

# 基于能谱滤波分离的多谱计算机层析成像方法

牛素璠<sup>1</sup> 潘晋孝<sup>1</sup> 陈 平<sup>1,2</sup>

(<sup>1</sup> 中北大学信息探测与处理山西省重点实验室, 山西 太原 030051  
<sup>2</sup> 中国科学院自动化研究所中国科学院分子影像重点实验室, 北京 100190)

**摘要** 随着科技的发展,适用于结构分析的传统单能 X 射线计算机层析(CT)成像技术,已不能满足现代工业对物质组分区分与鉴定的功能成像需求。这是由于在 X 射线 CT 系统中,现有重建算法的单能假设与 CT 投影的多谱性不一致,导致 CT 重建质量差,无法组分区分。基于光子计数探测器的能谱分离成像思想,提出了基于能谱滤波分离的多谱 CT 成像方法,该方法通过在 X 射线发射端加滤波片的方式,实现能谱滤波分离,并通过变能量成像,获得近似单能的递变能量投影序列;针对滤波后噪声水平较高问题,利用 EM-TV 重建算法,实现了多谱 CT 成像,可满足组分区分的需求。仿真实验结果表明,对于密度相近的检测对象,该方法可以满足组分区分的要求。

**关键词** X 射线光学; X 射线成像; 多谱计算机层析; 能谱滤波; 能谱分离

**中图分类号** O434.1 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201434.1034001

## Multi-Spectrum Computed Tomography Imaging Method Based on Energy Spectrum Filtering Separation

Niu Suyun<sup>1</sup> Pan Jinxiao<sup>1</sup> Chen Ping<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Shanxi Key Laboratory of Signal Capturing and Processing, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China  
<sup>2</sup> Key Laboratory of Molecular Imaging, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China

**Abstract** With the development of technology, the traditional single-energy X-ray computed tomography (CT) imaging technology can't meet the modern industry needs of functional imaging for substance distinction and identification because of the inconsistency between the projection acquisition process and the reconstruction assumption. A multi-spectrum CT imaging method based on energy spectrum filtering separation in view of photon counting imaging detector is presented. Spectrum filtering separation is realized by filtering at X-ray source and monochromatic projection sequence is gotten by various energy imaging. Then an EM-TV algorithm is used at the condition of low dose. By this method, multi-spectrum imaging is realized to meet the demand of substance distinction. Simulation result, which aims at components whose densities are similar, shows that this way can meet the requirement of component discrimination.

**Key words** X-ray optics; X-ray imaging; multi-spectrum computed tomography; spectrum filtering; spectrum separation

**OCIS codes** 340.7440; 110.7440; 100.2000

## 1 引 言

X 射线计算机层析(CT)成像技术目前已经广

泛应用于医学、工业、安全检测等诸多领域,发挥了无可替代的作用。但是随着技术的发展,适用于结

**收稿日期**: 2014-05-15; **收到修改稿日期**: 2014-06-05

**基金项目**: 国家自然科学基金(61171179, 61227003, 61301259)、山西省自然科学基金(2012021011-2)、高等学校博士学科点专项科研基金(20121420110006)、山西省回国留学人员科研资助项目(2013-083)、山西省高等学校优秀创新团队支持计划

**作者简介**: 牛素璠(1989—),女,硕士研究生,主要从事 CT 理论与应用方面的研究。E-mail: niusuyun1989@126.com

**导师简介**: 潘晋孝(1966—),男,博士,教授,主要从事 CT 理论与应用方面的研究。E-mail: panjx@nuc.edu.com

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

构分析的传统单能 X 射线 CT 成像技术,已不能满足现代工业中物质组分区分与鉴定的功能成像需求。这是由于目前 CT 系统为韧致辐射和特征辐射,X 射线是由不同谱段的射线组成连续 X 光谱,而不同能谱的 X 射线对检测对象衰减能力的影响也不尽相同。而目前的重建算法,无论是解析还是迭代重建算法,均是基于单能假设,这种不一致性,易产生多谱硬化伪影,CT 重建质量差,无法实现密度相近的组分区分。

