

基于模型的钨靶 X 射线球管光谱重建

杨莹¹, 牟轩沁¹, 余厚军², 陈希¹, 张砚博¹, 汤少杰¹

(1. 西安交通大学图像处理与模式识别研究所, 陕西西安 710049; 2. 第四军医大学西京医院, 陕西西安 710032)

摘 要: X 射线光谱信息是进行 X 射线曝光剂量控制、X 射线成像质量评估、X 射线双能量成像等必不可少的, 为此本文提出一种基于模型的钨靶 X 射线球管光谱重建方法. 该方法首先建立一个具有物理意义的 7 参数球管光谱模型, 再通过测量的光谱衰减数据求解模型参数进而重建光谱. 实验中, 对若干球管电压分别选择不同厚度的铝板和铜板作为衰减器测量衰减数据, 结合模型由衰减数据重建光谱. 实验表明, 该方法可利用较少的衰减数据重建包含特征辐射的球管光谱, 算法简单易行. 与原始光谱获得的衰减数据相比, 重建光谱获得的衰减数据误差低于 0.3%; 与修正的手册光谱相比, 重建光谱误差低于 5%.

关键词: X 射线球管光谱模型; 光谱重建; 衰减数据

中图分类号: TP391.4 R811.1

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112 (2010) 10-2285-07

Model-Based Tungsten Anode X-ray Tube Spectra Reconstruction Method

YANG Ying¹, MOU Xuan-qin¹, YU Hou-jun², CHEN Xi¹, ZHANG Yan-bo¹, TANG Shao-jie¹

(1. Institute of Image Processing and Pattern Recognition, Xi'an Jiaotong University, Xi'an, Shaanxi 710049, China;

2. Xi Jing Hospital of the Fourth Military Medical University, Xi'an, Shaanxi 710032, China)

Abstract: Knowledge of X-ray spectra is essential for X-ray dose control, X-ray image quality evaluation and dual-energy X-ray imaging etc. A model-based tungsten anode X-ray tube spectra reconstruction method is presented in this paper. A physical meaningful seven-parameter X-ray tube spectra model is firstly established. Then model parameters are estimated from attenuation data so that X-ray tube spectra can be reconstructed. In the experiment, a series of aluminum plates and copper plates with different thickness are selected as attenuator for a selected tube voltage. Model parameters are estimated from experimentally measured attenuation data to reconstruct X-ray tube spectra. Experiments show that the method is easy to apply and can reconstruct both bremsstrahlung and characteristic spectra with only a few attenuation data. The difference of attenuation data between initial spectra and reconstructed spectra is lower than 0.3%. The difference between modified handbook spectra and reconstructed spectra is lower than 5%.

Key words: X-ray tube spectra model; spectra reconstruction; attenuation data

1 引言

钨靶 X 射线球管广泛应用于医学诊断 X 射线临床设备中. 其光谱在 CT 射束硬化校正^[1]、CT 统计重建算法^[2,3]、X 射线探测器性能评价^[4]、双能量成像^[5]、光谱优化^[6,7]等医学 X 射线成像领域具有广泛应用. 目前, 工程应用中主要的球管光谱获取方法采用从测量的衰减数据重建光谱. 这种方法根据衰减数据与原始光谱的对应关系选择合适的数学算法从衰减数据重建光谱, 其难点在于这种重建是一个病态问题, 其收敛性和准确性难以同时获得. 该项工作从上世纪三十年代至今一直有陆续的报道. Laplace 变换法^[8~11]用 Laplace 反变换从衰

减数据中获得光谱信息. 其中, 使用 A-W 模型^[12]的 Laplace 变换法能较精确重建不同管电压、滤过、靶材料对应的韧致辐射, 但无法重建特征辐射. 改进的 A-W 模型^[13]包含特征辐射, 模型参数包含特征辐射光子数占总光子数的份额. 该文作者指出, 通过计算得到的这一参数值不稳定, 需要先验知识来确定其真实值, 因此这种改进不实用. 迭代法^[14~16]和矩阵求逆法^[17]不需预先采用谱分布的解析式便可直接从衰减数据估计韧致辐射, 但仍无法准确估计特征辐射. 最近有学者提出用 EM 算法重建光谱^[18,19], 该方法虽能保证数值稳定性, 但对迭代的初始值要求苛刻. 迭代初始值与原始光谱越接近, 重建光谱越准确. 若初始值任意设定, 重建光谱将无

法包含特征辐射.因此,该方法需要提前获得原始光谱的准确信息,应用于工程实际具有一定难度.上述各方法用于实际光谱重建均有各自的弊端,为解决这一问题,我们提出一种基于模型的光谱重建方法,并针对钨靶和钼靶 X 射线球管光谱,通过仿真实验初步实现了这一方法^[20,21].本文系统阐述了基于模型的钨靶 X 射线球管光谱重建方法,并通过在实际 X 射线成像设备上的实验验证了这一方法的正确性和可靠性.同时,对该算法重建光谱时衰减器的选择方法做了分析.关于光谱函数的建模工作,John M Boone 等人曾提出一种钨靶 X 射线球管光谱多项式模型^[22],该模型通过对文献[23]中几种电压下的球管光谱数据进行修正再插值得到任意球管电压的光谱数据,不能用于光谱重建.我们提出的光谱模型具有明确物理意义,仅用 7 个参数来表达任意 X 射线球管光谱.光谱模型和以模型为基础的光谱重建方法为工程中使用光谱进行相关计算提供了方便.

