

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.11.002

医学放射物理

基于半数投影的低剂量双能锥形束CT物质分解可行性

付新辉¹, 漆俊锋², 余疏桐¹, 陈乐康³, 武序洲⁴, 黎田⁵, 林晨⁶, 张艺宝^{1,7}

1. 北京大学医学部医学技术研究院, 北京 100191; 2. 中国医学科学院肿瘤医院放疗科, 北京 100021; 3. 北京航空航天大学物理学院, 北京 100191; 4. 清华大学深圳国际研究生院, 北京 100084; 5. 香港理工大学医疗科技及资讯学系, 香港 999077; 6. 北京大学物理学院, 北京 100871; 7. 北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科/恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142

【摘要】目的:提出并验证一种基于半数投影重建双能锥形束CT(DE CBCT)进行双能分解的方法,为自适应放疗的解剖结构监测和剂量重建优化等场景提供潜在可行的低剂量成像技术方案。**方法:**采用 VitalBeam 加速器机载千伏 CBCT 系统对 Gammex 模体分别进行 15 和 7 f/s 的双能扫描,并基于投影数据重建图像。对 7 f/s 的双能图像进行双能分解,通过加权公式和经验函数分别获取相对电子密度(RED)和阻止本领比(SPR)并进行准确性评估。基于扫描参数计算各条件下的加权 CT 剂量指数(CTDI_w)。**结果:**双能分解可以有效抑制图像伪影,并且其获取的 RED 和 SPR 误差分别低于 2.82% 和 2.56%。相较于传统基于高低能双扫描,半数投影 DE CBCT 的 CTDI_w 可减少 11.60 mGy(降幅 52.90%),比单独扫描全数投影高能 CBCT 的剂量低 2.58 mGy(降幅 19.98%),仅比低能 CBCT 高 1.31 mGy(增幅 14.52%)。**结论:**本研究提出的方法能够在较低辐射剂量的条件下有效抑制图像伪影,其获取的 RED 和 SPR 具有较高的准确性,在需要反复进行图像引导的自适应放疗等场景具有潜在的应用价值。

【关键词】双能成像;锥形束CT;图像引导;低剂量成像

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)11-1408-06

Low-dose dual-energy cone beam CT material decomposition based on half-projection reconstruction: a feasibility study

FU Xinhui¹, QI Junfeng², YU Shutong¹, CHEN Lekang³, WU Xuzhou⁴, LI Tian⁵, LIN Chen⁶, ZHANG Yibao^{1,7}

1. Institute of Medical Technology, Peking University Health Science Center, Beijing 100191, China; 2. Department of Radiation Oncology, Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100021, China; 3. School of Physics, Beihang University, Beijing 100191, China; 4. Tsinghua Shenzhen International Graduate School, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 5. Department of Health Technology and Informatics, the Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong 999077, China; 6. School of Physics, Peking University, Beijing 100871, China; 7. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education)/Department of Radiation Oncology, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China

Abstract: Objective To propose and validate a decomposition method based on half-projection reconstruction for dual-energy cone beam CT (DE CBCT), thereby providing a potentially feasible low-dose imaging solution for anatomical monitoring and dose reconstruction optimization in adaptive radiotherapy. **Methods** Dual-energy scans were performed on a Gammex phantom using the on-board kilovoltage CBCT system of a VitalBeam accelerator at acquisition frame rates of 15 and 7 frames per second (f/s). Images were reconstructed from the projection data, and dual-energy decomposition was applied to the 7 f/s dual-energy images to derive relative electron density (RED) and stopping power ratio (SPR) using weighted formulas and empirical functions, followed by accuracy evaluation. Additionally, the weighted CT dose index was calculated for different scanning parameters. **Results** Dual-energy decomposition effectively suppressed image artifacts, with

【收稿日期】2025-04-09

【基金项目】国家自然科学基金(12475309, 12275012, 12411530076, 12581360004, 82202941);北京市自然科学基金(Z210008);中国国际人才交流基金会国际青年人才来华交流项目(JC202502001F);中央高校基本科研业务费/北京大学临床医学+X青年专项(PKU2025PKUL-CXQ014);教育部内地与港澳高等学校师生交流计划(万人计划7111400072);国家重点研发计划(2019YFF01014405);内蒙古自治区科技计划(2022YFSH0064)

