

低剂量迭代重建技术在放疗定位图像中的应用

殷旭君,王新,李夏南,陈亚林
北京大学人民医院放疗科,北京 100044

【摘要】目的:探讨新型低剂量迭代重建技术应用于放疗定位图像的可行性。**方法:**基于体模的实验数据,对CT辐射剂量进行分析。对CT值、低对比度分辨率、噪声、均匀性以及几何畸变各项质量评价参数进行定量的分析。对仿真体模进行迭代重建技术扫描重建,并在放射治疗计划系统中对仿真体模进行模拟剂量计算,分析感兴趣体积的绝对剂量和平面内剂量的Gamma通过率。**结果:**低剂量迭代重建技术能够在保证图像质量的同时减少约60%的CT扫描辐射剂量。当管电压保持不变时,低剂量迭代重建技术对TPS剂量计算的准确性的影响可以忽略不计,感兴趣体积剂量最大差异0.6%,面剂量的Gamma通过率优于99.82%。低剂量迭代重建技术对图像低对比度分辨率有一定影响,需要进一步结合临床影像进行分析。**结论:**低剂量迭代重建技术可以应用于放疗定位图像中,但是需要注意图像特性和某些图像质量的改变,建议与PET-CT、超声、核磁等检查手段结合综合考虑确定靶区范围。

【关键词】低剂量迭代重建;放射治疗;定位图像

【中图分类号】R811.1;R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)02-0145-08

Application of low-dose iterative reconstruction technique for radiotherapy localization images

YIN Xujun, WANG Xin, LI Xia'nan, CHEN Yalin

Department of Radiotherapy, Peking University People's Hospital, Beijing 100044, China

Abstract: Objective To discuss the feasibility of a new low-dose iterative reconstruction (IR) technique for radiotherapy localization images. **Methods** Computed tomography (CT) radiation doses were analyzed based on the experimental data of a phantom. The quality evaluation parameters such as CT value, low-contrast resolution, noise, uniformity and geometric distortion of IR images were quantitatively analyzed. Additionally, an anthropomorphic phantom was scanned and reconstructed with IR technique, and then simulated dose calculations for the anthropomorphic phantom were conducted in the treatment planning system. The absolute dose of the volume of interest and the Gamma passing rates of the plane doses were analyzed. **Results** Low-dose IR technique ensured image quality while reducing CT radiation dose by about 60%. When the tube voltage remains constant, the effect of IR on the accuracy of TPS calculations was negligible; the maximum dose difference of the volume of interest was 0.6%; and the Gamma passing rates of the plane doses were higher than 99.82%. Low-dose IR technique had a certain effect on the low-contrast resolution of images, and the effects needed to be further analyzed based on clinical images. **Conclusion** Low-dose IR technique can be applied to radiotherapy localization images, but the changes in image features and some image quality indexes need to be paid attention to. The target areas should be determined by low-dose IR technique combined with PET-CT, ultrasound, magnetic resonance imaging and other examinations.

Keywords: low-dose iterative reconstruction; radiotherapy; localization image

前言

随着计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)技术的广泛应用,CT产生的电离辐射的有害性

得到社会越来越广泛的关注和重视^[1-2]。一种新型的图像重建技术即低剂量迭代重建技术相比之前常用的滤波反投影技术(Filtered-Back Projection, FBP)能够在显著降低CT扫描辐射剂量的同时保持图像质量在临床可接受的水平^[3-4],如通用电气的自适应统计迭代重建技术以及基于模型的迭代重建算法(Model-based Iterative Reconstruction, MBIR)、飞利浦的iDose技术、西门子的空间迭代重建技术和正弦迭代重建技术、东芝的适应性迭代剂量减少技术等。

模拟定位CT的质量控制和质量保证对放射治

【收稿日期】2019-10-18

【基金项目】国家重点研发计划(2016YFC0105714)

【作者简介】殷旭君,硕士,技师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail: roger_yxj@163.com

