

## 双能锥形束CT线性混合技术提高相对电子密度的准确性

门阔,戴建荣,陈辛元,李明辉,张可,黄鹏  
国家癌症中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院,北京 100021

**【摘要】目的:** 利用高、低能锥形束CT(CBCT)的线性混合图像校正射线硬化,以提高相对电子密度值(RED)的准确性。**方法:** 使用Elekta公司Synergy加速器的CBCT系统成像,高、低能X线峰值管电压分别为120和70 kV,对比单能CBCT图像采用100 kV。使用铝梯测量高、低能X线穿过不同厚度铝材料的衰减,利用迭代扰动法得到能谱分布,进而确定高、低能图像的最优线性混合系数,得到混合图像 $HU_{mix}$ ,用此图像作为新的CBCT图像,建立 $HU_{mix}$ -RED校准曲线,计算物质的RED。使用Catphan 500模体、一个头部仿真模体和一个骨盆部仿真模体进行实验,验证本方法的准确性。**结果:** 头部和骨盆部Catphan 500模体实验得到的RED与理论值的相关系数分别为0.995和0.975,优于单能CBCT(0.975和0.953)。头、骨盆部仿真模体实验也显示,较单能CBCT成像方法,本研究提出的方法能有效减少射线硬化伪影,更准确地测量物质的RED。**结论:** 建立了一种CBCT双能线性混合成像方法,可以较准确地测量物质的RED,为提高自适应放射治疗的精度提供了技术支持。

**【关键字】**锥形束CT;双能;直线加速器;相对电子密度;自适应放射治疗

**【中图分类号】**R815.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)05-0433-06

## Relative electron density measurement accuracy improved with linear mix technique on dual energy cone-beam CT

MEN Kuo, DAI Jianrong, CHEN Xinyuan, LI Minghui, ZHANG Ke, HUANG Peng

National Cancer Center/Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

**Abstracts: Objective** To improve the accuracy of relative electron density (RED) measurement by reducing the beam hardening effect using linear mix technique on dual energy cone-beam CT (CBCT). **Methods** CBCT images were obtained using CBCT system of Elekta Synergy linear accelerator with the maximum tube voltage of high- and low-energy X-ray of 120 kV and 70 kV, respectively. As a comparison, single-energy CBCT image was acquired at the tube voltage of 100 kV. When the high- and low-energy X-ray passed through aluminum material of different thickness, the X-ray attenuations were measured using aluminum ladder. And the spectra distribution was obtained with iterative perturbation method to determine the optimal linear mix coefficients of high- and low-energy image, obtaining mixed images  $HU_{mix}$ . Taking the obtained  $HU_{mix}$  as the new CBCT images, we established the  $HU_{mix}$ -RED calibration curve and calculated the RED of the material. Finally, we applied Catphan 500 phantom, head and neck phantom of Alderson Rando, and pelvis phantom to verify the accuracy of the proposed method. **Results** The correlation coefficients of the theoretical RED and the RED obtained from Catphan 500 phantom of head and pelvis were 0.995 and 0.975, respectively, better than those obtained from the single-energy CBCT (0.975 and 0.953). Compared with single-energy CBCT imaging method, the dual-energy CBCT-based method effectively reduced the beam hardening artifacts and measured the RED more accurately. **Conclusion** The established dual-energy CBCT linear mix imaging method can accurately measure the RED of the material and provide technical support for improving the accuracy of adaptive radiation therapy.