【作者简介】付新辉, 硕士研究生, 研究方向: 放疗物理, E-mail: xh_fu@stu.pku.edu.cn

【通信作者】张艺宝, 博士, 正高级工程师, 博士生导师, 研究方向: 放疗物理, E-mail: zhangyibao@pku.edu.cn

RED and SPR errors remaining below 2.82% and 2.56%, respectively. Compared with the traditional dual-scan method which required high- and low-energy acquisitions, the weighted CT dose index of the half-projection DE CBCT was reduced by 11.60 mGy (a 52.90% reduction). Furthermore, it was 2.58 mGy lower than the dose of the full-projection high-energy CBCT alone (a 19.98% reduction) and only 1.31 mGy higher than that of the low-energy CBCT (a 14.52% increase).

Conclusion The proposed method effectively suppresses image artifacts while maintaining high accuracy in RED and SPR under low radiation dose conditions, demonstrating its potential value for scenarios requiring frequent image guidance, such as adaptive radiotherapy.

Keywords: dual-energy imaging; cone-beam CT; image guidance; low-dose imaging

前言

锥形束CT(CBCT)在图像引导放射治疗中发挥着至关重要的作用^[1-3]。然而,CBCT在临床应用中仍面临一些关键挑战,如分次间累积的成像剂量会增加肿瘤二次复发的风险^[4-5],较差的图像质量影响摆位精度,这些问题限制其在高精度治疗中的广泛应用^[6]。除摆位等传统应用外,CBCT在自适应放疗(Adaptive Radiation Therapy, ART)中可通过监测每日患者解剖和剂量变化,并为计划的重新优化提供时机建议和图像数据,进而有效提高靶区剂量覆盖与危及器官保护^[7-9]。然而,CBCT的图像质量较差,其CT值与计划CT存在差异,一般无法直接用于结构勾画和剂量计算^[10]。传统基于计划CT与CBCT形变配准的方法在算法精度、组织成分定量准确性和剂量计算可靠性等方面也存在局限^[11]。双能成像(Dual-Energy Imaging)通过采集不同X射线能量的数据,既可以实现材料分离和组织密度定量,又为提高CBCT图像质量提供新思路^[12]。已有研究验证了双能CBCT(Dual-Energy CBCT, DE CBCT)在减少金属伪影^[13-14]、降低图像噪声^[15-16]、提高相对电子密度(Relative Electron Density, RED)^[12, 17-18]和阻止本领比(Stopping Power Ratio, SPR)^[19-20]定量精度等方面的潜力。虽然DE CBCT在图像引导放疗和剂量计算中展示出重要前景,但使用高低能量射线对患者进行双次扫描的传统方法大幅增加了患者的成像剂量^[21]。为保留双能成像优势的同时降低患者的辐射剂量,本文提出并验证一种基于半数投影重建DE CBCT进行双能分解的方法,为自适应放疗的解剖结构监测和剂量重建优化等场景提供潜在可行的低剂量成像技术方案。

1 资料与方法

1.1 数据采集

本研究采用 VitalBeam 加速器 (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA) 机载千伏 CBCT 系统扫

描 Gammex 1472 模体 (Sun Nuclear, Middleton, WI, USA), 以表 1 所列参数设置分别获取不同能量和扫描帧率的 CBCT 原始二维投影图像数据。

表 1 模体扫描参数设置

Table 1 Phantom scanning parameter settings

帧率/f·s ⁻¹	管电压(高能/低能)/kVp	管电流/mA	类型	曝光时间/s
7	140/80	60	半扇	8.4
15	140/80	60	半扇	17.9

