

单能 CT 生成双能 CT 图像的方法及图像质量评估^{*}

朱险峰¹, 霍杰¹, 董洋², 袁智勇², 冯远明^{1,2,3}

(1. 天津大学精密仪器与光电子工程学院 天津 300072; 2. 天津市肿瘤医院 天津 300060;
3. EAST CAROLINA UNIVERSITY 美国 27834)

摘要: 双能 CT 能够产生选择性消去某种组织的图像, 为肿瘤诊断提供更可靠依据。但是由于成本与辐射剂量增高等问题, 目前双能 CT 并未应用于肿瘤放疗领域。介绍一种由单能 CT 图像转换生成双能 CT 图像的方法。此方法将单能 CT 图像转换到另外能量上并与原始 CT 图像结合, 构成双能 CT 图像。该方法仅对患者进行单次单能量扫描, 对于节约成本和降低病人辐射剂量有重要的意义。通过仿体实验验证了该方法模拟产生的 CT 图像与在该能量实际扫描的 CT 图像具有良好的一致性。此外, 选取 10 例肺部肿瘤患者的单能 CT 图像, 利用提出的方法, 转换为双能 CT 图像, 并验证了双能 CT 图像生成的消除骨性结构减影 DRR 图像中肿瘤辨别能力较单能 CT 有不同程度的提高。

关键词: 双能 CT; 双线性转换算法; 双能减影算法; DRR

中图分类号: TP391.41 TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.60

Method for the conversion from one energy CT images to dual-energy CT images and image quality assessment

Zhu Xianfeng¹, Huo Jie¹, Dong Yang², Yuan Zhiyong², Feng Yuanming^{1,2,3}

(1. School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. Tianjin Medical University Cancer Institute & Hospital, Tianjin 300060, China; 3. East Carolina University, Greenville, NC 27834, USA)

Abstract: As a method that could decompose images into tissue-selected images, dual energy CT (DECT) improves the tumor identification and detection capacity for diagnostic interpretation. However, because of the increase of the cost and radiation dose, DECT has not been applied in radiation therapy area at present. In this paper, we introduce a method that can generate the CT image at two energies from a CT image at one energy. The method converts the CT image at one energy to an image at other energy, which is combined with the original CT image, and the CT image at two energies is generated. With this method, the patient only receives the radiation energy once, which is meaningful to reduce the cost and radiation dose on patient. We implemented a phantom study to inspect the accuracy and feasibility of the method. The results show that the generated CT images present good consistency with the actual CT images at the same energy. Further study on 10 lung cancer patients' single energy CT image sets was conducted, and dual energy CT images were generated using this new method. The results show that the ability of tumor detection in bone-canceled DRR images generated from the dual energy CT images is improved compared with the DRR images generated from original CT images.

Keywords: dual energy CT; bilinear scaling method; dual energy subtraction algorithm; digital reconstructed radio-graphs (DRR)

1 引言

双能 X 射线减影技术是利用人体骨骼和软组织对于

不同能量的 X 射线的衰减不同, 通过对高低 2 种能量下得到的 X 射线图像进行结合运算, 从而得到选择性消除某种组织的图像。X 射线双能量减影算法最先于 1976

收稿日期: 2013-08 Received Date: 2013-08

^{*} 基金项目: 国家科技支撑计划课题(2012BAI15B01) 资助项目

年由 Alvarez 和 Macovski 提出并应用于双能 CT(computer tomography) ,此后由 Lehman 等人将此方法发展应用到双能 X 射线成像。近年来双能 CT 已经应用于临床诊断领域^[1-2] ,在骨性物质移除^[3]、造影剂量化^[4]以及组织材料特性分辨^[5-6]等方面都取得了良好的效果。