针对上述问题,人们提出了硬化校正,但是硬化校正只是从 CT 质量改进出发,去除杯状伪影,依然无法满足组分区分的需求<sup>[1]</sup>。之后提出双能 CT,采用两种不同能谱段的 X 射线进行成像,获取检测对象的密度、原子序数等信息<sup>[2-3]</sup>。双能 CT 的实现技术分为“真双能”和“伪双能”成像<sup>[4-5]</sup>。“真双能”首先设置 X 射线源为低能,获得低能投影,然后设置 X 射线源为高能,再次扫描被检测物质,得到高能投影,该方法的优点是设置简单而且用传统的 CT 扫描仪就可以完成,而“伪双能”采用双层探测器法,即在两块探测器之间采用滤波片将射线整形后作为低能和高能射线分别探测,从而得到高低能投影数据并进行双能 CT 重建。这种方法实现较为简单,但需两块探测器,且高低能射线的能谱区分度不大。双能 CT 系统的核心技术是双能 CT 重建算法,目前双能 CT 技术领域的主流重建算法是预处理重建算法<sup>[5-6]</sup>,即基于物质线性衰减系数分解的模型,利用分解后的参数完成双能 CT 重建进而对材料进行识别探测。因而,如何求解分解参数成为了关键。目前有采用各种拟合方法,例如,多项式直接或间接拟合法、等值线法和曲面函数拟合法<sup>[7-8]</sup>。但是它们求解过程复杂,需要复杂的标定过程,计算速度慢,对噪声十分敏感,分解精度还有待提高。李保磊等<sup>[9]</sup>提出基于投影匹配的双能 CT 投影分解算法,该算法通过查表求解,实现过程简单,但需要已知高低能谱,在实际应用中受到限制。

双能成像把 X 射线能谱信息引入到成像过程中,初步实现了物质成分的识别。但由于只使用两种能谱,能谱间区分度不高,易受硬化等问题影响,因此物质识别效果和成像质量欠佳。为了引入了更多的能量信息,人们提出了多谱成像技术<sup>[10-11]</sup>。最近研发成功的具有能量分辨能力的光子计数探测器能够实现能谱分离。该探测器可以设置阈值,直接在投影获取中实现能谱分离<sup>[12-14]</sup>。然而受限于转换晶体提纯工艺、光子分能级计数的电子工艺等,目

前计数型探测器的技术成本较高、承受的射线能量较低、能量分级受限,在工程实际应用中存在一定的局限性。

针对上述问题,本文借鉴光子计数探测器的数据接收端能谱分离技术,提出能谱滤波分离的多谱 CT 成像方法。该方法是在现有的 CT 系统中,通过滤波片使射线宽谱变为窄谱,达到近似单能的需求,再通过递变能量成像,实现射线能谱分离。该成像方法属于射线发射端的能谱分离,在一定程度上完全等效于数据采集端(计数型探测器)的能谱分离,可以满足多谱 CT 成像以及组分区分的需求。

## 2 X 射线发射端能谱滤波分离成像

### 2.1 X 射线多谱成像原理

在 X 射线成像的过程中,X 射线管所发射出的是谱段连续的多谱 X 射线,而且对于检测对象的衰减系数  $\mu$  与射线能量  $E$  呈非线性相关,而且随着射线能量的增加,衰减系数逐渐减小。因而实际所获得的投影是与能量相关的多谱投影数据,即

$$p_{pi} = -\ln \left\{ \int_0^{E_{\max}} S(E) \exp \left[ \int_{\text{ray}} -\mu(x, y, z, E) ds \right] dE \right\}, \quad (1)$$

式中  $S(E)$  表示探测器接收到能量  $E$  的强度占总强度的比例,X 射线穿过物体时的衰减系数为  $\mu$ ,与能量和物质的材质相关, $s$  为射线穿过物体的路径, $E_{\max}$  为最大能量值, $p_{pi}$  为第  $i$  个探测器的多谱投影数据,为区分单能,用下标  $p$  表示多谱。依据(1)式所得到投影数据即为 CT 重建的数据源。但是,现有 CT 重建算法,无论是解析还是迭代重建算法,均是基于单能 X 射线假设,无法表征检测对象对不同射线能量的衰减程度的差异特性,使得 CT 重建出现“倒杯状”硬化伪影,同一物质组分的重建结果不