**Keywords:** cone-beam CT; dual energy; linear accelerator; relative electron density; adaptive radiation therapy

**【收稿日期】**2017-01-02

**【基金项目】**国家自然科学基金(11605291, 11475261);国家重大研发计划(2016YFC0904600)

**【作者简介】**门阔,博士,助理研究员,研究方向:图像引导放射治疗,E-mail:menkuo126@126.com

**【通信作者】**戴建荣,男,博士,二级研究员,研究方向:治疗计划的优化算法、立体定向放疗技术和图像引导放疗等,E-mail:dai\_jianrong@163.com

## 前言

锥形束 CT (Cone Beam Computed Tomography, CBCT) 成像技术可以提供三维容积图像, 目前广泛应用于放射治疗中<sup>[1-3]</sup>, 成为图像引导放射治疗 (Image Guided Radiotherapy, IGRT) 的主流技术。虽然 CBCT 方便在放疗各分次间获取患者有关解剖图像信息, 能够更加明确患者的肿瘤位置、形态、大小等的变化, 进而确定治疗的靶区与治疗计划及前次治疗的差别, 以利于放疗准确性和精确度的提高, 但受到现有 CBCT 自身条件的制约, 尚存在一些缺陷<sup>[4]</sup>。

CBCT 成像系统中, 实际使用的 X 射线一般都具有连续能谱。连续能谱的 X 射线穿过物质时, 各种能量的 X 射线强度均降低, 但由于能量较低的光子衰减系数较大, 使得软射线的比重减小, 硬射线的比重相对增加, X 射线平均能量增加, 测量的 CT 值总是小于真实的投影值, 称为射线硬化现象。射线硬化现象会导致重建图像中出现硬化伪影, 降低图像质量, 同时导致 CT 值及相对电子密度 (Relative Electron Density, RED) 的结果不准确<sup>[5-6]</sup>。Loutfi-Krauss 等<sup>[7]</sup>报道, 图像质量会影响图像配准的准确性, 由此导致的误差可达 1.7 mm。Ma 等<sup>[8]</sup>报道, 由 CBCT RED 不准确引起的剂量误差在 4% 左右。基于传统 CBCT 的自适应放疗, 在组织区分及剂量计算等方面的精度不够。

针对射线硬化, 目前已经有许多种校正方法。Brabant 等<sup>[9]</sup>提出基于迭代重建算法 (Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique, SART) 的射束硬化校正方法。Saito 等<sup>[10-11]</sup>提出了一个简单的转换方法, 使用扇形束 CT (Fan-Beam CT, FBCT) 双能图像线性相减, 建立转换曲线, 得到 RED。本课题组之前利用双能成像方法<sup>[12]</sup>, 在投影域预处理, 将双能投影图像分解为两种基材料的图像, 再利用基材料的物理性质, 得到物质准确的 RED 图像。

本研究提出基于先验的硬化校正算法, 根据波谱分布及材质厚度与多色 X 线衰减的关系, 直接使用图像域 CBCT 三维图像, 计算高、低能图像的最优线性系数, 得到混合图像 (Mix-CBCT), 进而校正硬化, 以提高组织 RED 值的准确性, 从而拓展 CBCT 成像装置的临床应用。

## 1 材料和方法

### 1.1 成像装置

实验使用 Elekta 公司 Synergy 加速器, 该加速器配有 kV 级锥形束 CT 系统 XVI。XVI 装置包含一个 kV 级 X 射线源 (Dunlee D604, IL) 和一个大面积非晶

硅数字化 X 射线探测板 (RID1640-A11, Perkin Elmer, Wiesbaden, Germany)。X 射线源和探测板到等中心的距离分别为 1 000 和 536 mm。头颈部模体实验使用 S10 准直器, 体部模体实验使用 M10 准直器。体部数据采集 F0 过滤器, 高、低能 X 线管电压分别采用 120、70 kV, 曝光量分别为 4 和 16 mAs/帧。对比单能成像的管电压为 100 kV, 曝光量为 16 mAs/帧。投影数据分辨率为 1 024×1 024, 像素大小为 0.4 mm×0.4 mm。CBCT 三维重建算法为基于滤波反投影的 FDK 算法, 重建采用高分辨率, 重建体素大小为 1.0 mm×1.0 mm×1.0 mm。

### 1.2 实验模体

**1.2.1 CIRS 062 模体** CIRS 062 模体 (图 1a) 含有 RED 已知的不同插件, 厚度为 5 cm, 包括内部和外部两部分。内部部分为圆形, 直径 18 cm, 用于模拟头部; 外部部分宽 33 cm, 高 28 cm, 和内部部分一起使用, 用于模拟体部。