本文首先介绍钨靶 X 射线球管光谱模型,再介绍建立在这一模型基础上的光谱重建算法,最后通过实际实验对算法的正确性和可行性进行验证.

2 X 射线球管光谱模型

X 射线球管光谱分布与管电压、电流及靶材料的原子序数有关.本文提出的光谱模型由三部分构成:靶面产生的韧致辐射、特征辐射及球管固有滤过对射线的衰减.理论研究表明,恒压条件下靶面产生的韧致辐射强度成线性分布^[24],即:

$$\Phi_B^{kV}(E) dE = CJZ(E_{\max} - E) dE \quad (1)$$

式中, $\Phi_B^{kV}(E)$ 为靶面产生的韧致辐射, $\Phi_B^{kV}(E) dE$ 为光子能量在 E 到 $E + dE$ 之间的 X 射线强度, C 为比例常数, J 为轰击电子的电流, Z 为靶物质的原子系数, E 为光子能量, E_{\max} 为最大光子能量.由于各种因素影响,如电压波动、靶面不平滑等,韧致辐射谱并非严格按照线性分布.本文采用三阶多项式描述高速电子撞击钨靶产生的韧致辐射^[20,21]:

$$\Phi_B^{kV}(E) = x_0(kV) + x_1(kV)E + x_2(kV)E^2 + x_3(kV)E^3 \quad (2)$$

式中, $x_i(kV)$ ($i=0,1,\dots,3$) 为多项式系数,这一系数将式(1)中 C 、 J 、 Z 三个系数纳入其中一并考虑,仅与球管电压 kV 有关.

靶面产生的 X 射线在射出球管窗口时被球管玻壳、管芯与管套间的绝缘油、管套等衰减,总称球管固有滤过衰减.医学诊断光谱段,物质对 X 线的衰减主要以光电效应和康普顿散射为主,衰减系数可用下式表示^[25]:

$$\mu(E) = b_d f_{KN}(E) + b_p (12.42/E)^3 \quad (3)$$

等式右边第一部分表示物质对 X 射线的康普顿散,第二部分表示物质对 X 射线的光电吸收. $f_{KN}(E)$ 为 Klein - Nishina 函数,表达式如下:

$$f_{KN}(E) = \frac{3}{4} \left[\frac{2(1+\alpha)^2}{\alpha^2(1+2\alpha)} + \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \times \left(\frac{1}{2} - \frac{(1+\alpha)}{\alpha^2} \right) - \frac{(1+3\alpha)}{(1+2\alpha)^2} \right] \quad (4)$$

式中, α 为光子能量与电子静止能量之比: $\alpha = E/511\text{keV}$.康普顿散射主要发生在光子能量高于 60keV 时,此时 $\exp(-b_d f_{KN}(E))$ 的值随光子能量变化很小,可将其与式(2)结合构成新的多项式,经固有滤过衰减的韧致辐射可表为:

$$\Phi_B^{kV}(E) = (a_0(kV) + a_1(kV)E + a_2(kV)E^2 + a_3(kV)E^3) \exp(-b_p(12.42/E)^3) \quad (5)$$

式中, $a_i(kV) = x_i(kV) \exp(-b_d f_{KN}(E))$, $i=0,1,2,3$.

特征辐射发生在能量分别为 57.98 、 59.32 、 67.20 、 69.10keV 处,可用冲击函数表示^[13].将四根特征辐射谱线分别记作 k_{α_1} 、 k_{α_2} 、 k_{β_1} 、 k_{β_2} ,由于 k_{α_1} 和 k_{α_2} 在能量上非常接近,为方便计算,可将这两根特征谱线合并后放在能量为 58keV 处.同理,将 k_{β_1} 和 k_{β_2} 合并后放在能量为 68keV 处.由冲击函数的性质,固有滤过对特征辐射的衰减可由常系数表示,因此经固有滤过衰减的特征辐射 $\Phi_C^{kV}(E)$ 可表示为:

$$\Phi_C^{kV}(E) = c_1(kV)\delta(E-58) + c_2(kV)\delta(E-68) \quad (6)$$

式中, $c_1(kV)$ 、 $c_2(kV)$ 表示经固有滤过衰减的特征辐射强度.

