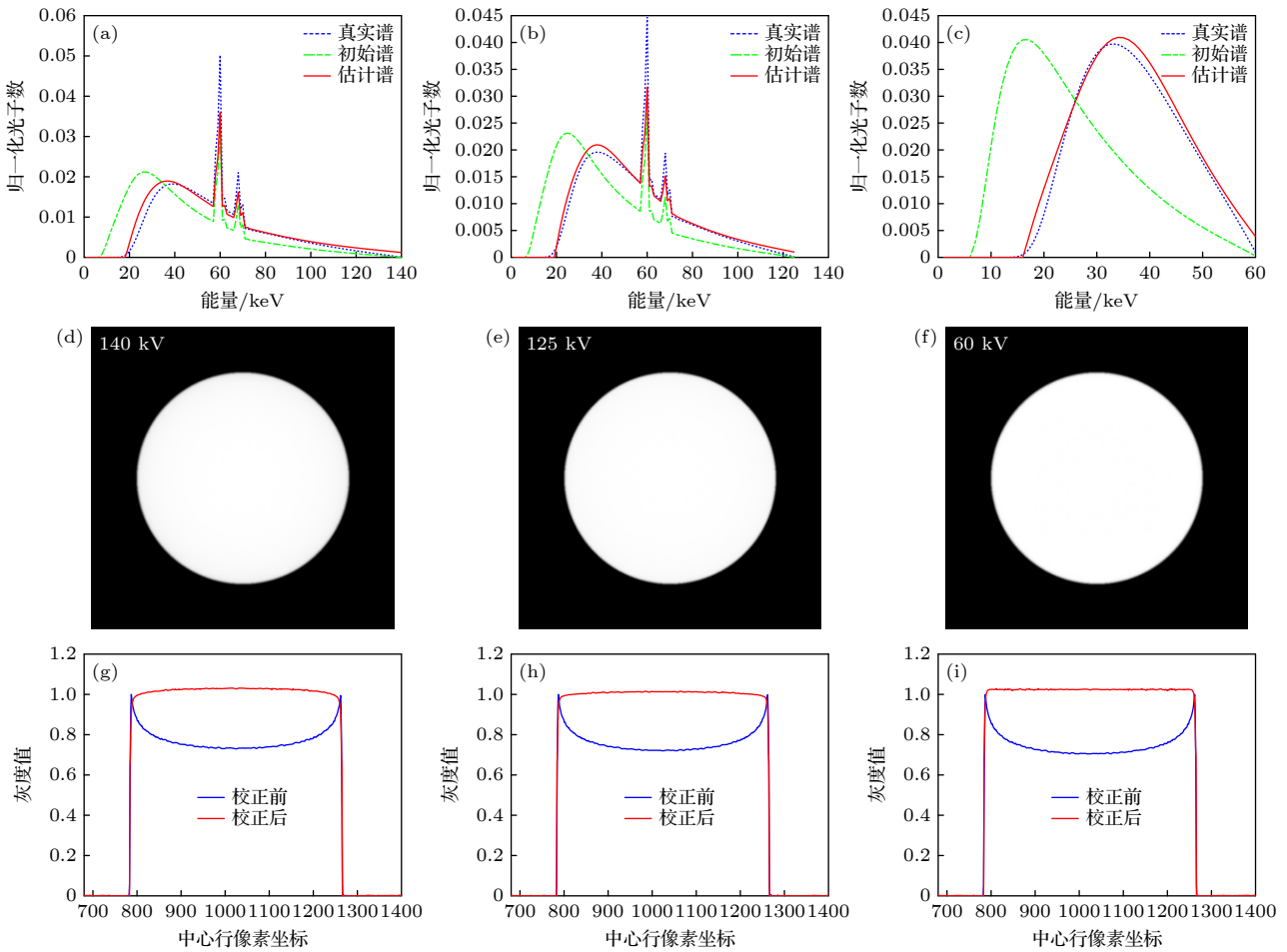


图 3 不同电压下 X 射线能谱估计及重建结果 (a) 140 kV 下能谱估计结果; (b) 125 kV 下能谱估计结果; (c) 60 kV 下能谱估计结果; (d) 140 kV 下本文方法重建图; (e) 125 kV 下本文方法重建图; (f) 60 kV 下本文方法重建图; (g) 140 kV 下本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖线对比图; (h) 125 kV 下本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖线对比图; (i) 60 kV 下本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖线对比图