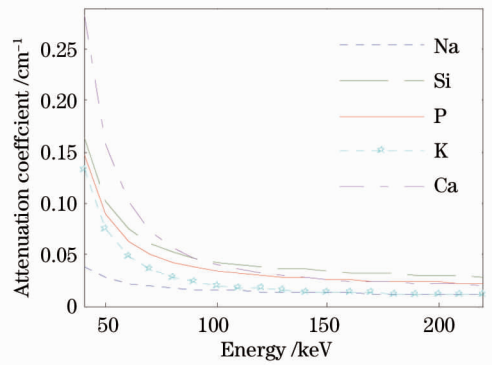


图 1 线衰减系数曲线

Fig. 1 Linear attenuation coefficient curves

一致,影响检测对象的组分识别。针对这种多谱不一致性,需要对投影获取进行滤波处理<sup>[15]</sup>,使得滤波后的投影能够近似为单能投影,满足衰减系数与射线能量之间的单能对应关系,进而实现组分区分。图1为金属元素钠,钾,钙和非金属元素硅,磷的衰减系数变化曲线图。

由图1可知,随着能量的增加,衰减系数逐渐减小并趋于稳定,而且随着能量的增加,不同元素的衰减系数的差异也越小。为了实现组分的区分,可通过滤波获取窄谱范围内 $[E_{\min}, E_{\max}]$ 的投影,即

$$p_i = -\ln \left\{ \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} S(E) \exp \left[ \int_{\text{ray}} -\mu(x, y, z, E) ds \right] dE \right\}. \quad (2)$$

进一步依据衰减系数趋于稳定的特性,假设在 $[E_{\min}, E_{\max}]$ 范围内衰减系数近似为一个常数,因此投影可以表示为

$$p_i = \int_{\text{ray}} \mu(x, y, z) ds = \sum_j a_{ij} \mu_j, \quad (3)$$

式中 $a_{ij}$ 为第 $i$ 个探测器对应的射线穿过物体第 $j$ 个网格的长度。(3)式中,窄谱范围内的不同元素的 $\mu$ 差异较大,可满足单能CT重建算法的假设。

## 2.2 递变能量成像

依据图1,不同元素的质量衰减系数在低能段区分较明显,高能段区分度较小,但是为了保证能够检测尺寸较大的工件,往往需要设置较高的能量进行成像,保证射线的穿透厚度,因而对于能谱滤波成像需要采用多谱段的滤波成像,即能谱段 $[E_{\min}, E_{\max}]$ 的选择不是任意的,例如在120~140 keV段钠和钾就无法区分。并且不是一个能量段就可以将所有组分区分开。例如磷和钙在80~100 keV段能够区分开,但钙和硅在此能量段却无法区分开。为了将物质中的所有组分区分开,需要在不同能量段下采用能谱滤波分离获得投影,此过程采用递变能量成像。

具体方法是以检测对象物质组分为先验,根据衰减系数变化趋势,找到能够近似单能,并且能够区分不同组分的各个能量段,然后通过X射线发射端加滤波片以及递变能量成像的方法,获得所需能量段递变能量投影序列。以图1为例,以组分钠、磷、钾、硅和钙为先验信息,由线衰减系数图知:钠、磷和钾在80~100 keV能量段区分;硅和钙需要在120~140 keV能量段区分。通过在X射线端加不同厚度的滤波片,并通过变能量成像获得这两个能

量段下的投影序列。

## 3 多谱重建算法

通过能谱滤波分离后的投影达到近似单能的效果,因此可以使用单能重建算法。但由于在能谱滤波的过程,光子数目(剂量)减少,使得噪声加大。因此需要在低剂量情况下进行多谱重建。针对低剂量情况,近年来,基于全变分(TV)的统计迭代算法成为国内外研究的热门课题<sup>[16-18]</sup>。

在X射线CT系统中,X射线的散射、探测器的噪声等因素使得投影数据的获取过程是一个随机过程。而核物体的研究表明,X光子的辐射满足泊松随机分布,因此可以利用随机信号的处理方法,建立X射线CT成像系统的统计模型,应用参数估计的理论进行图像重建<sup>[19-21]</sup>。当投影数据受到噪声干扰时,使用以估计理论为基础的最大期望(EM)算法可以进行有效的重建,得到较好的重建质量。