钨靶 X 射线球管光谱在管电压低于 70kV 时几乎没有特征辐射,光谱模型可用式(5)表示.管电压高于 70kV 时,光谱模型为:

$$\begin{aligned} \Phi^{kV}(E) &= \Phi_B^{kV}(E) + \Phi_C^{kV}(E) \\ &= (a_0(kV) + a_1(kV)E + a_2(kV)E^2 + a_3(kV)E^3) \\ &\quad \cdot \exp(-b_p(12.42/E)^3) + c_1(kV)\delta(E-58) \\ &\quad + c_2(kV)\delta(E-68) \end{aligned} \quad (7)$$

式中, $\Phi^{kV}(E)$ 表示能量中点 E 所在能量区间 ΔE 内的光子数 (photons/cm²).

3 基于模型的光谱重建算法

3.1 算法原理

X 射线经厚度为 t 、密度为 ρ 的衰减器衰减后剂量 F 的计算式为^[8]:

$$F(t) = \Delta E \sum_{i=1}^m \left[1.842 \times 10^{-8} \frac{\Phi^{kV}(E_i)}{\Delta E} \cdot \exp(-\mu(E_i)\rho t) E_i (\mu_{en}/\rho)_i^{air} \right] \quad (8)$$

式中, E_i 为第 i 个能量区间中点的能量, ΔE 为区间长

度(文中 $\Delta E = 2\text{keV}$), m 为能量区间个数, $\mu(E_i)$ 为衰减器的质量衰减系数, $(\mu_{\text{en}}/\rho)_i^{\text{air}}$ 为空气的质能吸收系数. 这里考虑含特征辐射的光谱重建, 将式(7)代入式(8), 整理得:

$$F(t) = 1.842 \times 10^{-8} \left(\sum_{i=1}^m (a_0(kV) \exp(-b_p(12.42/E_i)^3) \cdot \exp(-\mu(E_i)\rho t) E_i(\mu_{\text{en}}/\rho)_i^{\text{air}} + \sum_{i=1}^m (a_1(kV) E_i \cdot \exp(-b_p(12.42/E_i)^3) \exp(-\mu(E_i)\rho t) E_i(\mu_{\text{en}}/\rho)_i^{\text{air}} + \sum_{i=1}^m (a_2(kV) E_i^2 \exp(-b_p(12.42/E_i)^3) \cdot \exp(-\mu(E_i)\rho t) E_i(\mu_{\text{en}}/\rho)_i^{\text{air}} + \sum_{i=1}^m (a_3(kV) E_i^3 \cdot \exp(-b_p(12.42/E_i)^3) \exp(-\mu(E_i)\rho t) E_i(\mu_{\text{en}}/\rho)_i^{\text{air}} + 58c_1 \exp(-\mu(58)\rho t) (\mu_{\text{en}}/\rho)_{E_i=58}^{\text{air}} + 68c_2 \exp(-\mu(68)\rho t) (\mu_{\text{en}}/\rho)_{E_i=68}^{\text{air}} \right) \quad (9)$$

选定球管电压及重建光谱所需的一组衰减器, 设衰减器厚度为 $t = \{t(j), j = 1, \cdots, n\}$, n 为衰减器个数. 测量射线经这组衰减器衰减后的衰减数据 $d = \{d(j), j = 1, \cdots, n\}$. $F = \{F(j), j = 1, \cdots, n\}$ 为由式(9)计算的衰减数据, 其中 $a = (a_0, a_1, a_2, a_3)$ 、 b_p 及 $c = (c_1, c_2)$ 为未知参数. 根据测量的衰减数据 d 求参数 a 、 b_p 及 c , 再将参数值代入式(7), 即可得到相应的球管光谱.

参数的求解原则是使 $F = \{F(j), j = 1, \cdots, n\}$ 与 $d = \{d(j), j = 1, \cdots, n\}$ 之间残余误差能量尽可能小, 即求 a, b_p, c 的最优值 a^*, b_p^*, c^* , 使 $(a^*, b_p^*, c^*) = \arg \min_{(a, b_p, c)} \|F - d\|_2^2$. 该极小化过程可用非线性最小二乘法求解, 本文选用其中的 Levenberg-Marquardt 算法^[26].

3.2 衰减器的选择

用本文方法重建特定球管电压下的光谱, 需选择一组衰减器并测量射线经衰减器衰减的剂量. 已有文献证明^[19,27], 用多种物质共同构成衰减器能增加计算的稳定性. 医学诊断光谱段, X 射线与物质的作用以光电吸收和康普顿散射为主, 与两种物质组成的衰减器相比, 更多物质组成的衰减器对进一步提高算法稳定性贡献不大^[27], 因此本文选用铝、铜两种物质构成衰减器. 铝的原子序数较低, 用铝作衰减器易获得反映光谱低能特性的数据; 铜的原子序数较高, 用铜作衰减器易获得反映光谱高能特性(包括特征辐射)的数据. 此外, 铝的 K 沿在 1.56keV 处, 铜的 K 沿在 9keV 处, 这两种物质的 K 沿都不会对计算产生影响.