**1.2.2 Catphan 500 模体** Catphan 500 模体 (图 1b) 直径为 20 cm, 可用于模拟头部; 模拟体部时在外面加一椭圆形套件。内部的 CTP-404 模块直径 15 cm, 含有 8 个不同材料的插件: 空气 (2 个), 聚甲基戊烯 (PMP), 低密度聚乙烯 (LDPE), 聚苯乙烯, 丙烯酸塑料, 聚甲醛 (Delrin™) 和聚四氟乙烯 (Teflon), RED 值范围为 0~1.87。

**1.2.3 头部仿真模体** Alderson Rando 头部模体是一个类人的模体 (图 1c), 它是一个人的骨架嵌入在一个由异氰酸酯组成的橡胶体中, 其对 X 射线的吸收和散射特性与人体组织相当。

**1.2.4 骨盆部仿真模体** 该模体由软组织和骨组织等效材料组成 (图 1d), 适合模拟在骨盆部的部位。

### 1.3 双能线性混合成像方法

X 球管产生的能谱  $N(E)$  为连续谱, 将  $N(E)$  归一化, 射线穿过物体后的衰减可用式 (1) 表示:

$$g = -\ln \frac{I}{I_0} = \ln \int_0^{E_{\max}} N(E) \exp\left(\int_l \mu(E, x, y) dl\right) dE \quad (1)$$

$$\int_0^{E_{\max}} N(E) dE = 1 \quad (2)$$

其中,  $g$  为衰减投影,  $I_0$  为入射强度,  $I$  为出射强度,  $E_{\max}$  为射线最大能量,  $l$  为射线穿过的路径,  $\mu(E, x, y)$  为衰减系数,  $E$  为射线能量。

采用高能和低能 X 射线分别进行成像时, 衰减如式 (3) 所示, 因高、低能 X 线能谱在较低的能量区域有重叠, 两者衰减的线性混合 (式 (4)), 可以消除较低能量 X 线造成的射线硬化现象。

$$g_H = -\ln \frac{I_H}{I_0} = \ln \int_0^{E_{H\max}} N(E_H) \exp\left(\int_l \mu(E, x, y) dl\right) dE \quad (3)$$

$$g_L = -\ln \frac{I_L}{I_0} = \ln \int_0^{E_{L\max}} N(E_L) \exp\left(\int_l \mu(E, x, y) dl\right) dE$$

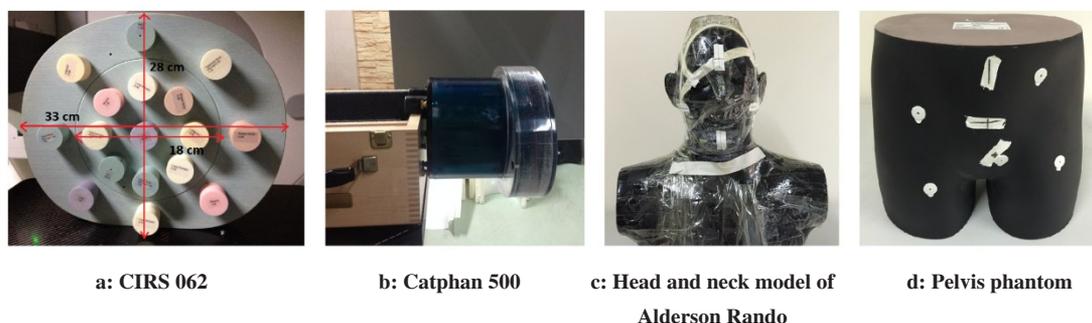


图1 实验使用的4个模体

Fig.1 Four phantoms used in the experiment

其中 $H$ 代表高能射线, $L$ 代表低能射线。

$$\begin{aligned} g_{\text{mix}} &= \omega_1 \cdot g_H - \omega_2 \cdot g_L \\ \omega_1 - \omega_2 &= 1, \\ \omega_1 > 0, \omega_2 > 0 \end{aligned} \quad (4)$$