1.2 数据采集

为排除不同算法对图像质量的影响,本研究统一采用 TIGRE-VarianCBCT 工具包^[22]对原始投影图像进行预处理和三维重建,包括对获取投影过程中的 5 种物理现象的校正,即:X 射线散射、机架旋转的几何位移、射线不均匀性、脉冲管输出波动和多能谱引起的 X 线硬化。采用 VarianDataLoader 函数对原始数据进行解码和预处理。该函数内集合多种功能函数,可以加载机器几何信息和各种校准文件并对原始数据进行修正。针对 X 线散射和硬化问题,加速器硬件上配备一维防散射网格^[23]和 Titanium 滤波器;软件上通过该函数内封装的自适应散射核叠加的迭代算法对 X 射线散射进行修正,并采用经典的频谱建模算法对 X 线硬化问题进行修正^[24]。采用 Feldkamp-Davis-Kress(FDK)算法将预处理后的投影数据重建为 512×512 像素分辨率的 3D CBCT 图像。像素值为该像素点的线性衰减系数。

1.3 双能分解

为测试本文方法基于双能成像技术获取 RED 的准确性,选取如表 2 所示的 Gammex 模体中的 10 个插件进行双能材料分解,并以说明书载明的元素组成和相对于水的电子密度作为评估真值。

本研究采用 Niu 等^[25]提出的图像域迭代分解技术对 7 f/s 帧率下采集的 DE CBCT 进行分解,基材料

表2 电子密度插件元素组成及相对电子密度参考值

Table 2 Elemental composition and relative electron density of electron density inserts

插件材料	H	O	C	N	Cl	Ca	Si	B	Na	Mg	RED
LN450 Lung	7.44	20.69	58.03	1.97	0.08	-	0.57	-	-	11.22	0.44
HE Brain	8.23	19.70	65.75	2.05	0.13	1.79	0.94	0.04	0.15	1.23	1.02
HE General Adipose	9.73	14.35	71.41	2.71	0.12	0.34	1.11	0.05	0.18	-	0.94
HE Breast 50/50	9.48	15.13	70.23	2.47	0.12	0.74	1.01	0.04	0.16	0.61	0.97
HE Liver	8.25	19.02	66.87	2.25	0.14	1.94	0.65	0.03	0.10	0.75	1.05
CaCO ₃ -30%	5.60	28.47	51.77	2.12	0.09	11.77	-	-	-	0.18	1.27
CaCO ₃ -50%	4.03	34.13	40.34	1.52	0.07	19.62	-	-	-	0.30	1.46
HE Inner Bone	6.38	25.64	53.79	1.73	0.10	9.82	0.72	0.03	0.11	1.68	1.16
HE Cortical Bone	2.31	39.95	27.41	0.85	0.04	26.62	-	-	-	2.82	1.78
HE CT Solid Water	8.41	18.49	66.97	2.16	0.13	1.43	1.08	0.05	0.17	1.10	1.00

在140和80 kVp能谱下的衰减系数的线性组合来近似表达CT图像中每个像素的线性衰减系数^[26]。图像域直接分解使用基材料的线性衰减矩阵逆运算,如式(1)所示:

$$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu_{1H} & \mu_{2H} \\ \mu_{1L} & \mu_{2L} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \mu_H \\ \mu_L \end{pmatrix} \quad (1)$$

其中,H与L分别代表高、低能X线能谱,1和2表示两种不同基材料。 I_1 和 I_2 分别代表两种基材料的成分占比,即基材料的密度图。 μ_{ij} 为材料*i*(*i*=1或2)在能谱*j*(*j*=H或L)下的线性衰减系数,单位为mm⁻¹。

作为人体内差异较大的两种典型组织代表,本研究选择HE Cortical Bone和HE Breast 50/50作为基材料,分别在140和80 kVp CBCT图像上选取两个圆心位于插件中心的基材料感兴趣区,半径为10个像素点间距。计算中间50层感兴趣区内像素值的均值,作为该材料在该能谱下的线性衰减系数。基于该公式可以直接从DE CBCT图像中计算分解出两种基材料的密度图像。

1.4 RED和SPR图像获取及分析

基于双能分解获取的两种基材料密度图像,结合说明书提供的两种基材料的RED真值进行加权并求和,获得各物质的RED计算值。基于基材料密度图像获取RED的公式可表示为:

$$I = m \cdot I_1 + n \cdot I_2 \quad (2)$$

其中, I_1 和 I_2 分别代表式(1)内计算出的基材料密度图, m 和 n 为两种基材料的RED, I 为加权获得的RED图像矩阵。

基于上述相同感兴趣区选取方法,计算不同插件的RED图像像素值的均值和标准差,并与说明书上各材料RED的参考值比较。基于归一化均方根误

差(Normalized Root Mean Square Error, NRMSE)指标比较全投影和半投影DE CBCT分解获取的RED图像,定义为:

$$NRMSE = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2}}{\max(y) - \min(y)} \quad (3)$$