为确保重建精度, 衰减器个

数应大于或等于模型参数. 由于管电压 70kV 时, 光谱几乎没有特征辐射, 仅选择不同厚度的铝板作为衰减器. 管电压 80 ~ 120kV 时, 光谱包含特征辐射, 选择不同厚度的铝板和铜板共同构成衰减器. 本文方法对衰减器厚度的选择并无苛刻要求, 只要衰减数据分布在足够大的动态范围内即可. 借鉴文献^[19]确定衰减器厚度的方法, 本文用如下公式计算衰减器最大厚度(单位: cm):

$$L_{\text{max}} = \frac{\ln K}{\mu(E_{\text{max}}/2)} \quad (10)$$

式中, E_{max} 为光子最大能量, $\mu(E_{\text{max}}/2)$ 为物质在 $E_{\text{max}}/2$ 处的线性衰减系数. L_{max} 是将能量为 $E_{\text{max}}/2$ 的光子衰减为原来能量 $1/K$ 倍的衰减器厚度. 本文 $K = 800$, 文献^[19]中 $K = 10000$, 与文献^[19]相比, 本文方法需要的衰减数据动态范围小、个数少. 衰减器厚度可在 $0 - L_{\text{max}}$ 之间以一定间隔任意选择. 球管电压较低时, 可选择较小的厚度间隔(如 2cm), 球管电压较高时, 可选择较大的厚度间隔(如 4cm 或 5cm), 但厚度的选择方法不唯一. 实验采用成像设备自带的三块厚度分别为 3mm、6mm、9mm 的铜滤过片与不同厚度的铝板构成衰减器.

4 光谱重建实验

4.1 实验装置

实验使用意大利 Mecall 公司的数字胃肠 X 光机. 该设备使用高频高压发生器和瓦里安 A-292 X 射线管(400KHU, 双焦点 0.6/1.2mm). 选择大焦点曝光模式, 曝光电流 200mA, 曝光时间 500ms, 射线管焦点到探测器距离 0.97m. 为去除散射影响, 使用特制钢架放置衰减器. 钢架分三层, 上下两层放置 6mm 厚的铅板, 铅板中心有直径 5mm 的圆孔以获得笔形 X 光束去除散射干扰. 衰减器放在中间层, 剂量探测器放在检查床与第三层之间, 与铅板圆孔中心成一条直线. 球管电压依次设定为 70kV、80kV、90kV、100kV、110kV、120kV, 每个电压对应一组衰减器, 用 RTI Electronics 公司 PMX III 型剂量仪测量射线经各衰减器衰减后的剂量.

4.2 实验数据处理

衰减数据测量值见表 1 ~ 表 6. 衰减器厚度为 0 对应未被衰减的射线剂量. 表中出现 9.52mm 厚的铝板是

表 1 衰减数据测量值(管电压:70kV)

厚度/mm	铝						
	0	2	4	5	6	7	12
剂量/mGy/cm ²	4.00405	2.53221	1.74675	1.47889	1.26403	1.08864	0.55868

表 2 衰减数据测量值(管电压:80kV)

厚度/mm	铝							铜	
	0	5	15	20	25	30	35	3	6
剂量/mGy/cm ²	5.28852	2.16721	0.66467	0.40776	0.25880	0.16819	0.11120	0.02847	0.00147

加工失误造成的,原设计为10mm,但这并不影响计算.

根据平方反比定律,首先将测量数据转化为射线管焦点到剂量探测器距离1m时的值,再参考文献[23]的数据处理方法将其归一化,使所有管电压下单位面积上未被衰减的射线剂量为1R/mAs.本文用归一化后的衰减数据重建光谱.

4.3 实验结果与讨论

4.3.1 实验结果

能量低于10keV的X光子被球管固有滤过完全吸收,因此重建光谱以10keV为能量起点.各管电压下的重建光谱均为归一化光谱,满足单位面积剂量为1R/mAs.各球管电压下的光谱重建结果如图1,模型系数见表7.

4.3.2 实验结果验证

以目前的技术手段,我们无法获得在线使用的医用X射线成像设备中球管的真实光谱,因此无法将重建结果与真实光谱进行直接比较来验证重建的正确性.参考其他文献中对于光谱重建结果的验证方法,本文用以下两种方法分别验证重建结果的正确性:

表 3 衰减数据测量值(管电压:90kV)

厚度/mm	铝					铜		
	0	2	6	9.52	14	3	6	9
剂量/mGy/cm ²	6.68626	4.60303	2.62442	1.75560	1.12052	0.07738	0.00693	0.00086

表 4 衰减数据测量值(管电压:100kV)

厚度/mm	铝					铜		
	0	2	7	12	17	3	6	9
剂量/mGy/cm ²	8.21103	5.81750	3.09668	1.88239	1.21557	0.16219	0.02141	0.00380

表 5 衰减数据测量值(管电压:110kV)

厚度/mm	铝					铜		
	0	2	6	9.52	14	3	6	9
剂量/mGy/cm ²	9.80719	7.12089	4.38893	3.09534	2.09014	0.28882	0.05000	0.01137

表 6 衰减数据测量值(管电压:120kV)