其中, $g_{\text{mix}}$ 为混合衰减投影, $\omega_1, \omega_2$ 为比例系数。

若能谱 $N(E_L)$ 、 $N(E_H)$ 已知,计算得到穿过不同厚度水材料的 $g_{\text{mix}}$ ,令:

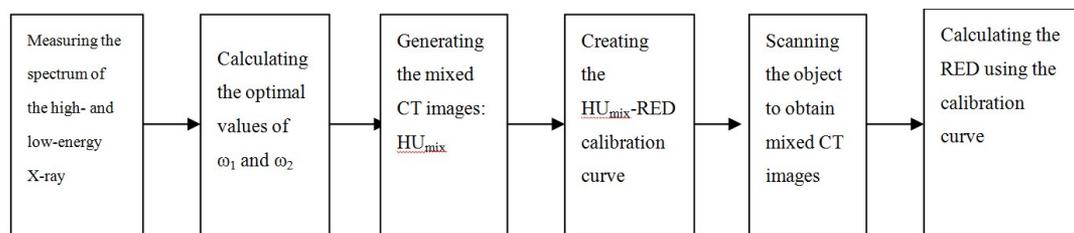
$$\Delta g(l) = \frac{1}{l} \cdot g_{\text{mix}}(l) - g_w \quad (5)$$

其中, $l=1,2,3, \dots, 30$  cm,为射线穿过的路径; $g_w$ 为

水衰减的理论值。

此优化问题的目标函数为 $\min \sum_{l=1}^{30} |\Delta g(l)|$ ,利用最小二乘法可以确定 $\omega_1$ 和 $\omega_2$ 的最优值,而CT值(HU)正比于 $g$ ,故使用 $\text{HU}_{\text{mix}} = \omega_1 \cdot \text{HU}_H - \omega_2 \cdot \text{HU}_L$ 作为新的CT图像,建立 $\text{HU}_{\text{mix}} - \text{RED}$ 校准曲线,可以减小低能光子减少带来的射线硬化问题,提高电子密度的准确性。

双能线性混合成像方法流程图如图2所示。



RED: Relative electron density

图2 双能线性混合成像方法流程图

Fig.2 Flowchart of linear mix technique on dual energy cone-beam CT (CBCT)

#### 1.4 X线能谱测量方法

将铝梯水平放置在治疗床板上,X射线垂直于铝梯表面入射,在高、低能量下采集图像,测量穿透不同长度铝材料的衰减值,利用迭代扰动法<sup>[13]</sup>,初始值由Spectrum GUI产生,通过反复迭代得到能谱分布。

#### 1.5 HU-RED校准曲线建立方法

使用CIRS 062模体建立FBCT、100 kV-CBCT和Mix-CBCT图像HU-RED校准曲线。扫描时将该模体置于射野中心位置,将两个相同成分的插件分别置于模体中心和模体周边位置,用于平衡图像CT值的位置依赖性,感兴趣区域(ROI)大小为 $(5 \times 5)$  mm<sup>2</sup>,计算ROI内各像素的平均CT值作为相应插件的HU值。对于头部和体部模体,分别建立各自的HU-RED校准曲线。

#### 1.6 模体实验

分别使用Catphan 500模体、头部模体、骨盆部模体对该方法进行量化验证。对于Catphan 500模体,以已知的RED理论值作为参考值(reference);对于头部和骨盆部模体,以FBCT图像得到的RED为参考值。

## 2 结果

### 2.1 X线能谱分布

70和120 kV的能谱分布如图3所示,两种能谱在低能部分有重叠区域。

### 2.2 双能线性混合系数

根据双能线性混合成像方法,计算得到 $\omega_1 = 1.43$ , $\omega_2 = 0.43$ 。从而得到 $\text{HU}_{\text{mix}} = 1.43 \times \text{HU}_H - 0.43 \times \text{HU}_L$ 。