【通信作者】陈亚林,硕士,副主任医师,研究方向:肿瘤放射治疗,E-mail: ylchen_1023@sina.com

疗有着重要影响^[5-7],图像的CT值与放疗的剂量计算有密切的关系^[8],图像的质量也会影响患者治疗的准确性^[9]。本研究主要探讨低剂量迭代重建技术能否应用于放疗定位图像。

1 材料与方法

1.1 实验设备

本实验采用飞利浦大孔径CT、Catphan504图像检测体模、CIRS仿真体模、瓦里安Truebeam加速器、瓦里安Eclipse 11.0计划系统以及亿比亚OmniProImRT 1.7b二维矩阵分析软件。

1.2 CT扫描条件设置

将CT扫描条件分为A、B、C、D组。其中,A组为常规剂量组,管电压为120 kV,管电流为325 mA,扫描时间为0.75 s,探测器为16×1.5 mm,螺距为0.938,重建层厚为3 mm,滤过算法为SharpC,矩阵大小为512×512;B、C、D组为低剂量组在其它条件不变的情况下降低管电流,分别为200、125、75 mA。以上述条件扫描Catphan504体模和CIRS仿真人体模。图像均都进行FBP、iDose1、iDose2、iDose3、iDose4、iDose5、iDose6离线图像重建。

1.3 CT辐射剂量的分析方法

在确定扫描条件后,从CT的操作主界面上可以查看容积剂量指数CTDIvol以及剂量长度乘积DLP,输入不同的管电流,依次记录评估的辐射剂量水平。得到每组的剂量水平后,以A组为参照归一,计算不同管电流下剂量水平的百分比。

1.4 图像质量分析方法

1.4.1 CT值 在CTP404模块(图1),取感兴趣区域(Region of Interest, ROI)=100 mm²,分别测量不同插件的CT密度值并记录标准差的大小。图1从上往下逆时针插件分别为空气(Air)、聚甲基戊烯(PMP)、低密度聚乙烯(LDPE)、聚苯乙烯(Polystyrene)、亚克力(Acrylic)、聚甲醛树脂(Delrin)、特氟龙(Teflon)。

1.4.2 低对比度分辨率 在CTP515模块(图2),获取图像的背景及密度插件中各选一个测量区,测量背景的平均CT值(CT_b)和标准差以及插件的平均CT值(CT_m)和标准差,然后选出测得标准差中的最大值(SD_{max}),代入式(1)、(2),计算最佳的窗位(WL)及窗宽(WW),用肉眼观察低对比度分辨率插件中的最小的孔径。