在肿瘤放疗领域,CT 图像的质量对于肿瘤的识别、定位、治疗方案制订及放疗计划设计有非常重要的作用^[7-9]。并且对于某些图像导引放疗系统(例如 CyberKnife) 因为其依靠实时影像与由 CT 数据重建生成的 DRR(digital reconstructed radiographs) 对比从而确定肿瘤的实时位置^[10] ,因此 DRR 图像质量对于放射治疗精确性也有重要的意义。双能 CT 能够得到选择性去除某种组织的影像,因此,将双能 CT 引入放疗领域取代传统单能 CT 可以得到对比度更高、选择性消去某种结构的图像,这有利于提高肿瘤定位精确性与治疗时肿瘤追踪的准确性。但是使用双能 CT 会带来成本增高等问题,目前双能 CT 并没有被应用于放疗领域。本文的目的正是寻求一种新的方法将一个能量的 CT 图像转换生成另外一个能量的 CT 图像,并且验证通过这种方法得到的双能 CT 图像对肿瘤识别效果的提高程度。

根据之前的研究成果^[11] ,本文首先提出了一种新的方法——双线性转换算法,用于将在某个能量下得到的 CT 图像转换生成另外一个能量下的 CT 图像,之后通过一个仿体实验对这种双线性转换算法的准确性进行验证。最后采用 10 例肺癌患者的 CT 图像,对其使用双线性转换算法处理,分别生成另一能量下的 CT 图像,而后使用 ray-tracing^[12-13] 投影算法得到 2 个能量 CT 的 DRR 图像并对其作减影处理,分析并检验了双能减影 DRR 图像对于肿瘤识别的改进程度。

2 理论基础

2.1 双线性转换方法

物质对 X 射线的衰减在 kV 级 X 射线主要是光电吸收与康普顿散射效应引起的,然而软组织和骨性结构在不同能量 X 射线下的衰减是不同的。根据这一物理特性,采用双线性转换算法对一个能量下获得的 CT 数转换到另一能量下的 CT 数时可以对软组织和骨骼进行分别处理:当 CT 数小于等于 0 时,认为此时组织是由水和空气组成,当 CT 数大于 0 时,认为此时组织是由水和骨骼组成^[14-15]。2 个线性转换因子分别被用于 CT 数大于 0 的物质和 CT 数小于等于 0 的物质的 CT 数转换,它们可以由式(1)表示:

$$\mu_x(E_2) = \begin{cases} \left[1 + \frac{HU_x(E_1)}{1000}\right] \cdot \mu_w(E_2), & HU \leq 0 \\ \left[1 + (\rho_B \cdot R_B(E_2) - 1) \cdot \frac{HU_x(E_1)}{HU_B(E_1)}\right] \cdot \mu_w(E_2), & HU > 0 \end{cases} \quad (1)$$

式中: E_1 为原始 CT 的扫描能量, E_2 为需要转换到的能量, $\mu_w(E_2)$ 为水在能量 E_2 下的线性衰减系数, $HU_x(E_1)$ 与 $HU_B(E_1)$ 分别为原始 CT 图像中需要转换的 CT 数与骨骼的 CT 数, ρ_B 为骨骼的密度, $R_B(E_2) = \mu'_B(E_2) / \mu'_w(E_2)$ 为在能量 E_2 下骨骼与水的线性衰减系数之比。CT 数可以由式(2)计算:

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000 \quad (2)$$

将式(1)代入式(2)即可由能量 E_1 下扫描得到的 CT 图像的 CT 数获得在能量 E_2 下对应 CT 图像相应的 CT 数。

2.2 对数双能减影算法

如果假设物质由软组织、骨骼和肺组成,根据 Beer-Lambert 定律, X 射线在物质中的衰减可以表示为:

$$I^L = I_0^L \cdot e^{-(\mu_{\text{Bone}}^L t_{\text{Bone}} + \mu_{\text{Soft-tissue}}^L t_{\text{Soft-tissue}} + \mu_{\text{Lung}}^L t_{\text{Lung}})} \quad (3a)$$

$$I^H = I_0^H \cdot e^{-(\mu_{\text{Bone}}^H t_{\text{Bone}} + \mu_{\text{Soft-tissue}}^H t_{\text{Soft-tissue}} + \mu_{\text{Lung}}^H t_{\text{Lung}})} \quad (3b)$$