另一方面,由于EM算法对所有投影计算完之后才更新一次,使得重建收敛速度很慢,并且重建结果数据震荡;而TV最小化算法能有效去除噪声和起到平滑作用。该方法自1992年由Rudin等<sup>[22]</sup>提出后,因其去噪效果明显而引起广泛关注<sup>[23]</sup>,但可能会使图像的边缘变得模糊,使细节信息变得不清晰,算法的运算速度也比较慢。因此,本文结合EM算法和TV最小化,将EM算法作为保真项,TV最小化作为惩罚项,可以在低剂量下得到较好质量的重建图像,同时可以有着较快的收敛速度,数据也将更加平滑。

设 $\mu$ 表示由 $\{\mu_{ij}\}$ 组成的重建结果, $\mathbf{A}$ 是系统矩阵, $\mathbf{p}$ 表示投影数据。根据Candes、Tao和Donoho提出的理论,图像重建方程成为

$$\min \|\nabla \mu\|_1 \text{ s. t. } \mathbf{A}\mu = \mathbf{p}, \quad (4)$$

式中

$$\|\nabla \mu\|_1 = \sum_{i,j} \sqrt{(\mu_{i,j} - \mu_{i-1,j})^2 + (\mu_{i,j} - \mu_{i,j-1})^2}. \quad (5)$$

根据(4)式,执行基于TV的图像迭代重建算法,可分为内、外两个迭代循环步骤。外层迭代循环,执行EM重建算法;内层迭代循环,执行重建图像 $f$ 的全变分最小化过程。在执行内层迭代循环时,可以利用梯度下降法,表示为

$$f^{(k+1)} = f^{(k)} - \alpha \frac{\partial \|\nabla \mu\|_1}{\partial f_{i,j}}, \quad (6)$$

式中 $\alpha$ 为梯度下降的松弛因子, $\frac{\partial \|\nabla \mu\|_1}{\partial f_{i,j}}$ 为梯度方

向。

### 4 仿真设计与仿真结果分析

为了验证能谱滤波分离成像方法的可行性,设计了圆柱形模型,含有 6 个不同的组分:铝,硅,磷,硫,氯,钙。其中大圆的直径为 20 mm,小圆的直径为 4 mm。其横切面的模型如图 2 所示,不同灰度仅代表不同的组分。图 3 给出了 6 种组分对应的线衰减系数曲线。

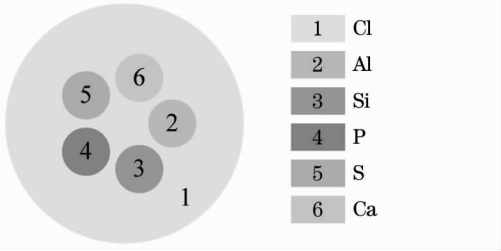


图 2 仿真模型的二维图像

Fig. 2 Transverse plane of simulation phantom

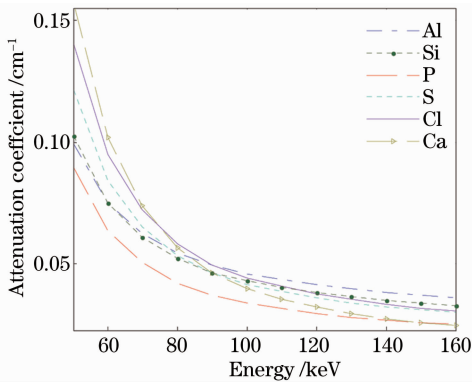


图 3 仿真模型中不同组分的线衰减系数曲线

Fig. 3 Linear attenuation coefficient curves of phantom materials in numerical simulation

#### 4.1 单能 CT

针对图 2 的模型,获取未滤波的多谱投影。其中峰值管电压为 150 kV,并假设探测器响应理想线性,能谱如图 4 所示。采用 EM-TV 重建算法后,重建结果如图 5 所示。

从图 5 的重建结果来看,相对于图 2 模型,重建图像对比度低,钙(图中 6 区域)的结构信息不明显,难以与氯(1 区域)区分,且铝、硅和硫区域(图中虚线标注的 2、3、5 区域)灰度较一致,难以区分,说明传统方法无法满足组分区分需求。