其中, y_i 为半投影DE CBCT分解获取RED图像内的像素值, \hat{y}_i 为全投影DE CBCT分解获取RED图像内的像素值, $\max(y)$ 和 $\min(y)$ 分别为半投影DE CBCT分解获取RED图像内的像素值的最大值和最小值。

基于RED与材料有效密度的强相关性,本研究采用Kanematsu等^[27]报道的RED与SPR关系的经验函数进行预测,该函数整理如下:

$$SPR / RED = \begin{cases} 1, & 0 < RED < 0.9 \\ -0.2074 \times (RED - 0.9) + 1.028, & 0.9 \leq RED < 1.035 \\ -0.0740 \times (RED - 1.035) + 1, & 1.035 \leq RED < 1.4 \\ -0.0517 \times (RED - 1.4) + 0.973, & 1.4 \leq RED < 2.0 \end{cases} \quad (4)$$

首先,将各材料的RED真值通过该经验函数转换以获得各材料SPR的真值,同时将双能分解获取的RED图像通过该函数转换得到双能分解获取的SPR图像。然后,计算各材料插件感兴趣区内SPR的均值和标准差,并与各材料SPR的真值比较。

1.5 成像剂量

参考Skaarup等^[28]在扫描参数140 kVp、50 mA和80 kVp、250 mA条件下,使用直径为16 cm CTDI模体(RTI group AB, M€olndal, Sweden)和经标准实验室校准的笔形电离室(Unfors Raysafe Xi detector)测量全扇束扫描的加权CT剂量指数(weight CT Dose Index, CTDI_w)结果,利用剂量与管电流和扫描

帧率的正比关系计算成像剂量。本研究选用的高低能CBCT的管电流均为60 mA,在扫描帧率为7和15 f/s时,管电流与曝光时间的乘积分别为506和1 074 mAs。CTDI_w的计算公式为^[29]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (5)$$

其中,CTDI_c和CTDI_p分别为模体中心和4个外围位置的剂量与长度乘积。计算扫描帧率为7 f/s,140 kVp CBCT和80 kVp CBCT的CTDI_w及其总和,并与扫描帧率为15 f/s,140 kVp CBCT和80 kVp CBCT的CTDI_w进行比较。

2 结果

2.1 RED和SPR

利用扫描帧率为7 f/s获取的140和80 kVp投影

数据重建的Gammex模体CBCT图像如图1a和图1b所示,均存在条纹噪声和高密度伪影(如蓝色箭头所指)。双能分解后对两种基材料密度图像加权获取的RED图像如图1c所示,可见图1a和图1b中蓝色箭头位置处的伪影得到明显抑制,同时发现图1c中高密度材料插件HE Cortical Bone边界较图1a和图1b更为清晰。

基于图1c感兴趣区计算双能分解获得Gammex模体不同插件材料的RED,并根据SPR与RED的关系函数计算感兴趣区的SPR,结果如表3所示。半投影和全投影DE CBCT分解获取的RED之间的NRMSE为0.017。在图1黄色虚线框内计算140 kVp CBCT、80 kVp CBCT和RED像素值的标准差与均值的比值,分别为0.050、0.065和0.042。