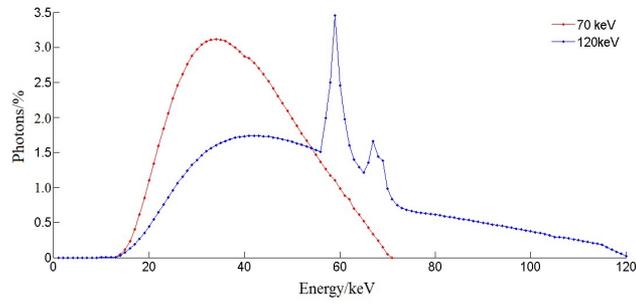


图3 70和120 kV的光谱

Fig.3 Spectrum of X-ray at the energy of 70 and 120 kV

### 2.3 HU-RED 转换曲线

使用CIRS头部和体部模体,计算得到FBCT、单能CBCT和Mix-CBCT图像的HU<sub>mix</sub>-RED转换曲线,如图4所示。

### 2.4 模体实验结果

2.4.1 Catphan 500 模体实验结果 图5显示Catphan 500模体的实验结果。对于模拟头部和体部大小的Catphan 500模体,Mix-CBCT RED测量值更准确,其与参考值的相关系数分别为0.995和0.975,而100 kV-CBCT RED测量值与参考值的相关系数分别为0.975和0.953。

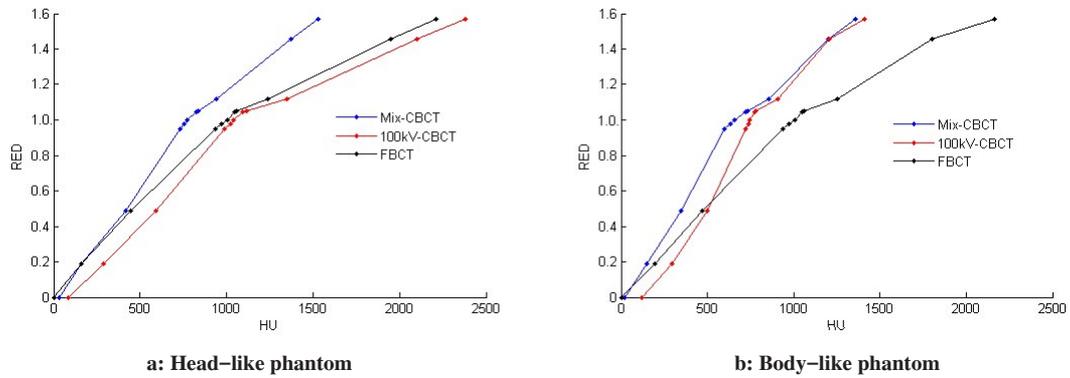
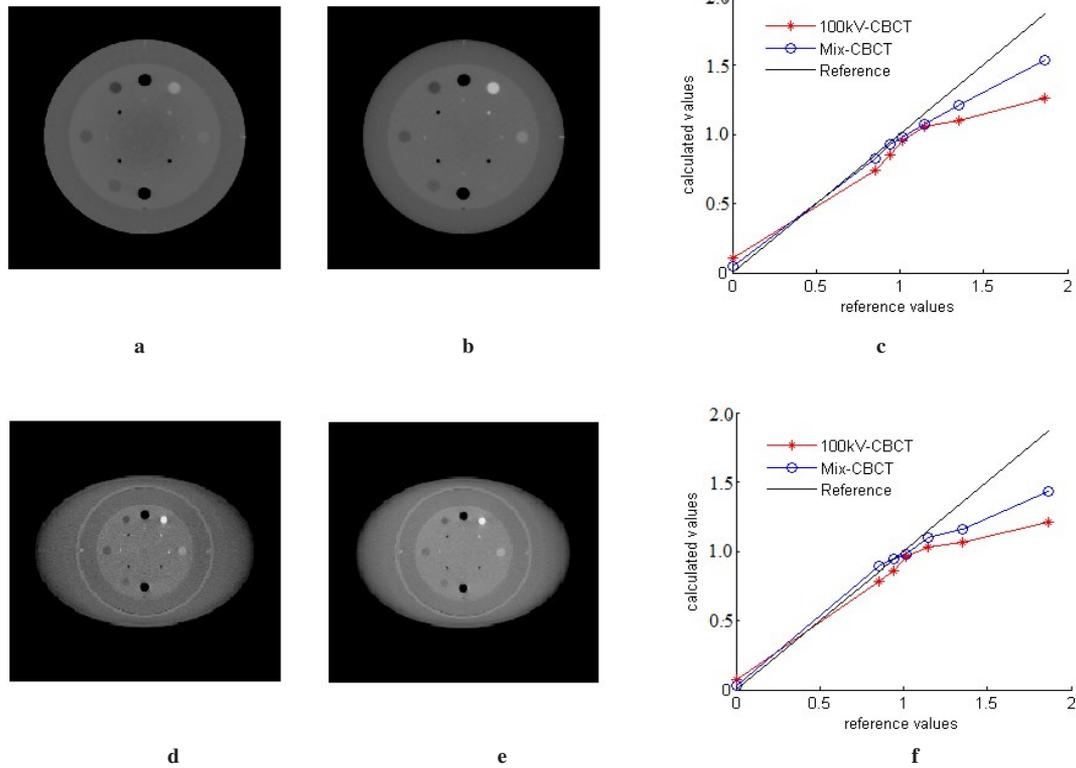