#### 4.2 双能 CT

若采用双能 CT 重建,参考文献[3,9,24-25],高低能峰值管电压分别为 150 kV 和 90 kV(为了提

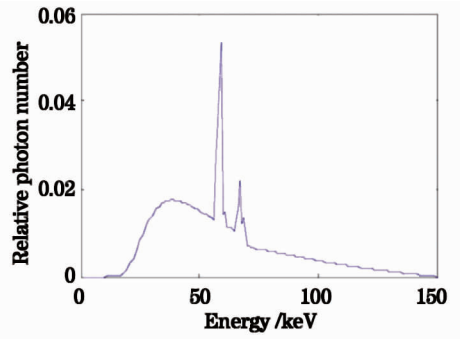


图 4 仿真系统能谱

Fig. 4 Simulated energy spectrum of system

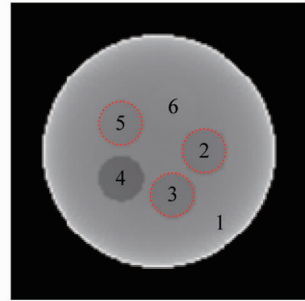


图 5 传统 CT 重建结果

Fig. 5 Reconstruction result with traditional CT

高对比度,150 kV 下加入 2 mm 的 Cu 滤波片),系统能谱如图 6 所示,采用 EM-TV 的重建结果如图 7 所示,图 7(a)和(b)分别为高低能下的重建结果,为了说明双能 CT 区分组分的能力,图 7(c)和(d)给出了高低能下对应铝和硅的重建结果灰度曲线。

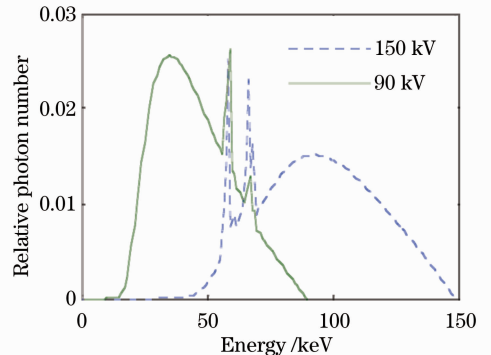


图 6 双能 CT 仿真系统能谱

Fig. 6 Simulated energy spectra of dual-energy CT system

由图 7(a)和(b)可知,经过双能 CT 重建后,重建后虽然钙和氯(图中 6 和 1 区域)能够区分,但是铝、硅和硫仍难以区分(图中虚线标注的 2、3、5 区域)。为了进一步说明,以铝和硅(即 2 和 3 区域)为