厚度/mm	铝					铜		
	0	2	6	9.52	22	3	6	9
剂量/mGy/cm ²	11.51415	8.53676	5.40394	3.87686	1.46605	0.45224	0.09369	0.02489

表 7 各球管电压下重建光谱的模型系数

管电压/kV	a_0^*	a_1^*	a_2^*	a_3^*	b_p^*	c_1^*	c_2^*
70	6602317.14	-165102.99	1287.07	-3.77	15.32	-	-
80	6512402.35	-181532.52	1823.79	-7.09	16.11	477594.14	136569.46
90	4770395.92	-111856.11	897.11	-2.67	15.74	735542.91	400487.35
100	4608743.15	-114057.83	1023.17	-3.418	16.27	1247416.63	458721.26
110	3991901.58	-92112.46	763.18	-2.314	16.58	1542523.52	536000.21
120	3860540.82	-89495.86	750.10	-2.264	17.31	1844423.36	634924.60

(1)用衰减数据验证

用厚度分别为1、3、7、11、15、19、23(cm)的丙烯酸树脂构成一组衰减器,测量各球管电压下X射线经这组衰减器衰减后的剂量.同时,根据表7中的模型系数,由

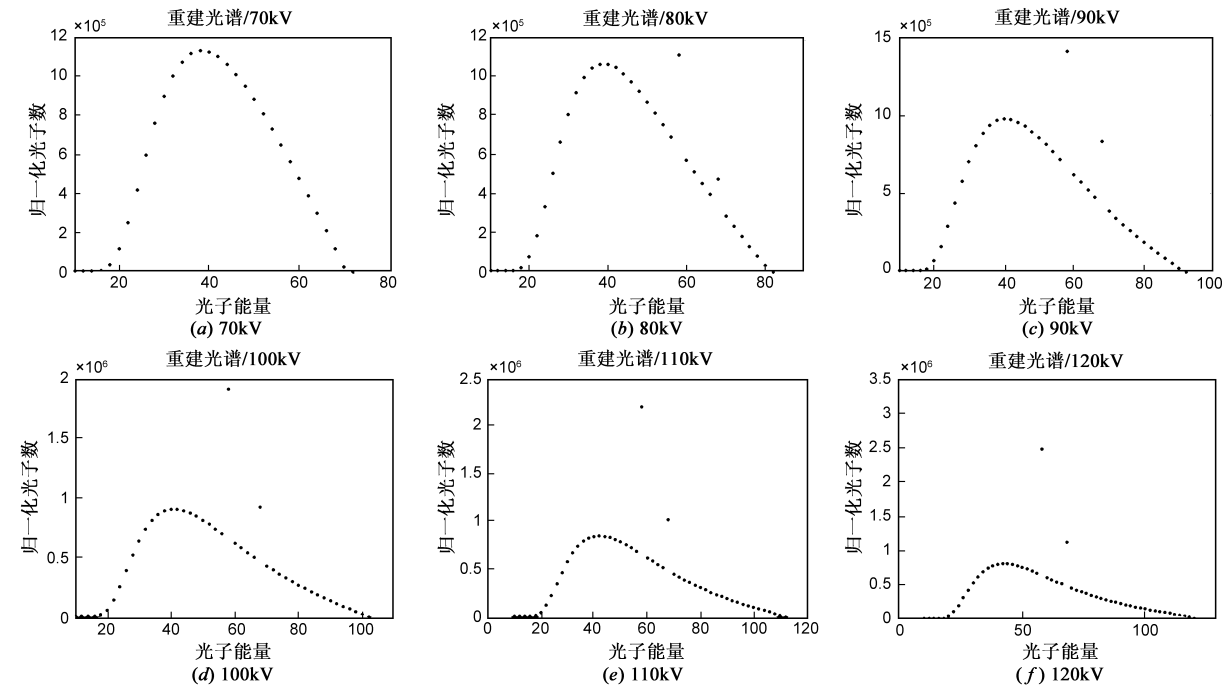


图1 各球管电压下光谱重建结果

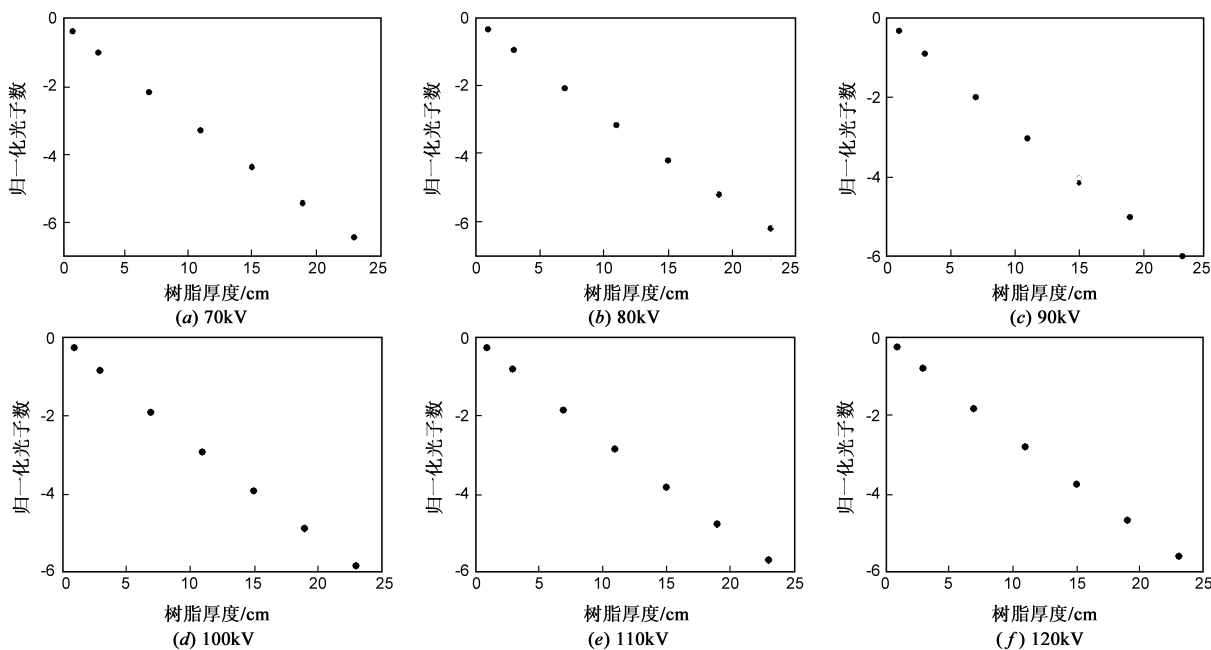


图2 实际光谱与重建光谱经同一树脂衰减器衰减后的剂量(对数值)比较

式(9)计算重建光谱经这组衰减器衰减后的剂量.将归一化测量值与计算值比较,如图 2,星号和圆圈分别表示测量值和计算值的对数值,在图中几乎完全重叠.设测量值和计算值分别为:

$d_L = \{d_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$ 和 $\hat{d}_L = \{\hat{d}_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$, 平均误差 $e_d = \sqrt{\sum_j (d_L(j) - \hat{d}_L(j))^2} / \sqrt{\sum_j d_L(j)^2}$. 各电压下的平均误差见表 8.

球管电压/kV	70	80	90	100	110	120
平均误差	0.24%	0.23%	0.21%	0.15%	0.15%	0.28%

(2)用附加滤过的手册光谱验证