式中: L 和 H 分别代表低能和高能 X 射线(这里指 kV 级射线), I_0 和 I 分别指入射和出射 X 射线强度, μ_{Bone} 和 $\mu_{\text{Soft-tissue}}$ 为骨骼和软组织的线性衰减系数, t_{Bone} 和 $t_{\text{Soft-tissue}}$ 分别为 X 射线穿过的骨骼和软组织之厚度。于是,消去骨骼的减影图像可以表示为:

$$I_{\text{Bone-canceled}}^{DE} = \ln I^H - w_s \cdot \ln I^L \quad (4)$$

式中:权重因子 $w_s = \frac{\mu_{\text{Bone}}^H}{\mu_{\text{Bone}}^L}$, 需要根据具体图像的情况通过试验选取。实验表明该因子取值通常在 0.3 ~ 0.5。在本研究中通过人工观察选择消去骨骼效果最好的权重因子 w_s 。将式(4)代入式(3a)、(3b),可以得到消去骨骼的减影图像表达式:

$$I_{\text{Bone-canceled}}^{DE} = \ln I_0^H - w_s \cdot \ln I_0^L - t_{\text{Soft-tissue}} \cdot (\mu_{\text{Soft-tissue}}^H - w_s \cdot \mu_{\text{Soft-tissue}}^L) - t_{\text{Lung}} \cdot (\mu_{\text{Lung}}^H - w_s \cdot \mu_{\text{Lung}}^L) \quad (5)$$

从式(5)中可以看出,消去骨骼的减影图像的强度与骨骼的衰减系数和厚度没有关系,取决于被拍摄的软组织与肺部的特征。

3 实验方法

3.1 双线性转换算法准确性检验

为检验双线性转换算法的准确性,使用了一个 CIRS Model 062 电子密度仿体(computerized imaging reference systems, Norfolk, VA, USA) 进行实验研究,该仿体宽 330 mm,高 270 mm,由 9 种(共 17 个)直径为 30.5 mm 的等效组织插件组成。这些等效组织插件的密度分别为 1.00 g/cm³, 0.20 g/cm³, 0.50 g/cm³, 0.99 g/cm³, 1.53 g/cm³, 1.16 g/cm³, 1.07 g/cm³, 1.06 g/cm³ 和 0.96 g/cm³, 分别模拟水、充满空气的肺、排出空气的肺、乳腺、密质骨、松质骨、肝脏、肌肉和脂肪

组织。

使用 Philips Big Bore CT 模拟定位机对该仿体在 90 kV 和 140 kV 下分别进行扫描。并且根据仿体数据手册提供的等效能量计算方法,得到该仿体在 90 kV 和 140 kV 时的等效能量分别为 66.2 keV 和 87.9 keV。将 140 kV 的 CT 图像使用双线性转换算法转换为 66.2 keV (即 90 kV),式(1)中所用到的水与骨骼的线性衰减系数均采用美国国家标准与技术研究院数据库(NIST),并且将转换后图像的 CT 数与实际扫描的 90 kV 图像进行比较,具体方法为在 2 幅图像中的相同位置上分别取 10×10 像素构成的 62 个实验区(region of interest, ROI),计算每个 ROI 的平均值,对这些均值作 Bland-Altman 分析。

3.2 双能减影方法对肿瘤辨识程度影响研究

本文取 10 例在天津市肿瘤医院接受过放射治疗的肺部肿瘤患者的 CT 图像,用于检验双能减影方法对提高肿瘤辨识程度的效果,图像分别标记为 CT1 ~ CT10。具体实验步骤由图 1 所示:首先使用双线性转换算法将在 120 kV 下扫描获取的患者 CT 图像转换为 80 kV 的 CT 图像,然后对 2 个能量的 CT 图像分别使用 Ray-tracing 算法得到正位 DRR 投影图像。最后对这 2 个能量的 DRR 投影图像结合处理使用前述双能减影算法得到消去骨骼的减影图像。通过对比这 10 组 CT 的减影 DRR 图像与其原始 DRR 图像的对比度噪声比(contrast noise ratio, CNR),分析使用双能减影算法后对肿瘤辨识的提高程度。