Fig. 3. X-ray energy spectrum estimation and reconstruction results under different voltages: (a) X-ray spectrum estimation at 140 kV; (b) X-ray spectrum estimation at 125 kV; (c) X-ray spectrum estimation at 60 kV; (d) reconstruction image of the proposed method at 140 kV; (e) reconstruction image of the proposed method at 125 kV; (f) reconstruction image of the proposed method at 60 kV; (g) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART at 140 kV; (h) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART at 125 kV; (i) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART at 60 kV.

压为 80 kV, 采样间隔为 1 keV. 模体形状如图 4 所示, 材质为铝. 能谱估计的结果如图 5(a) 和图 6(a) 所示, 绿色曲线为初始谱, 初始能谱是由 Spectrum GUI 软件中球管 Oxford Series 6000 在管电压为 80 kV 下仿真得到, 采样间隔为 1 keV, 红色曲线为估计谱, 蓝色曲线为真实谱. 图 5(a) 和图 6(a) 中红色曲线与蓝色曲线几乎重合, 可以看出该方法在模体形状不规则条件下也可以估计出能谱. 同时重建的 CT 图像如图 5(b) 和图 6(b) 所示, 图 5(c) 和图 6(c) 为 ART 重建图和本文方法重建图中心行的剖面对比图, 红色曲线是本文方法重建图中心行的剖面, 蓝色曲线是 ART 重建图中心行的剖面. 从剖面图的比较结果可看出在模体形状不规则下本文方法重建的图像也可较好地校正硬化伪影. 此外利用估计的能谱数值生成的投影数据结果如图 6(e) 所示, 图 6(d) 为真实投影数据, 图 6(f) 是一个角度下二者的比较图. 从投影数据上也证明了估计的能谱与真实能谱接近.

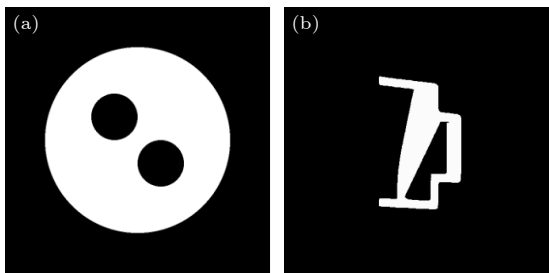


图 4 不规则模体图 (a) 模体 a 是在实验 1 的圆铝的基础上内部掏空了两个直径为 10 mm 的小圆; (b) 模体 b 是一个不规则的单材质铝材料模体

Fig. 4. Irregular phantom diagram: (a) Phantom a was hollowed out with two small circles of 10 mm on the basis of the round aluminum in experiment 1; (b) phantom b is an irregular, single-material aluminum phantom.

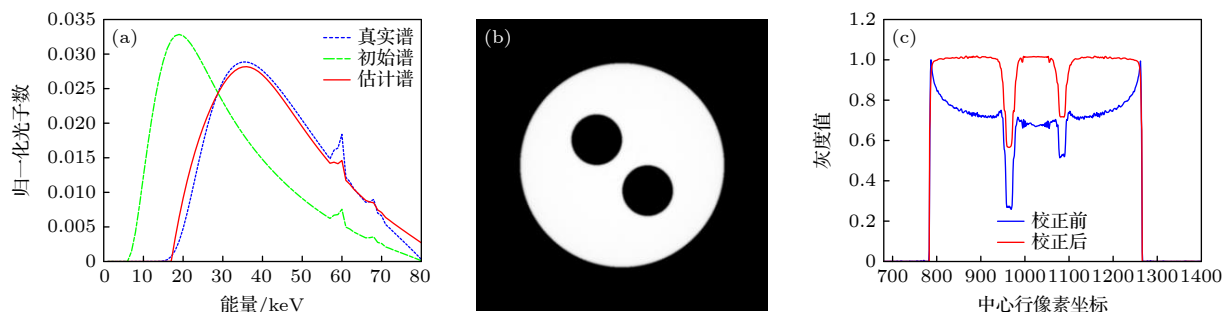


图 5 模体 a 实验结果图 (a) 能谱估计结果; (b) 本文方法重建图; (c) 本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖面对比图

Fig. 5. Experimental results of phantom a: (a) Results of X-ray spectrum estimation; (b) reconstruction image of the proposed method; (c) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART.