手册^[23]提供了无附加滤过的光谱,使用者可根据实际 X 射线管的附加滤过对光谱进行修正.其中 Machlett 固定阳极 X 射线管与实验用球管均为钨靶 X 射线管,同时,实验用球管是全新的,不存在光谱退化问题.因此,可以认为两球管光谱的差异仅由固有滤过决定.通过估计两者差异,对手册光谱附加滤过进行修正得到的光谱(本文称为修正光谱)应与重建光谱一致,这一方法可用于验证重建光谱的准确性^[22].具体步骤如下:

(1)设手册光谱为 $\Phi = \{\Phi(E_i), i = 1, \cdots, m\}$, m 为离散能量点个数.在此基础上增加厚度为 L_{Al} mm 的铝滤过得到的修正光谱为 $\Phi' = \{\Phi'(E_i), i = 1, \cdots, m\}$.重建光谱为 $\tilde{\Phi} = \{\tilde{\Phi}(E_i), i = 1, \cdots, m\}$.丙烯酸树脂构成的衰减器厚度为 $L = \{L(j), j = 1, \cdots, 7\}$.计算修正光谱经丙烯酸树脂衰减后的剂量 $F_L = \{F_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$,

其中:

$$\begin{aligned} F_L(j) &= 1.842 \times 10^{-8} \sum_{i=1}^m (\Phi'(E_i) \exp(-\mu_L(E_i) \cdot \rho_L L_L(j))) E_i (\mu_{en}/\rho)_i^{air} \\ &= 1.842 \times 10^{-8} \sum_{i=1}^m (\Phi(E_i) \exp(-\mu_{Al}(E_i) \rho_{Al} L_{Al}) \cdot \exp(-\mu_L(E_i) \rho_L L_L(j))) E_i (\mu_{en}/\rho)_i^{air} \end{aligned} \quad (11)$$

式中, $\mu_{Al}(E_i)$ 、 ρ_{Al} 分别为铝的质量衰减系数和密度, $\mu_L(E_i)$ 、 ρ_L 分别为丙烯酸树脂的质量衰减系数和密度;

(2)测量实际 X 射线球管光谱经丙烯酸树脂衰减后的剂量 $\tilde{F}_L = \{\tilde{F}_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$;

(3)用最小二乘法求 L_{Al} :

L_{Al} 的求解原则是使 $F_L = \{F_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$ 与 $\tilde{F}_L = \{\tilde{F}_L(j), j = 1, \cdots, 7\}$ 之间残余误差能量尽可能小,即求最优解 L_{Al}^* , 使 $L_{Al}^* = \arg \min_{L_{Al}} \|F_L - \tilde{F}_L\|_2^2$. 该问题可用最小二乘法求解.