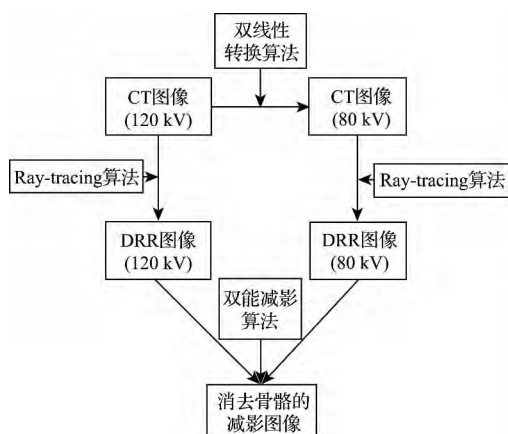


图 1 获得消去骨骼减影图像流程图

Fig. 1 Flow chart of the acquisition of bone-canceled DRR image

CNR 是对一幅图像中的目标辨别能力的一个定量参数,图像中目标的 CNR 越高,说明目标被探测出的可能性越高。本研究中 CNR 的具体计算方法为:在每幅消去骨骼减影 DRR 之肿瘤区域内选取 1 ~ 2 个由 20×20 个像素构成的 ROI 作为目标,在肿瘤周围区域取 3 ~ 4 个

同样尺寸的 ROI 作为背景(ROI 数目选区依肿瘤体积而定),通过公式 $CNR = C/N$ 计算肿瘤的 CNR,其中 C 是肿瘤区域与周围区域的对比度, N 为图像的噪声, $N = (\sigma_{obj} + \sigma_{bac}) / (\overline{I_{obj}} + \overline{I_{bac}})$, σ_{obj} 和 σ_{bac} 为肿瘤区域和背景区域的方差, $\overline{I_{obj}}$ 和 $\overline{I_{bac}}$ 分别为肿瘤区域和背景区域的灰度平均值。

4 仿体与临床实验结果

4.1 线性转换方法验证

图 2 为原始扫描图像(90 kV 和 140 kV)以及对 140 kV 下获取的 CT 图像使用双线性转换算法生成的 90 kV (有效能量为 66.5 keV) 的 CT 图像。图 3 显示该仿体各种插件所代表的组织在原始扫描 90 kV 和模拟的 90 kV CT 数平均值。可以看出,模拟结果和原始扫描 90 kV 的 CT 数基本一致。图 4 为对原始扫描的 90 kV 和模拟的 90 kV CT 数的 Bland-Altman 分析图。图 4 中上下 2 条虚线代表 95% 一致性界限的上下限,中间虚线代表差值均数,这里原始扫描的 CT 数与模拟产生的 CT 数差值均数为 -10.51,并且可以看出 98.4% (61/62) 的点在 95% 一致性界限之内,因此可以认为使用双线性转换算法生成的 90 kV CT 数与原始扫描的 90 kV CT 数有着良好的一致性。