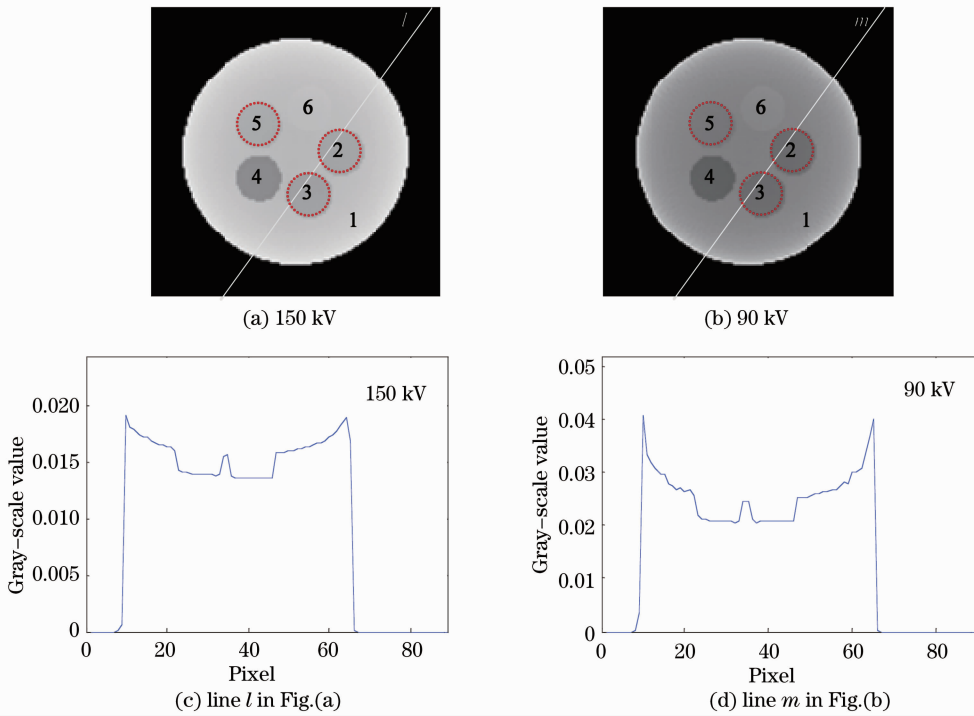


图 7 双能 CT 重建结果

Fig. 7 Reconstruction results with dual-energy CT system

例,给出重建结果灰度曲线图[如图 7(c)和(d)所示],两种组分重建值在双能 CT 下重建结果都一致,难以区分。由此可知,双能 CT 的方式无法达到区分的目的。从而说明双能 CT,相对于传统 CT,组分的区分有了显著提高,但仍无法满足对于衰减系数相近的组分区分需求。

### 4.3 基于能谱滤波分离的多谱 CT

采用能谱滤波分离方式获得投影,由图 3 可得:为了这 6 种组分,选择递变能量 110~150 keV、70~110 keV 和 50~90 keV 段成像,系统能谱如图 8 所示,采用 EM-TV 重建结果如图 9 所示,图 9(a)~(c)分别为三个能量段下的重建结果,为了说明基于能谱滤波分离的多谱 CT 区分组分的能力,图 9(d)~(f)给出了不同能量段下对应不同组分的灰度曲线图,其中(d)为铝和硅,(e)为磷和钙,(f)为硫和钙。

从图 9 可以看出,图 9(a)对于铝(图中虚线标注的 2 区域)可以区分出来[如图 9(d)所示],磷和钙(图中 4 和 6 区域)区分度不高,氯、硅和硫(图中 1、3 和 5 区域)灰度值一致,难以区分。图 9(b)对于磷和钙(图中虚线标注的 4 和 6 区域)可以区分开[如图 9(e)所示],铝、硅、硫(图中 2、3 和 5 区域)区分度不高。图 9(c)对于硅、硫和氯(图中虚线标注

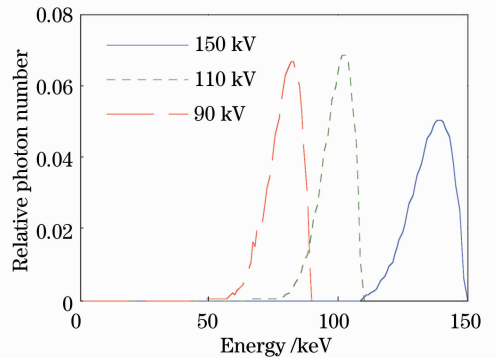


图 8 多谱 CT 仿真系统能谱

Fig. 8 Simulated energy spectra of multi-spectrum CT system

的 3 和 5 区域)可以区分开[如图 9(f)所示],磷、钙(图中 4、6 区域)可以区分开,铝和硫(图中 2、和 3 区域)灰度值一致,难以区分。由此,通过此 3 个能谱段,进一步研究多谱信息融合算法,可在一幅 CT 图像中区分所有材质,从而说明能谱滤波分离方法的多谱 CT 可以满足对衰减系数相近组分区分的要求。并且图 9 重建结果不存在明显的硬化伪影,说明能谱滤波的方式获得的投影可以近似单能。