图4 100 kV-CBCT、Mix-CBCT和FBCT的HU-RED曲线

Fig.4 HU-RED curves of 100 kV-CBCT, Mix-CBCT and fan beam CT (FBCT)



a-c are for head-like phantom, presenting 100 kV-CBCT, Mix-CBCT and comparison with the reference value, respectively; d-f are for body-like phantom, presenting 100 kV-CBCT, Mix-CBCT and comparison with the reference value, respectively.

图5 CTP-404模块的RED图像

Fig.5 RED images of the CTP-404 module in a Catphan 500 phantom

**2.4.2 头部仿真模体实验结果** 图6显示头部仿真模体的RED图, Mix-CBCT图像比单能图像更清晰。图6d显示图6a、b、c中沿横向中心轴的数值分布, 结果表明 Mix-CBCT RED 测量值更准确, 与参考值更接近。

**2.4.3 骨盆部仿真模体实验结果** 图7显示体部仿真模体的RED图。Mix-CBCT图像可以减少一些严重的射线硬化伪影, 改善相RED的准确性。但由于体部扫描的散射增大, 导致改善程度不如头部仿真实验明显。

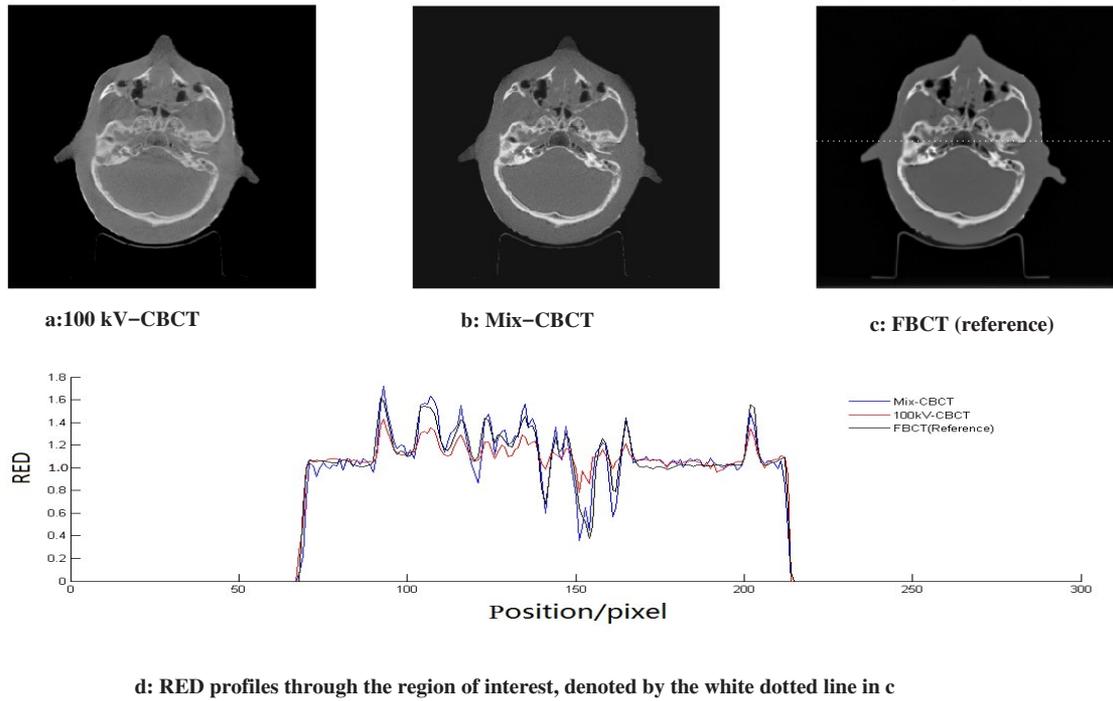


图6 Alderson Rando H&N 模体的RED图像  
Fig.6 RED images of the head and neck phantom of Alderson Rando