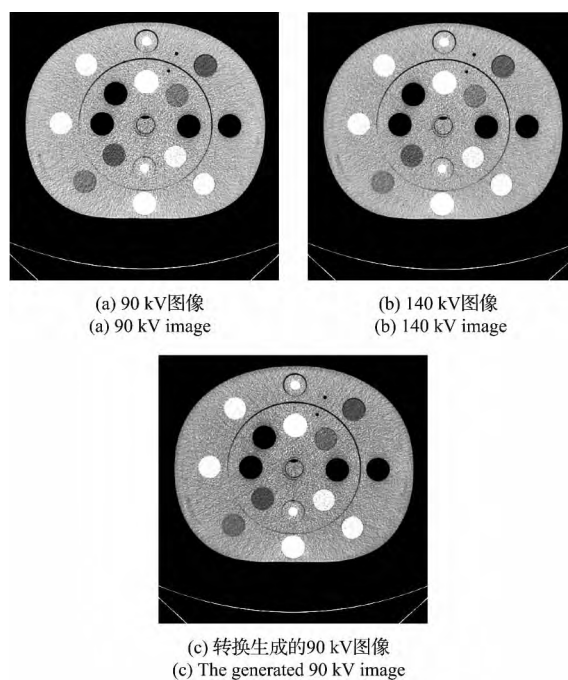


图 2 原始 CT 扫描图像和模拟产生 CT 图像

Fig. 2 Original CT images and the generated CT image

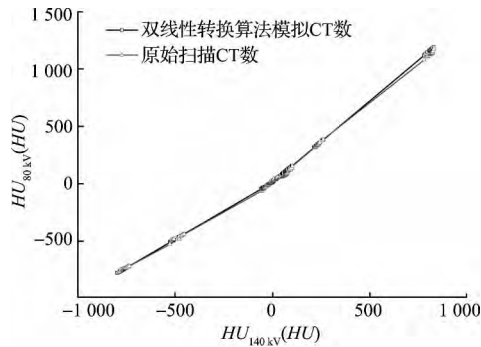


图 3 140 kV 原始扫描 90 kV 及模拟 90 kV CT 数关系

Fig. 3 Relationship of $HU_{140\text{ kV}}$ $HU_{90\text{ kV}}$ and generated $HU_{90\text{ kV}}$

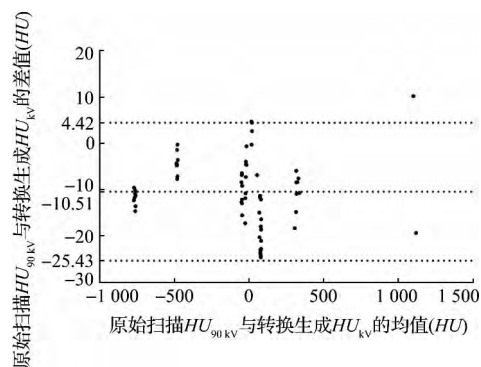
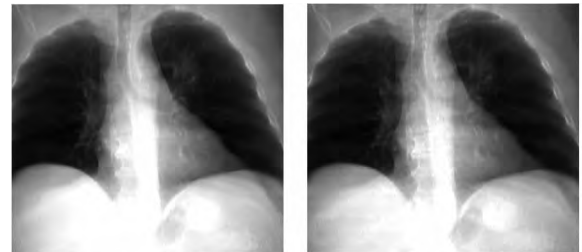
图 4 原始 $HU_{90\text{ kV}}$ 与转换生成 $HU_{90\text{ kV}}$ Bland-Altman 分析

Fig. 4 Bland-Altman analysis plot of original $HU_{90\text{ kV}}$ and generated $HU_{90\text{ kV}}$

4.2 患者图像实验结果

对 10 组 CT 按照图 1 的方法处理后获得了消去骨性结构的减影 DRR 图像, 图 5 显示了其中一组 CT 对应的高能 DRR, 使用双线性转换算法得到的模拟低能 DRR 和消去骨性结构的减影 DRR。可以看出, 使用双线性算法转换后的低能图像中骨性结构更加清晰, 因为在低能时, 光电吸收占主导作用, 而光电吸收与原子序数的三次方成正比关系, 骨骼与软组织的对比度比较大。当入射 X 光能量增加, 光电吸收作用减弱, 康普顿散射作用增强, 康普顿散射只与入射光子的能量有关, 与原子序数无关, 所以骨骼和软组织的对比度减小。图 5(a) 与 (b) 所示的高能 DRR 与使用双线性转换算法模拟产生低能 DRR 是符合这一规律的。由图 5(c) 可见骨性结构基本被消除, 这说明使用双线性转换算法可以正确地将 120 kV 的 CT 图像转换为 80 kV 的 CT 图像。表 1 给出了 10 组 CT 相应的高能 DRR、双线性算法转换的低能 DRR 及消去骨性结构减影 DRR 中肿瘤部分对周围背景部分的 CNR, 对 10 组 CT 图像 CNR 做 t 检验, 结果表明消去骨骼后获得的减影图像 CNR 较原始高能图像和模拟低能图像均有显著提高 (p 值分别为 0.02 和 0.004)。在同一组 CT 相应