最后是用铜材质模体对 X 射线能谱进行估计. 采用的能谱是 Spectrum GUI 软件中球管 GE MaXiray125 仿真得到的 X 射线能谱, 管电压为 80 kV, 采样间隔为 1 keV. 模体为直径 40 mm 的圆形模体. 能谱估计的结果如图 7(a) 所示, 绿色曲线为初始谱, 初始能谱是由 Spectrum GUI 软件中球管 HiRay 7 在管电压为 80 kV 下仿真得到, 采样间隔为 1 keV. 红色曲线为估计谱; 蓝色曲线为真实谱. 图 7(a) 中红色曲线与蓝色曲线大致吻合, 可以看出该方法在模体材质是铜材质时也可以很好估计出能谱. 同时重建的 CT 图像如图 7(b) 所示, 图 7(c) 为 ART 重建图和本文方法重建图中心行的剖面对比图, 红色曲线是本文方法重建图中心行的剖面, 蓝色曲线是 ART 重建图中心行的剖面. 从剖面图的比较结果可看出本文方法重建的图像相比直接重建的图像去硬化效果明显, 也说明了估计的能谱是准确的.

3.2 实采实验

利用实验室的 CT 系统进行实采实验, 该系统的 X 光机型号为: 450-D09, 探测器为 PEXIS 的面阵探测器, 管电压为 80 kV, 模体采用直径为 40 mm 的圆形模体, 材质为铝. 为了减少散射光子对测量数据的影响, 实验时在射线源前和探测器前加准直器, 过滤掉大部分散射光子, 降低散射的影响. CT 扫描系统其他参数设置如表 2 所示, 具体的扫描示意图及模体图如图 8 所示. 取中心层的衰减数据进行能谱估计, 能谱估计结果如图 9(a) 所示, 绿色曲线是初始谱, 初始能谱是由 Spectrum GUI 软件中球管 Oxford Series 6000 在管电压为 80 kV 下仿真得到, 采样间隔为 1 keV. 红色曲线