经计算, $L_{Al} = 0.614$ mm. 重建光谱与修正光谱的误差为 $e_\Phi = \sqrt{\sum_i (\Phi'(E_i) - \tilde{\Phi}(E_i))^2} / \sqrt{\sum_i \Phi'(E_i)^2}$. 各球管电压下测量光谱与修正光谱的误差见表 9.

球管电压/kV	70	80	90	100	110	120
平均误差	1.45%	3.37%	4.41%	3.27%	2.73%	3.39%

4.3.3 与其他光谱重建算法的比较

工程应用中,各种从衰减数据重建光谱的方法均有自己的优点和缺陷,常用方法主要有 Laplace 变换法(主要是 A-W 模型法^[12,13])、迭代法^[14~16]、矩阵求逆

法^[17]、EM 算法^[18,19]。其中,迭代法、矩阵求逆法将离散能量点的光子数作为求解对象,未知参数个数等于离散能量点数,光谱重建时需要较多的衰减数据。而本文方法通过模型约束将 7 个模型参数作为求解对象,因此重建光谱时只需使用较少的衰减数据。图 3 为分别使用 EM 算法、Laplace 变换法(改进的 A-W 模型)、迭代法、矩阵求逆法和本文方法重建电压 120kV 时实验所用球管光谱的结果。如图所示,迭代法和矩阵求逆法均无法重建特征辐射光谱。在使用 EM 算法重建光谱时,将 Fewell 光谱手册中 Machlett 固定阳极 X 射线管光谱作为迭代初始条件,能重建出包含特征辐射的光谱。但若使用的初始条件与重建光谱的形状相差较大,就无法重建特征辐射光谱。此外,正如文献^[19]所述,EM 算法对迭代次数较敏感,迭代次数过少或过多都无法得到满意的重建结果。使用改进的 A-W 模型重建光谱,能重建出特征辐射光谱。但重建光谱在最大能量点处的光谱值不收敛于 0,这是由于模型本身选用的函数在高能处函数值可能趋于无穷大而造成的。从图 1 和图 3 可以看出,本文方法的重建精度高于其他方法。此外,本文算法对迭代初值无苛刻要求(计算时可使用 0 作为参数的初始值),在选定了适合的阈值后,能保证算法的收敛性。

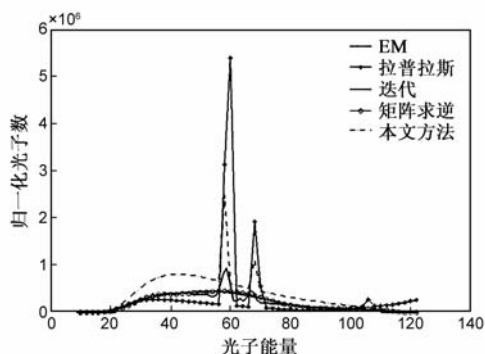


图3 各种方法重建120kV实验球管光谱的结果比较

5 结论

本文基于具有明确物理意义的钨靶 X 射线球管光谱模型提出一种球管光谱重建方法。该方法通过 X 射线经衰减器衰减后的剂量求解模型系数进而重建光谱。这种光谱重建方法将病态的光谱重建问题转化为简单的参数方程求解问题。与其他光谱重建方法相比,在使用较少衰减数据的前提下,该方法不但能准确重建韧致辐射,而且无需结合光谱的先验知识就能准确重建特征辐射,是一种快速、高效、高精度的光谱重建方法。

参考文献:

[1] Elbakri I A, Fessler J A. Statistical X-ray computed tomography image reconstruction with beam hardening correction[A]. Pro-

ceedings of Medical Imaging 2001[C]. San Diego, USA: SPIE, 2001, 4322(3): 1-12.