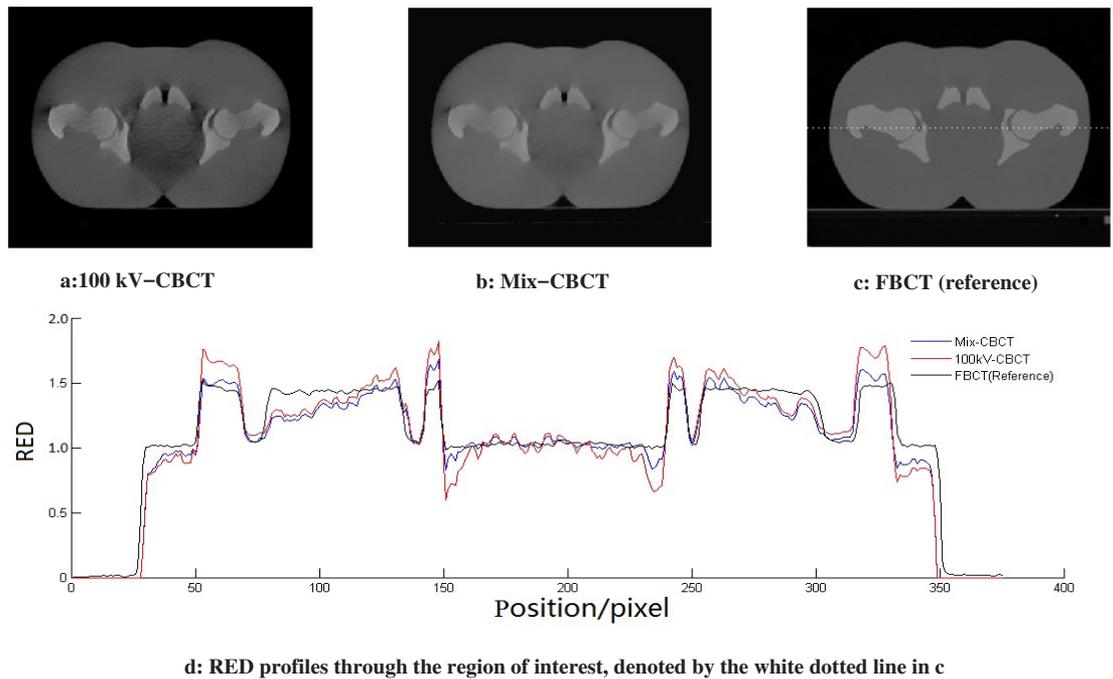


图7 骨盆部模体的RED图像  
Fig.7 RED images of the pelvis phantom

### 3 结论及讨论

CBCT可以提高患者治疗位置的三维图像,基于此图像可实施自适应放疗,但是由于CBCT图像质量欠佳,导致RED不准确,影响自适应放疗剂量计算的准确性。研究表明,使用高、低能CBCT混合图像,通过 $HU_{min}$ -RED校准曲线获取物质的RED,较传统单能方法可以减少射线硬化带来的伪影,提高了RED的准确性,为自适应放疗提供了平台。

本方法是应用高、低能CBCT图像,直接在图像域进行后处理,较通过投影域的预处理方法简单、快速,易于开展。在骨盆部模体实验中,由于光子散射增大、噪声增加等诸多因素影响,使得图像质量的改善程度较头颈部有所下降,若将散射修正方法与本方法相结合,期望可以进一步提高图像质量。

#### 【参考文献】

- [1] JAFFRAY D A, SIEWERDSEN J H, WONG J W, et al. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53(5): 1337-1349.
- [2] XING L, THORNDYKE B, SCHREIBMANN E, et al. Overview of image-guided radiation therapy[J]. *Med Dosim*, 2006, 31(2): 91-112.
- [3] JAFFRAY D A, BROCK K K, SHARPE M B. Advanced imaging and guidance system for use in intensity modulated RT[M]//Image-Guided IMRT: Part II. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2006: 217-227.
- [4] NAGARAJAPPA A K, DWIVEDI N, TIWARI R. Artifacts: the downturn of CBCT image[J]. *J Int Soc Prev Community Dent*, 2015, 5(6): 440-445.
- [5] ESMAEILI F, JOHARI M, HADDADI P, et al. Beam Hardening Artifacts: comparison between two cone beam computed tomography scanners[J]. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2012, 6(2): 49-53.
- [6] SISNIEGA A, ZBIJEWSKI W, XU J, et al. High-fidelity artifact correction for cone-beam CT imaging of the brain[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(4): 1415-1439.