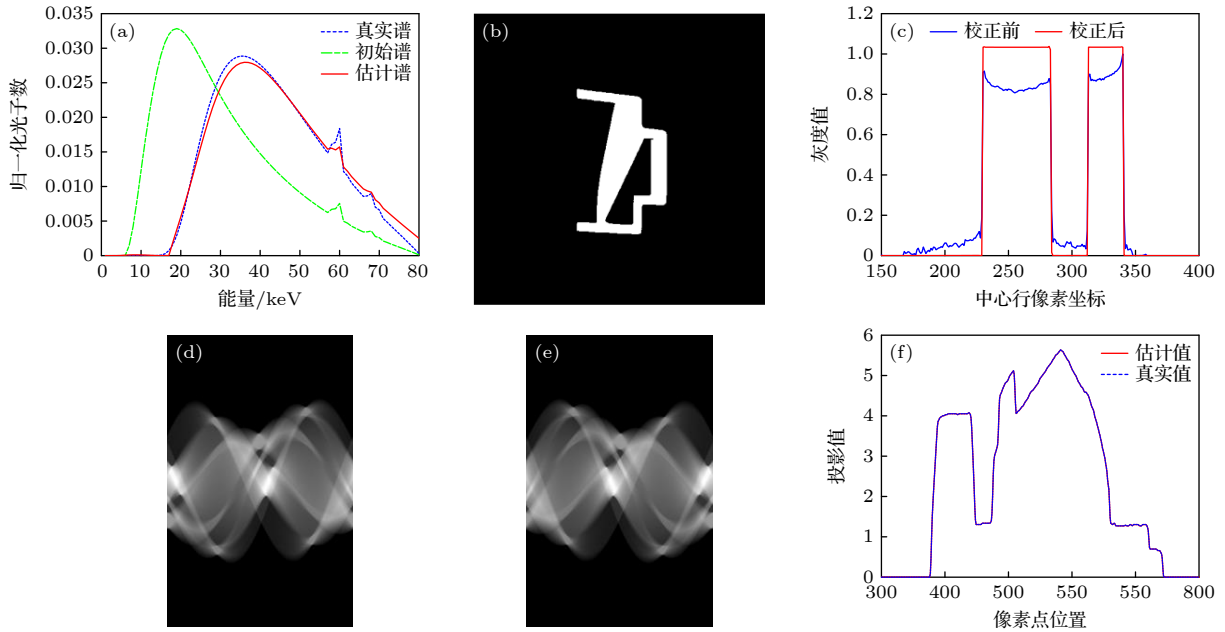


图 6 模体 b 实验结果图 (a) 能谱估计结果; (b) 本文方法重建图; (c) 本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖面对比图; (d) 真实投影图; (e) 估计投影图; (f) 同一个扫描角度下真实投影数据和估计投影数据对比图
 Fig. 6. Experimental results of phantom b: (a) Results of X-ray spectrum estimation; (b) reconstruction image of the proposed method ; (c) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART; (d) real projection diagram; (e) estimated projection diagram; (f) comparison of real and estimated projected data at one angle.

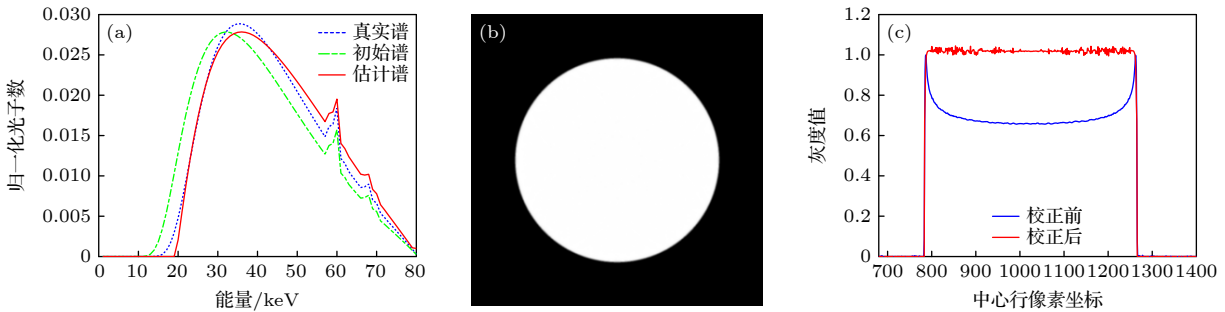


图 7 铜材质谱估计及重建结果图 (a) 能谱估计结果; (b) 本文方法重建图; (c) 本文方法重建图和 ART 重建图中心行剖面对比图
 Fig. 7. Spectrum estimation and reconstruction results of copper: (a) Results of X-ray spectrum estimation; (b) reconstruction image of the proposed method; (c) comparison of section lines in the center of the reconstructed image with the proposed method and the reconstructed image with ART.

表 2 实际 CT 扫描系统的实验参数

Table 2. Experimental parameters of real CT scanning system.

参数名称	
射线源到探测器的距离/mm	634
射线源到旋转中心的距离/mm	239
扫描角度/(°)	360
扫描角度个数	720
探测器单元大小/mm	0.2
探测器个数	2048×2048

是本文方法的估计谱. 同时重建的 CT 图像如图 9(b) 所示, 图 9(e) 为 ART 重建图和本文方法重建图中心行的剖面对比图, 红色曲线是本文方法重建图中心行的剖面, 蓝色曲线是 ART 重建图中心行的剖面图. 从图 9(b) 和剖面图的比较结果可以看出本文方法重建的 CT 图像几乎没有杯状伪影. 此外, 一个角度下投影数据的结果如图 9(e) 所示, 红色曲线是由估计的能谱数值计算生成的投影数据, 蓝色曲线是真实投影数据, 从投影数据角度也验证了估计的能谱的真实性.