的 3 幅图像中, 低能 DRR 的 CNR 最低, 消去骨骼的减影 DRR 图像 CNR 最高, 即对肿瘤的辨别能力最高。这是因为低能图像骨性结构与软组织的对比度增强, 造成骨性结构引起的结构噪声增强, 因此低能图像的 CNR 最小。使用对数减影算法消除骨性结构后, 结构噪声减小, 因此减影 DRR 中肿瘤的 CNR 最大。



(a) 高能 DRR (120 kV)

(a) High energy DRR (120 kV)

(b) 模拟的低能 DRR (80 kV)

(b) Simulated low energy DRR (80 kV)



(c) 去除骨性结构的减影 DRR

(c) Bone-canceled DRR image

图 5 一组 CT 对应的 DRR 图像

Fig. 5 DRR images of CT images

表 1 10 组 CT 相应的高能 DRR、低能 DRR 和减影 DRR 图像中肿瘤区域 CNR

Table 1 CNR of the tumors of the high energy DRR low energy DRR and bone-canceled DRR for 10 sets of CT images

	高能 图像(120 kV)	低能 图像(80 kV)	消去骨骼的 减影图像
CT1	4.19	3.77	4.56
CT2	6.86	6.27	6.89
CT3	3.47	3.19	4.51
CT4	7.86	6.75	8.21
CT5	7.70	6.88	8.23
CT6	3.67	3.53	3.73
CT7	6.03	5.69	6.14
CT8	3.55	3.05	4.06
CT9	4.86	4.34	5.26
CT10	8.41	6.89	10.57
Mean \pm SD	5.66 \pm 1.95	5.04 \pm 1.61	6.216 \pm 2.23

5 讨论和结论

式(1)中使用的 E_1 和 E_2 均为有效能量, 本研究系

通过仿体数据手册提供的经验公式计算获得,更准确的方法是通过 CT 的 X 光源的光谱分析获得该 X 光的有效能量。物质在 CT 的多色光源的线性衰减系数可以表示为^[16]:

$$\mu(E) = \int_{i=1}^n w(E_i) \mu(E_i) dE_i \quad (6)$$

式中: $w(E_i)$ 是多色 X 光的光谱中各个能量的权重,使用式(6)计算式(1)中的 $\mu_w(E_2)$ 和 $R_B(E_2)$,可以计算多色 X 光的下的线性衰减系数。

对 2 种不同能量的 DRR 使用双能减影算法,肿瘤的 CNR 都有不同程度的提高。尤其是对于被骨性结构遮挡住的肿瘤,这种方法有非常好的效果(以与单一高能图像对比为例,CNR 提高 9.8%)。虽然双能量减影算法能够有效的去除骨性结构,但是当肿瘤被软组织遮挡时,很大程度上肿瘤的分辨程度还是取决于肿瘤与周围软组织的差异,这时使用双能减影算法对其处理后,肿瘤 CNR 提高程度不显著。