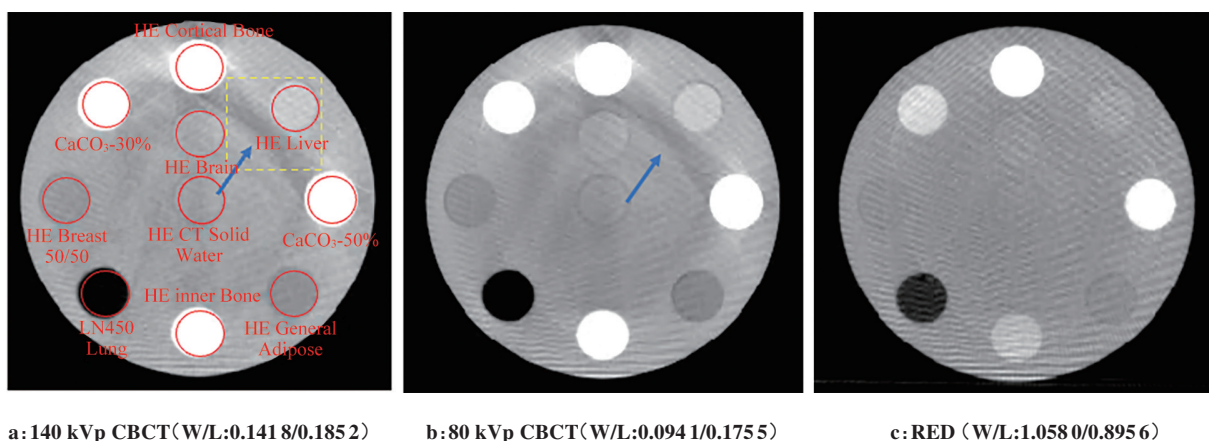


图1 Gammex模体的图像

Figure 1 Images of the Gammex phantom

2.2 成像剂量

各扫描条件下的CTDI_c、CTDI_p和CTDI_w,以及扫描帧率为7 f/s时的140 kVp CBCT和80 kVp CBCT成像的成像剂量总和的计算结果如表4所示。相较于传统基于高低能双扫描,半数投影DE CBCT的CTDI_w可减少11.60 mGy(降幅52.90%),比单独扫描全数投影高能CBCT的剂量低2.58 mGy(降幅19.98%),仅比低能CBCT高1.31 mGy(增幅14.52%)。

3 讨论

在管电压、管电流等其他成像参数不变的前提下,投影数量与患者的辐射剂量正相关,但若投影数量不足则可能导致重建后的图像出现如图1a~图1b所示的噪声和伪影,进而对解剖结构勾画和剂量计算精度产生不利影响。由于全球范围暂无商用DE CBCT系统可供临床使用,文献报道的DE CBCT相

关研究均基于完全投影数进行高、低能两次扫描^[12,15]。该做法虽然在图像质量和数据精度等方面相较单能CBCT具有明显优势,但显著增加了成像剂量和辐射风险^[21]。考虑到ART等场景中多次扫描导致的累积剂量^[8,30],以及成像剂量与治疗剂量的叠加,有可能导致危及器官的确定性效应(如辐射皮肤损伤)和随机效应(如辐射诱发癌症)^[31]。因此,降低成像剂量,尤其是双能成像剂量,对于放疗中的辐射防护具有重要临床意义。

本研究结果表明,将高、低能投影数目各减少约一半后进行双能分解,重建后的DE CBCT能够有效抑制伪影,如图1c所示。伪影的有效抑制不仅为更精确的HU值获取提供图像分布信息,而且明显提高部分组织插件边界的清晰度和对比度。这种改善来源于双能分解技术通过区分不同物质的衰减特性,消除单能CBCT中因散射线和硬化伪影导致的图像劣化问题^[15,28,32]。

表3 RED与SPR参考值和计算值

Table 3 Reference and calculated values of relative electron density and stopping power ratio

材料	帧率/ $f \cdot s^{-1}$	RED			SPR		
		参考值	计算值	差值/%	参考值	计算值	差值/%
HE Liver	7	1.05	1.07±0.00	1.98	1.05	1.07±0.01	1.80
	15		1.08±0.00	2.82		1.08±0.00	2.56
HE Cortical Bone	7	1.78	1.78±0.01	0.00	1.70	1.70±0.01	0.00
	15		1.78±0.01	0.00		1.70±0.01	0.00
CaCO ₃ -50%	7	1.46	1.48±0.01	1.44	1.42	1.44±0.01	1.23
	15		1.48±0.01	2.24		1.45±0.01	1.97
HE General Adipose	7	0.94	0.95±0.00	1.47	0.96	0.97±0.00	0.89
	15		0.96±0.00	2.48		0.98±0.00	1.80
HE Inner Bone	7	1.16	1.16±0.00	0.26	1.15	1.15±0.00	0.17
	15		1.17±0.00	1.20		1.16±0.00	1.03
HE Breast 50/50	7	0.97	0.97±0.00	0.00	0.98	0.98±0.00	0.08
	15		0.97±0.00	0.07		0.98±0.00	0.15
CaCO ₃ -30%	7	1.27	1.29±0.00	1.57	1.25	1.27±0.00	1.48
	15		1.29±0.00	1.86		1.27±0.00	1.75
HE Brain	7	1.02	1.01±0.00	-1.28	1.02	1.01±0.00	-0.91
	15		1.01±0.00	-1.11		1.01±0.00	-0.78
HE CT Solid Water	7	1.00	0.97±0.00	-2.82	1.00	0.98±0.00	-1.88
	15		0.98±0.00	-2.40		0.99±0.00	-1.53