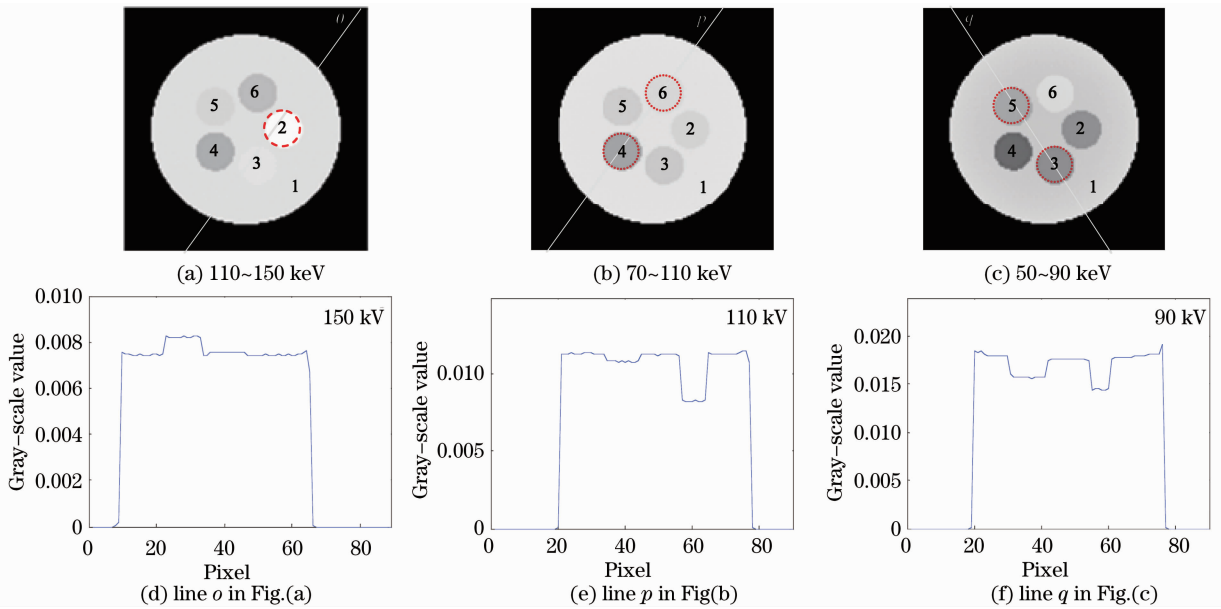


图 9 不同能谱段下的多谱重建结果

Fig. 9 Reconstruction results with multi-spectrum system in different energy bands

## 5 结 论

研究了基于能谱分离的多谱 CT 成像方法。相对于传统 CT, 解决了由于系统的多谱特性与重建算法假设不一致, 导致 CT 重建质量差, 易造成“异物同影”和“同影异物”现象, 并且无法实现组分区分的问题。相对于双能 CT, 由于引入更多、更细致的能谱信息, 使得组分的区分度更高, 对于密度相近的物质组分, 能够更好地区分。从而为下一步多谱定量检测与分析提供了前提。

## 参 考 文 献

- 1 Y Kyriakou, E Meyer, D Prell, *et al.*. Empirical beam hardening correction (EBHC) for CT [J]. *Med Phys*, 2010, 37(7): 5179–5187.
- 2 Zhiwei Tang, Guangshu Hu. Dual energy CT imaging in cone-beam micro-CT for improved attenuation coefficient measurement [J]. *Tsinghua Science and Technology*, 2011, 16(4): 352–357.
- 3 Zhang Weiwei, Zhang Hua. Latest development of dual energy imaging technology [J]. *China Medical Equipment*, 2012, 27(9): 8–12.  
张唯唯, 张 华. 双能成像技术的最新进展[J]. *中国医疗设备*, 2012, 27(9): 8–12.
- 4 Jin Jie, Chen Jiamin, Li Weijiao. Plate dual-energy perspective imaging system for body-hidden drug inspection [J]. *Chinese Medical Equipment*, 2010, 31(7): 7–8.  
金 洁, 陈嘉敏, 李维姣. 用于人体藏毒检查的平板真双能透视成像系统[J]. *医疗卫生装备*, 2010, 31(7): 7–8.
- 5 Hao Jia, Zhang Li, Chen Zhiqiang, *et al.*. Multi-energy X-ray imaging technique and its application in computed tomography [J]. *CT Theory and Application*, 2011, 20(1): 141–150.  
郝 佳, 张 丽, 陈志强, 等. 多能谱 X 射线成像技术及其在 CT 中的应用[J]. *CT 理论与应用研究*, 2011, 20(1): 141–150.
- 6 R E Alvarez, J A Seibert, S K Thompson. Comparison of dual-