- [7] LOUTFI-KRAUSS B, KÖHN J, BLUMER N, et al. Effect of dose reduction on image registration and image quality for cone-beam CT in radiotherapy[J]. *Strahlenther Onkol*, 2015, 191(2): 192-200.
- [8] MA C S, CAO J P, YIN Y, et al. Radiotherapy dose calculation on kV cone-beam CT image for lung tumor using the CIRS calibration[J]. *Thorac Cancer*, 2014, 5(1): 68-73.
- [9] BRABANT L, PAUWELS E, DIERICK M, et al. A novel beam hardening correction method requiring no prior knowledge incorporated in an iterative reconstruction algorithm[J]. *NDT E Int*, 2012, 51(10): 68-73.
- [10] TSUKIHARA M, NOTO Y, HAYAKAWA T, et al. Conversion of the energy-subtracted CT number to electron density based on a single linear relationship: an experimental verification using a clinical dual-source CT scanner[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(9): N135-N144.
- [11] TSUKIHARA M, NOTO Y, SASAMOTO R, et al. Initial implementation of the conversion from the energy-subtracted CT number to electron density in tissue inhomogeneity corrections: an anthropomorphic phantom study of radiotherapy treatment planning[J]. *Med Phys*, 2015, 42(3): 1378-1388.
- [12] MEN K, DAI J R, LI M H, et al. A method to improve electron density measurement of cone-beam CT using dual energy technique[J]. *Biomed Res Int*, 2015(5): 858907.
- [13] WAGGENER R G, BLOUGH M M, TERRY J A, et al. X-ray spectra estimation using attenuation measurements from 25 kVp to 18 MV[J]. *Med Phys*, 1999, 26(7): 1269-1278.

(编辑:薛泽玲)