表4 各扫描参数下的成像剂量(mGy)

Table 4 Imaging dose under various scanning parameters (mGy)

CTDI	15 f/s			7 f/s		
	140 kVp	80 kVp	总和	140 kVp	80 kVp	总和
CTDIc	17.00	9.19	26.19	8.01	4.33	12.34
12点钟方向CTDIp	2.80	3.32	6.12	1.32	1.57	2.89
3点钟方向CTDIp	8.59	9.00	17.59	4.05	4.24	8.29
6点钟方向CTDIp	22.79	13.30	36.09	10.74	6.27	17.00
9点钟方向CTDIp	9.34	10.16	19.50	4.40	4.79	9.19
CTDIw	12.91	9.02	21.93	6.08	4.25	10.33

此外,如表3所示,DE CBCT在RED和SPR的获取上表现出较高的准确性,其中RED计算值误差范围为-2.82%~2.82%,SPR计算值误差分布为-1.88%~2.56%。个别相对较大的误差来自相对较差的CBCT图像质量^[33],但与文献相比仍处于合理范围,如Shi等^[34]使用80 kV/120 kV获得的水密度误差为2.24%。固体水材料与真实纯水的非绝对等效可能也是原因之一,模体实验与人体组织衰减差异也可能对精度造成不利影响。然而相比之下,传统单能CBCT因为伪影等问题在RED和SPR定量方面的偏差较大,限制其在剂量计算中的应用^[12, 15, 17-20]。Qi等^[13]在研究中发现,未修

正的CT图像金属伪影将导致28.7%的剂量误差。精确的RED和SPR分布值是剂量计算的基础,直接影响放射治疗剂量的准确性^[17-20]。Bär等^[35]研究表明,与标准单能CT相比,双能成像可以减少人体组织SPR误差导致的质子束射程不确定性,尤其对于人体骨组织,可以将质子束不确定度从1~5 cm减少到0.5~0.9 cm。本研究DE CBCT获取的RED和SPR也有效抑制高密度伪影的影响,有望为剂量计算提供准确的RED和SPR。相对于传统的定位CT,机载DE CBCT还有望进一步减少患者在不同设备上的摆位误差导致的不确定性,为ART等临床场景提供更可靠的定量图像。

本研究基于不足一半的投影数量成功实现双能物质分解,在获得更高质量的图像和精确的RED、SPR等前提下,成像剂量比高能CBCT低2.58 mGy(降幅19.98%),比常规双次扫描低11.60 mGy(降幅52.90%),仅比低能CBCT略高1.31 mGy(增幅14.52%)。值得注意的是,受到加速器商用扫描协议的限制,作为初步的可行性研究和效果评估,本研究扫描帧率分别选取15和7 f/s。若获得更高级别的系统研发权限,未来还有望进一步通过优化扫描帧率实现双能成像质量和辐射剂量的个体化平衡,并结合深度学习等技术进一步提高图像质量和分解精度^[36]。此外,文献中对于双能成像基材料的选择也尚未达成统一共识,低投影数对动态器官成像的运动伪影敏感性也值得进一步探究^[37-38]。

综上所述,本研究提出的基于半数投影重建的DE CBCT双能成像方法,能够以较低的辐射剂量抑制图像伪影并提供准确的RED和SPR,在自适应放疗和质子、重离子放疗等场景中具有潜在应用价值。