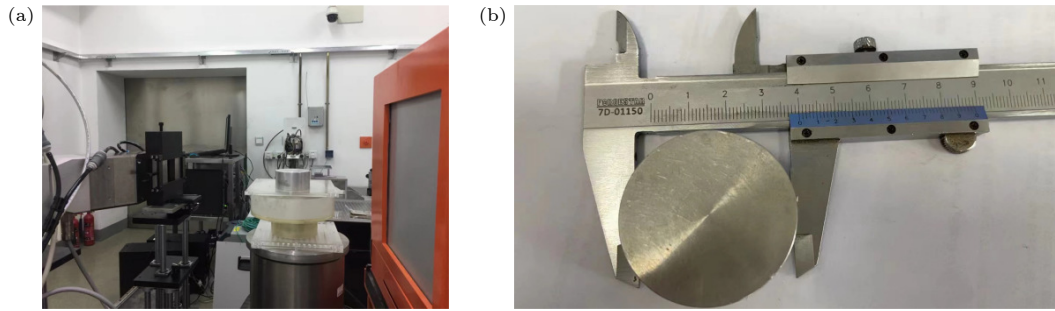


图 8 实采 CT 系统示意图 (a) 实采 CT 扫描系统; (b) 模体图
 Fig. 8. Schematic diagram of real CT system: (a) Real CT scanning system; (b) phantom.

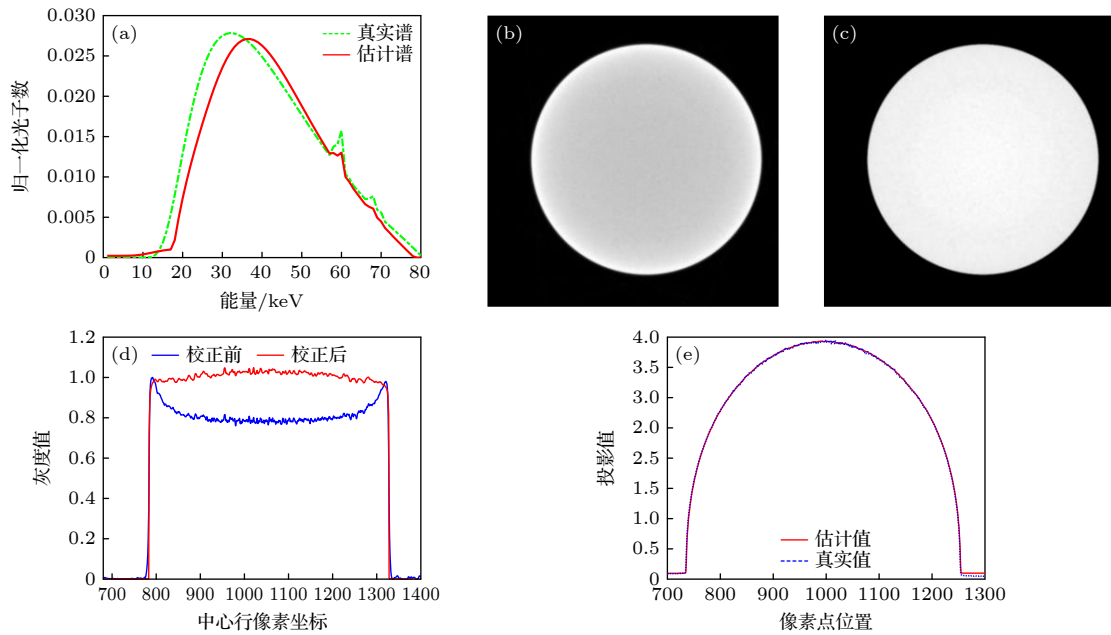


图 9 实际 CT 系统的实验结果 (a) 能谱估计图; (b) ART 重建图; (c) 本文方法重建图; (d) 图 (b) 和 (c) 中心行的剖线对比图; (e) 一个角度下真实投影数据和估计投影数据的对比图
 Fig. 9. Experimental results of a real CT system: (a) X-ray spectrum estimation; (b) ART reconstruction image; (c) reconstruction image of the proposed method; (d) Figs. (b) and (c) comparison of section lines in the center row; (e) comparison of real and estimated projected data at one angle.

4 总 结

本文利用能谱和图像的相互印证关系, 提出了一种利用 CT 扫描数据来估计 X 射线能谱的方法. 该方法将图像域约束加入到能谱估计中, 提高了能谱估计的准确性和稳定性. 模拟实验和实采实验均验证了该方法可以很好的估计 X 射线能谱, 且可以重建出无硬化伪影的模体图像. 与其他方法相比, 该方法对模体的材质及制作精度要求不高, 不需要提前获得 X 射线穿过不同厚度模体的交线长, 具有较好的鲁棒性.