- energy detector system performance [J]. *Med Phys*, 2004, 31(3): 556–565.
- 7 J Peter Stonestrom, R Alvarez, A Macovski. A framework for spectral artifact corrections in X-ray CT [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1981, 28(2): 128–141.
- 8 W A Kalender, W H Perman, J R Vetter, *et al.*. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. phantom studies [J]. *Med Phys*, 1986, 13(3): 334–339.
- 9 Li Baolei, Zhang Yaojun. Projection decomposition algorithm of X-ray dual-energy computed tomography based on projection matching [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, 31(3): 0311002.  
李保磊, 张耀军. 基于投影匹配的 X 射线双能计算机层析成像投影分解算法[J]. *光学学报*, 2011, 31(3): 0311002.
- 10 S M Midgley. A model for multi-energy X-ray analysis [J]. *Physics Medicine and Biology*, 2011, 56(10): 2943–2962.
- 11 Qiong Xu, Hengyong Yu, Xuanqin Mou, *et al.*. Imagereconstruction for hybrid true-color micro-CT [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, 59(6): 1711–1720.
- 12 Daniel J Lingenfelter, J A Fessler, Clayton D Scott, *et al.*. Source detection performance prediction for a CdZnTe array [J]. *IEEE Trans Nuc Sci*, 2013, 60(1): 204–212.
- 13 P M Shikhaliev, S G Fritz, J W Chapman. Photoncounting multi-energy X-ray imaging: effect of the characteristic X-rays on detector performance [J]. *Med Phys*, 2009, 36(11): 5107–5119.
- 14 X Wang, D Meier, K Taguchi, *et al.*. Materialseparation in X-ray CT with energy resolved photon-counting detectors [J]. *Med Phys*, 2011, 38(3): 1534–1546.
- 15 Zhang Guoqiang, Zhou Hu, He You, *et al.*. Ring artifacts correction of computed tomography image based on polar-coordinate transform [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(5): 0534001.  
张国强, 周 虎, 和 友, 等. 基于极坐标变换去除计算机层析图像环形伪影[J]. *光学学报*, 2012, 32(5): 0534001.
- 16 E Y Sidky, C M Kao, Pan Xiaochuan. Accurate image reconstruction from few-views and limited-angle data in divergent-beam CT [J]. *Journal of X-ray Science and Technology*, 2006, 14(2): 119–139.

- 17 E Y Sidky, Pan Xiaochuan. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by total variation minimization [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, 53(17): 4777–4807.
- 18 M Yan, L A Vese. Expectation maximization and total variation based model for computed tomography reconstruction from undersampled data [C]. *Proc of SPIE*, 2011, 7961: 79612X.
- 19 Xu Qiong, Mou Xuanqin, Wang Ge. Statistical interior tomography [J]. *IEEE Transactions on Medicine Image*, 2011, 30(5): 1116–1128.
- 20 Yu Hengyong, Wang Ge. A soft filtering approach for reconstruction from a limited number of projection [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(13): 3905–3916.
- 21 Wang Penghui, Xia Shuangzhi, Pan Mian, *et al.*. A new method on multimodal stationary sequence modeling for radar HRRP target recognition under small training set conditions [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(5): 0528004.  
王鹏辉, 夏双志, 潘勉, 等. 基于多模态平稳序列建模的雷达高分辨距离像有限样本目标识别方法[J]. *光学学报*, 2012, 32(5): 0528004.
- 22 L I Rudin, S Osher, E Fatemi. Nonlinear total variation based noise removal algorithms [J]. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 1992, 60(1-4): 259–268.
- 23 Li Xiuzhi, Yin Xiaolin, Jia Songmin, *et al.*. Improved TV-L1 algorithm for smooth optical flow [J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(10): 1015002.  
李秀智, 尹晓琳, 贾松敏, 等. 改进的 TV-L1 平滑光流估计[J]. *光学学报*, 2013, 33(10): 1015002.
- 24 Gao Yang, Zeng Li. Dual energy CT reconstruction associated with total variation minimization [J]. *Application Research of Computers*, 2012, 29(3): 1158–1161.  
高洋, 曾理. 结合全变差最小化的双能 CT 重建[J]. *计算机应用研究*, 2012, 29(3): 1158–1161.
- 25 Sun Lina, Yuan Peixin. Study on classification based on dual-energy X-ray transmission technology [J]. *CT Theory and Application*, 2005, 14(2): 22–27.  
孙丽娜, 原培新. 基于双能量 X 射线透射技术的物质分类识别方法研究[J]. *CT 理论与应用研究*, 2005, 14(2): 22–27.

栏目编辑：史敏