【参考文献】

- [1] de Crevoisier R, Bayar MA, Pommier P, et al. Daily *versus* weekly prostate cancer image guided radiation therapy: phase 3 multicenter randomized trial[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2018, 102(5): 1420-1429.
- [2] Den RB, Doemer A, Kubicek G, et al. Daily image guidance with cone-beam computed tomography for head-and-neck cancer intensity-modulated radiotherapy: a prospective study[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2010, 76(5): 1353-1359.
- [3] Kilburn JM, Soike MH, Lucas JT, et al. Image guided radiation therapy may result in improved local control in locally advanced lung cancer patients[J]. *Pract Radiat Oncol*, 2016, 6(3): e73-e80.
- [4] Zhang YB, Wu H, Chen Z, et al. Concomitant imaging dose and cancer risk in image guided thoracic radiation therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2015, 93(3): 523-531.
- [5] Zhang YB, Yan YL, Nath R, et al. Personalized estimation of dose to red bone marrow and the associated leukaemia risk attributable to pelvic kilo-voltage cone beam computed tomography scans in image-guided radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(14): 4599-4612.
- [6] Liu J, Fu XH, Luo ZY, et al. A novel comprehensive metric balancing imaging dose and setup accuracy in image-guided radiotherapy: concept proposal and clinical validation[J]. *Front Oncol*, 2024, 14: 1463219.
- [7] Glide-Hurst CK, Lee P, Yock AD, et al. Adaptive radiation therapy (ART) strategies and technical considerations: a state of the ART review from NRG oncology[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2021, 109(4): 1054-1075.
- [8] Vargas C, Yan D, Kestin LL, et al. Phase II dose escalation study of image-guided adaptive radiotherapy for prostate cancer: use of dose-volume constraints to achieve rectal isototoxicity[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 63(1): 141-149.
- [9] Liu M, Wang ZT, Zhou T, et al. Individual isotoxic radiation dose escalation based on V_{20} and advanced technologies benefits unresectable stage III non-small cell lung cancer patients treated with concurrent chemoradiotherapy: long term follow-up[J]. *Oncotarget*, 2017, 8(31): 51848-51858.
- [10] Liu HF, Schaal D, Curry H, et al. Review of cone beam computed tomography based online adaptive radiotherapy: current trend and future direction[J]. *Radiat Oncol*, 2023, 18(1): 144.
- [11] Badey A, Jaegle E, Le Brun H, et al. Performance comparison of different kV-CBCT technologies for adaptive and image guided radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2024, 120(S2): e98.
- [12] Men K, Dai JR, Li MH, et al. A method to improve electron density measurement of cone-beam CT using dual energy technique[J]. *Biomed Res Int*, 2015, 2015: 858907.
- [13] Qi JF, Yu ST, Dong ZK, et al. Hybrid modality dual-energy imaging aggregating complementary advantages of kV-CT and MV-CBCT: concept proposal and clinical validation[J]. *Phys Med Biol*, 2024, 69(21): 215005.
- [14] Filograna L, Magarelli N, Leone A, et al. Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies[J]. *Skeletal Radiol*, 2015, 44(9): 1287-1294.
- [15] Zbijewski W, Gang G, Wang AS, et al. Noise reduction in material decomposition for low-dose dual-energy cone-beam CT [C]// *Proceedings Volume 8668, Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*. Bellingham, WA, USA: SPIE, 2013: 866819.
- [16] Jiang YK, Xue Y, Lyu QH, et al. Noise suppression in image-domain multi-material decomposition for dual-energy CT[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2020, 67(2): 523-535.
- [17] Saito M. Quadratic relation for mass density calibration in human body using dual-energy CT data[J]. *Med Phys*, 2021, 48(6): 3065-3073.
- [18] Kawahara D, Ozawa S, Yokomachi K, et al. Evaluation of raw-data-based and calculated electron density for contrast media with a dual-energy CT technique[J]. *Rep Pract Oncol Radiother*, 2019, 24(5): 499-506.