参考文献

- [1] Jarry G, Demarco J J, Beifuss U, Cagnon C H, Mcnitt-Gray M F 2003 *Phys. Med. Biol.* **48** 2645
- [2] Zhao Y S, Zhao X, Zhang P 2015 *IEEE Trans. Med. Imaging* **34** 761
- [3] Elbakri, Idris A, Jeffrey A, Fessler 2002 *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** 89
- [4] Zhang H T, Zhang P 2013 *Acta Opt. Sin.* **33** 8 (in Chinese) [张慧滔, 张朋 2013 *光学学报* **33** 8]
- [5] Francois P, Catala A, Scouarnec C 1993 *Med. Phys.* **20** 1695
- [6] Tominaga, Shoji 1986 *Nucl Instrum. Methods Phys. Res.* **243** 530
- [7] Armbruster B, Hamilton R J, Kuehl A K 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 5087
- [8] Leinweber C, Maier J, Kachelrie M 2017 *Med. Phys.* **44** 6183
- [9] Duan X, Wang J, Yu L, Leng S, McCollough C H 2011 *Med.*

- Phys.* **38** 993
- [10] Luo T, Li M F, Zhao Y S 2018 *Acta Electron. Sin.* **46** 8 (in Chinese) [罗婷, 李孟飞, 赵云松 2018 *电子学报* **46** 8]
- [11] Sidky E Y, Yu L, Pan X, Zou Y, Vannier M 2005 *J. Appl. Phys.* **97** 623
- [12] Zhang L, Zhang G, Chen Z, Xing Y, Cheng J, Xiao Y 2007 *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* Honolulu, HI, October 26—November 3, 2007 p3089
- [13] Yang Y, Mou X Q, Yu H J, Chen X, Zhang Y B, Tang S J 2010 *Acta Electron. Sin.* **38** 7 (in Chinese) [杨莹, 牟轩沁, 余厚军, 陈希, 张砚博, 汤少杰 2010 *电子学报* **38** 7]
- [14] Perkhounkov B, Stec J, Sidky E Y, Pan X C 2016 *Spie Medical Imaging* San Diego, America, February 27—March 3, 2016 p1315
- [15] Zhao W, Niu K, Schafer S, Royalty K 2014 *Phys. Med. Biol.* **60** 339
- [16] Zhao W, Xing L, Zhang Q, Xie Q, Niu T 2017 *J. Med. Imaging* **4** 023506
- [17] Tucker D M, Barnes G T, Chakraborty D P 1991 *Med. Phys.* **18** 211
- [18] Hernandez A M, Boone J M 2014 *Med. Phys.* **41** 042101
- [19] Herman G T, Meyer L B 1993 *IEEE Trans. Med. Imaging* **12** 600
- [20] Goldstein T, Osher S 2009 *SIAM J. Imaging Sci.* **2** 323
- [21] Zhang H M, Wang L Y, Yan B, Li L, Xi X Q, Lu L Z 2013 *Chin. Phys. B* **22** 078701
- [22] Huang L Y, Zhu S P, Kuang T 2015 *Simulation Experiment of Medical Image Reconstruction* (Xi'an: Xidian University Press) pp138–145 (in Chinese) [黄力宇, 朱守平, 匡涛 2015 *医学断层图像重建仿真实验* (西安: 西安电子科技大学出版社) 第138—145页]
- [23] Sun M, Star-Lack J M 2010 *Phys. Med. Biol.* **55** 6695

Computed tomography data based X-ray spectrum estimation method*

Chen Xin-Jie¹⁾ Zhang Jing-Na¹⁾ Zhang Hui-Tao^{1)2)†} Xia Di-Meng¹⁾
Xu Wen-Feng¹⁾ Zhu Yi-Ning¹⁾²⁾ Zhao Xing¹⁾²⁾

1) (*School of Mathematical Sciences, Capital Normal University, Beijing 100048, China*)

2) (*National Center for Applied Mathematics Shenzhen, Southern University of Science and Technology, Shenzhen 518055, China*)