- [2] Elbakri I A, Fessler J A. Statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21(2): 89-99.
- [3] Idris A Elbakri, Jeffrey A Fessler. Segmentation-free statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography with experimental validation[J]. Physics in Medicine and Biology, 2002, 48(15): 2453-2477.
- [4] Kandarakis I, Cavouras D, Kanellopoulos E, Panayiotakis G, Nomicos C D. Experimental determination of detector gain, zero frequency detective quantum efficiency and spectral compatibility of phosphor screens: comparison of CsI: Na and Gd2O2S: Tb for medical imaging applications[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 1998, 417(1): 86-94.
- [5] Julie A Skipper, Thomas N Hangartner. Optimizing X-ray spectra for dual-energy radiographic bone densitometry[A]. Proceedings of Biomedical Engineering Conference 1996[C]. Piscataway, NJ, USA: IEEE Press, 1996. 297-300.
- [6] R J Jennings, R J Eastgate. Optimal X-ray spectra for screen-film mammography[J]. Medical Physics, 1981, 8(5): 629-639.
- [7] C P McDonagh, J L Leake. Optimum X-ray spectra for mammography: choice of K-edge filters for tungsten anode tubes[J]. Physics in Medicine and Biology, 1984, 29(3): 249-252.
- [8] Benjamin R Archer. A Laplace transform pair model for spectral reconstruction[J]. Medical Physics, 1982, 9(6): 844-847.
- [9] Benjamin R Archer, L K Wagner, D A Johnston. Analysis of errors in spectral reconstruction with a Laplace transform pair model[J]. Physics in Medicine and Biology, 1985, 30(5): 411-418.
- [10] Benjamin R Archer. Application of a Laplace transform pair model for high-energy X-ray spectral reconstruction[J]. Medical Physics, 1985, 12(5): 630-633.
- [11] Benjamin R Archer. Laplace reconstruction of experimental diagnostic x-ray spectra[J]. Medical Physics, 1988, 15(6): 832-837.
- [12] B R Archer, L K Wagner. A modified X-ray spectra reconstruction technique[J]. Physics in Medicine and Biology, 1988, 33(12): 1399-1406.
- [13] B R Archer, L K Wagner. Determination of diagnostic X-ray spectra with characteristic radiation using attenuation analysis[J]. Medical Physics, 1988, 15(4): 637-643.
- [14] S Tominaga. The estimation of X-ray spectral distribution from attenuation data by means of iterative computation[J]. Nuclear Instruments and Methods, 1982, 192(2-3): 415-421.
- [15] P H Huang, K R Kase, B E Bjarnagard. Simulation studies of

- 4-MV X-ray spectral reconstruction by numerical analysis of transmission data[J]. Medical Physics, 1982, 9(5): 695 – 702.
- [16] P H Huang, T S Cheng, K R Kase. Reconstruction of diagnostic X-ray spectra by numerical analysis of transmission data[J]. Medical Physics, 1986, 13(5): 707 – 710.
- [17] P Francois, A Catala, Ch Scouarnec. Simulation of X-ray spectral reconstruction from transmission data by direct resolution of the numerical system $AF = T$ [J]. Medical Physics, 1993, 20(6): 1695 – 1703.
- [18] Lifeng Yu, Emil Y Sidky, Xiaochuan Pan. A novel method for determining source spectrum/detector spectral response in X-ray imaging[A]. Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium Conference [C]. Piscataway, NJ, USA: IEEE Press, 2003. 2964 – 2967.
- [19] Emil Y Sidky, Lifeng Yu, Xiaochuan Pan, Yu Zou, Michael Vannier. A robust method of X-ray source spectrum estimation from transmission measurements; Demonstrated on computer simulated, scatter-free transmission data[J]. Journal of Applied Physics, 2005, 97(12): 124701-1 – 124701-10.
- [20] Yang Ying, Mou Xuanqin, Chen Xi. A Robust X-ray tube spectra measuring method by attenuation data[A]. Proceedings of Medical Imaging [C]. San Diego, USA: SPIE, 2006. 61423K1-61423K12.
- [21] 陈希, 牟轩沁, 杨莹. 一种从衰减数据重建 X 射线球管光谱的方法[J]. 西安交通大学学报, 2006, 10(10): 1056 – 1059.
- Chen Xi, Mou Xuan-qin, Yang Ying. Reconstruction of X-Ray tube spectra from attenuation data[J]. Journal of Xi'an Jiao-Tong University, 2006, 10(10): 1056 – 1059. (in Chinese)
- [22] John M. Boone, J Anthony Seibert. An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 KV[J]. Medical Physics, 1997, 24(11): 1661 – 1670.
- [23] T R Fewell, R E Shuping, K E Healy. Handbook of Computed Tomography X-ray Spectra[M]. Washington, DC: HHS Publication (FDA) 81 – 8162, 1981. 27 – 29.
- [24] H A Kramers. On the theory of X-ray absorption and of the continuous X-ray spectrum[J]. Philosophical Magazine, 1932, 46(6): 836 – 840.
- [25] R E Alvarez, A Macovski. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography[J]. Physics in Medicine and Biology, 1976, 21(5): 733 – 744.
- [26] 《现代应用数学手册》编委会. 现代应用数学手册——运筹学与最优化理论卷[D]. 北京: 清华大学出版社, 1998. 136 – 138.
- [27] Chye Hwang Yan, Robert T Whalen, Gary S Beaupré. Modeling of polychromatic attenuation using computed tomography reconstructed images[J]. Medical Physics, 1999, 26(4): 631 – 642.

作者简介:



杨莹女, 1982 年出生于陕西西安. 西安交通大学博士生. 主要研究方向: 医学图像处理.



牟轩沁男, 1964 年出生于湖南湘潭. 博士, 西安交通大学教授, 西安交通大学图像处理与识别研究所所长. 目前的主要研究方向为医学成像技术和图像感知模型.

E-mail: xqmou@mail.xjtu.edu.cn