- [19] Faller FK, Mein S, Ackermann B, et al. Pre-clinical evaluation of dual-layer spectral computed tomography-based stopping power prediction for particle therapy planning at the Heidelberg Ion Beam Therapy Center[J]. *Phys Med Biol*, 2020, 65(9): 095007.
- [20] Peters N, Wohlfahrt P, Hofmann C, et al. Reduction of clinical safety margins in proton therapy enabled by the clinical implementation of dual-energy CT for direct stopping-power prediction[J]. *Radiother Oncol*, 2022, 166: 71-78.
- [21] Gazdag-Hegyesi S, Gáldi Á, Major T, et al. Dose indices of kilovoltage cone beam computed tomography for various image guided radiotherapy protocols[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2023, 199(8/9): 983-988.
- [22] Du Y, Wang RX, Biguri A, et al. TIGRE-VarianCBCT for on-board cone-beam computed tomography, an open-source toolkit for imaging, dosimetry and clinical research[J]. *Phys Med*, 2022, 102: 33-45.
- [23] Stankovic U, van Herk M, Ploeger LS, et al. Improved image quality of cone beam CT scans for radiotherapy image guidance using fiber-interspaced antiscatter grid[J]. *Med Phys*, 2014, 41(6): 061910.
- [24] Sun M, Star-Lack JM. Improved scatter correction using adaptive scatter kernel superposition[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(22): 6695-6720.
- [25] Niu TY, Dong X, Petrongolo M, et al. Iterative image-domain decomposition for dual-energy CT[J]. *Med Phys*, 2014, 41(4): 041901.
- [26] Szczykutowicz TP, Chen GH. Dual energy CT using slow kVp switching acquisition and prior image constrained compressed sensing [J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(21): 6411-6429.
- [27] Kanematsu N, Inaniwa T, Koba Y. Relationship between electron density and effective densities of body tissues for stopping, scattering, and nuclear interactions of proton and ion beams[J]. *Med Phys*, 2012, 39(2): 1016-1020.
- [28] Skaarup M, Edmund JM, Dorn S, et al. Dual-energy material decomposition for cone-beam computed tomography in image-guided radiotherapy[J]. *Acta Oncol*, 2019, 58(10): 1483-1488.
- [29] Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography[J]. *Med Phys*, 1981, 8(4): 488-495.
- [30] Ding GX, Alaei P, Curran B, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: quantification, management, and reduction: report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180[J]. *Med Phys*, 2018, 45(5): e84-e99.
- [31] Petoussi-Hens N, Bolch WE, Eckerman KF, et al. ICRP publication 116. conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures[J]. *Ann ICRP*, 2010, 40(2/5): 1-257.
- [32] Yao Y, Ng JM, Megibow AJ, et al. Image quality comparison between single energy and dual energy CT protocols for hepatic imaging[J]. *Med Phys*, 2016, 43(8): 4877.
- [33] Altumbas C. Feasibility of dual-energy CBCT material decomposition in the human torso with 2D anti-scatter grids and grid-based scatter sampling[J]. *Med Phys*, 2024, 51(1): 334-347.
- [34] Shi LX, Bennett NR, Shapiro E, et al. Comparative study of dual energy cone-beam CT using a dual-layer detector and kVp switching for material decomposition[C]//*Proceedings Volume 11312, Medical Imaging 2020: Physics of Medical Imaging*. Bellingham, WA, USA: SPIE, 2020: 1131220.
- [35] Bär E, Lalonde A, Royle G, et al. The potential of dual-energy CT to reduce proton beam range uncertainties[J]. *Med Phys*, 2017, 44(6): 2332-2344.
- [36] Shin H, Kim T, Lee J, et al. Sparse-view CBCT reconstruction using meta-learned neural attenuation field and hash-encoding regularization [J]. *Comput Biol Med*, 2025, 189: 109900.
- [37] 董正坤, 屈瑞, 余疏桐, 等. 基于稀疏重建锥形束CT和深度学习技术合成双能物质分解图[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2024, 44(4): 317-322.
- [38] Dong ZK, Qu R, Yu ST, et al. Synthesis of dual-energy material decomposition images based on sparse-view cone beam CT reconstruction and deep learning[J]. *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2024, 44(4): 317-322.
- [38] Liu X, Yu LF, Primak AN, 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.

(编辑:陈丽霞)