下一步研究工作将集中在 2 个方面:利用式(6)纳入多色 X 光源影响;探索提高识别被软组织遮挡的肿瘤的能力问题。

参考文献

- [1] KARCAALTINCABA M, AKTAS A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: Review of principles and clinical applications [J]. *Diagn. Interv. Radiol.*, 2011, 17: 181-194.
- [2] JOHNSON T R, KRAUSS B, SEDLMIR M, et al. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience [J]. *Eur. Radiol.*, 2007, 17(6): 1510-1517.
- [3] GRASER A, JOHNSON T R C, CHANDARANA H, et al. dual-energy CT applications in the abdomen [J]. *AJR*, 2012, 199(5): S64-S70.
- [4] MONGAN J, RATHNAYAKE S, FU Y, et al. In vivo differentiation of complementary contrast media at dual-energy CT [J]. *Radiology*, 2012, 265(1): 267-272.
- [5] BENJAMIN M Y, SHEPHERD J A, WANG Z J, et al. Dual-energy and low-kVp CT in the abdomen [J]. *AJR*, 2009, 193(1): 47-54.
- [6] MANGOLD S, THOMAS C, FENCHEL M, et al. Virtual nonenhanced dual-energy CT urography with tin-filter technology: determinants of detection of urinary calculi in the renal collecting system [J]. *Radiology*, 2012, 264(1): 119-125.
- [7] 魏颖,于谦,贾同,等.面向肺癌 CAD 的 CT 图像疑似病灶检测算法[J]. *仪器仪表学报*, 2009, 30(1): 1-6.
- [8] 于清超,黄魁东,张定华,等.一种锥束 CT 散射场检测优化方法[J]. *仪器仪表学报*, 2011, 32(4): 781-786.
- [9] 栾国欣,魏颖,贾同,等.改进的表面法向量投影叠加 CT 图像疑似肺结节检测算法[J]. *仪器仪表学报*, 2011, 32(12): 2787-2793.
- [10] LAURA A D, DAVID A J. Advances in image-guided radiation therapy [J]. *Journal of Clinical Oncology*, 2007, 25(8): 938-946.
- [11] DONG Y, HUO J, WANG X, et al. Generation of dual-energy CT image dataset from single-energy CT image dataset [J]. *Med. Phys.*, 2013, 40(6): 152.
- [12] 张顺利,张定华,黄魁东,等.锥束 ART 算法快速图像重建[J]. *仪器仪表学报*, 2009, 30(4): 887-892.
- [13] 张顺利,张定华,李明君,等.基于 SIMD 技术的锥束 ART 算法快速并行图像重建 [J]. *仪器仪表学报*, 2010, 31(3): 630-634.
- [14] BAI C Y, SHAO L, DA SILVA A J, et al. A generalized model for the conversion from CT numbers to linear attenuation coefficients [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2003, 50(5): 1510-1515.
- [15] TEIMOURIAN B, AY M R, ZAFARGHANDI M. A novel energy mapping approach for CT-based attenuation correction in PET [J]. *Med. Phys.*, 2012, 39(4): 2078-2089.
- [16] LIU X, YU L F, PRIMAK A N, et al. Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: three-material decomposition [J]. *Med. Phys.*, 2009, 36(5): 1602-1609.

作者简介



朱险峰, 1984、1987 和 2010 年于天津大学获得学士、硕士和博士学位, 现为天津大学副教授、临床工程师、英国注册工程师, 主要研究方向为临床检测技术。

E-mail: zhuxianfeng@tju.edu.cn

Zhu Xianfeng received his B. Sc, M. Sc and Ph. D. degrees all from Tianjin University in 1984, 1987 and 2010, respectively. He is an associate professor, registered clinical engineer and CEng in Tianjin University. His research interest is clinical detection technology.



霍杰, 2011 年于天津大学获得学士学位, 现为天津大学硕士研究生, 主要研究方向为医学物理学和医学图像处理。

E-mail: huojie427@tju.edu.cn

Huo Jie received B. Sc. degree from Tianjin University in 2011. Now she is a master student

in Tianjin University. Her main research interest focuses on medical physics and medical image processing.

冯远明(通讯作者), 1997 年于天津大学获得博士学位, 现为天津大学教授, 主要研究方向为医学物理学。

E-mail: ymfeng@tju.edu.cn

Feng Yuanming (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Tianjin University in 1997. He is a professor of Tianjin University and his major research interest is focused on medical physics.