(Received 3 December 2022; revised manuscript received 15 March 2023)

Abstract

X-ray spectrum plays an important role in computed tomography (CT) beam hardening correction, dual spectral X-ray CT imaging, and radiation dose calculation. The commonly used method to estimate X-ray spectrum is to estimate the spectra indirectly by using the attenuation data of X-ray passing through the phantoms with different thickness. Since the problem is seriously ill-conditioned, how to choose a suitable mold, establish scanning models and construct solving methods to improve the robustness and accuracy of energy spectrum estimation is the focus of this paper. In this work, in the absence scattering, we present a method to estimate the distribution of the X-ray spectrum by using CT scanning data. In this method, the mutual verification relationship between spectral estimation and image reconstruction is considered. That is, when the spectral estimation is correct, the spectral information can be used to construct a correction algorithm to remove hardening artifacts, and the image without hardening artifacts can be obtained. When the reconstructed image has no hardening artifact, it can indirectly prove that the estimated spectrum is accurate. For single-material molds, when there is no hardening artifact, CT images are fragmentation constant, which can be described by image total variation (TV) minimum. In this method, the mutual corroboration relationship is used to construct an optimization model, and then the X-ray spectrum is estimated and CT images without hardening artifacts are reconstructed through alternate iterative solutions. The characteristic of this method is that it does not necessitate obtaining the cross-line length of the measured mold with different thickness in advance, and it does not require high production precision of the said mold either. When there is a small amount of scattering in CT scanning data, the proposed method can also better estimate the energy spectrum, except for the large deviation in the high-energy part. However, as the scattering ratio increases, the high-energy portion of the energy spectrum will increase, resulting in the estimated spectrum differing greatly from the actual spectrum. Therefore, in the actual experiment, we add collimators in front of the X-ray source and detector to reduce the influence of scattering on the energy spectrum estimation. The numerical result and experimental result show that the proposed method can accurately and robustly estimate the X-ray energy spectrum.

Keywords: X-ray spectrum estimation, computed tomography images, computed tomography scanning data, alternative iteration algorithm

PACS: 87.59.-e, 32.30.Rj, 42.30.Wb, 41.50.+h

DOI: 10.7498/aps.72.20222307

* Project supported by the National Key Research and Development Program of China (Grant No. 2022YFF0607800) and the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61971293, 61827809, 61671311).

† Corresponding author. E-mail: zhanght@cnu.edu.cn



基于CT扫描数据的X射线能谱估计方法

陈鑫洁 张敬娜 张慧滔 夏迪梦 徐文峰 朱溢侯 赵星

Computed tomography data based X-ray spectrum estimation method

Chen Xin-Jie Zhang Jing-Na Zhang Hui-Tao Xia Di-Meng Xu Wen-Feng Zhu Yi-Ning Zhao Xing

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 72, 118701 (2023) DOI: 10.7498/aps.72.20222307

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.72.20222307>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

一种基于毛细管X光透镜的微型锥束CT扫描仪

Micro cone-beam CT scanner based on X-ray polycapillary optics

物理学报. 2022, 71(9): 090701 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212195>

基于迭代重构算法改进晶体衍射分光X射线鬼成像的图像质量研究

Improving quality of crystal diffraction based X-ray ghost imaging through iterative reconstruction algorithm

物理学报. 2022, 71(7): 074201 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211978>

同步辐射纳米CT图像配准方法研究

Image alignment for synchrotron radiation based X-ray nano-CT

物理学报. 2021, 70(16): 160704 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210156>

微分相位衬度计算机层析成像的感兴趣区域重建方法

Method of reconstructing region of interest for differential phase contrast computed tomography imaging

物理学报. 2021, 70(11): 118702 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202192>

螺旋锥束计算机断层成像倾斜扇束反投影滤波局部重建算法

Tilting fan beam back-projection filtration algorithm for local reconstruction in helical cone-beam computed tomography

物理学报. 2019, 68(8): 088701 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190055>

一种聚焦型X射线探测器在轨性能标定方法

A method of calibrating effective area of focusing X-ray detector by using normal spectrum of Crab pulsar

物理学报. 2018, 67(5): 050701 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20172352>