$$WL = (CT_m + CT_b) / 2 \quad (1)$$

$$WW = (CT_m - CT_b) + 5 \times SD_{max} \quad (2)$$

1.4.3 噪声 在CTP486模块(图3),获取图像中心区域选择相当于40%体模直径大小的ROI测量CT值

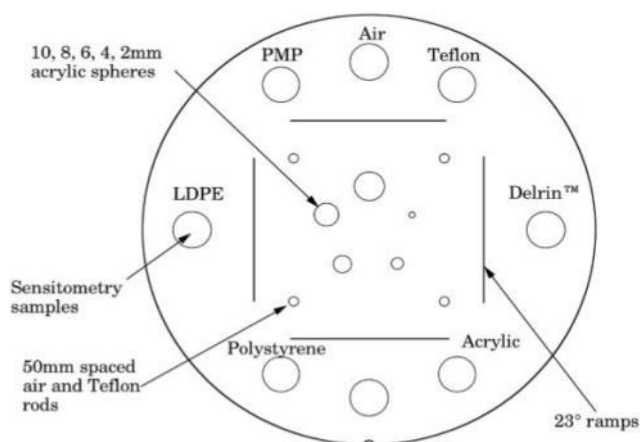


图1 CT值测量模块示意图

Fig.1 Diagram of CT value measurement module

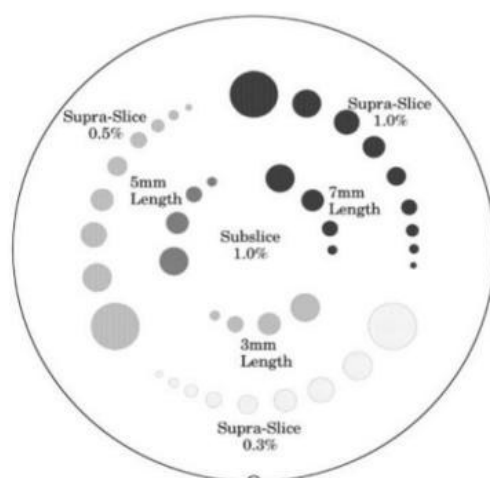


图2 低对比度分辨率测量模块示意图

Fig.2 Diagram of low-contrast resolution measurement module

的标准差SD,根据式(3)计算噪声水平(H)。

$$H = (SD / 1\ 000) \times 100\% \quad (3)$$

1.4.4 均匀性 在CTP486模块(图4),获取图像的中心区域、上下、左右以及距离体模边缘10 mm的4个区域,选取相当于10%体模直径大小的ROI测量其平均CT值,并将图像中心ROI平均CT值(CT_c)与周围4个ROI的平均CT值(CT_p)的最大差值作为图像均匀性(U),计算如式(4)所示。

$$U = |CT_c - CT_p|_{max} \quad (4)$$

1.4.5 几何畸变 (1)横断位几何精度:在横断位窗口(图5a)找到CTP404模块,测量LDPE插件与Derlin插件截面同心圆距离,作为横断面水平方向几何距离;测量两个装有空气插件截面的同心圆距离,以此作为横断面垂直方向几何距离。(2)矢状位几何精度:在矢状面窗口(图5b)测量CTP528与CTP486模块表面金属标记点之间的距离,以此作为矢状位方向几何距离。

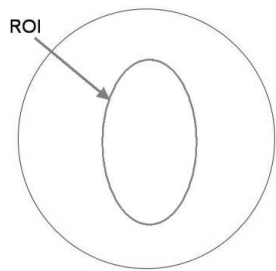


图3 噪声测量模块示意图
Fig.3 Diagram of noise measurement module

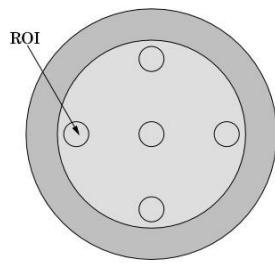
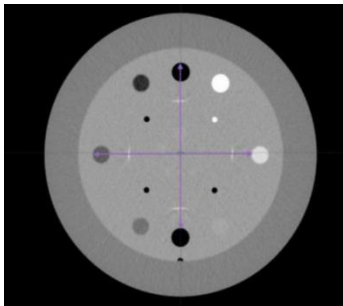
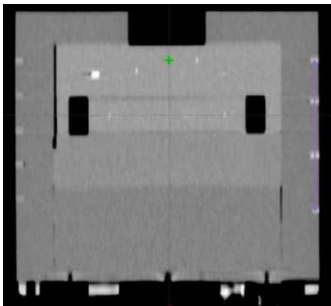


图4 均匀性测量模块示意图
Fig.4 Diagram of uniformity measurement module



a:横断位



b:矢状位

图5 几何畸变的横断位和矢状位示意图
Fig.5 Diagrams of transverse and sagittal geometric distortions

1.5 吸收剂量的分析方法

1.5.1 感兴趣体积吸收剂量的测量分析方法 通过 Catphan504 体模对图像质量参数进行客观分析,从 B、C、D 组选出能够达到 A 组 FBP 重建图像质量水平的临界条件,对 CIRS 仿真人体模分别以临界条件扫描,扫描时必须保持体模的位置一样,所有数据应连续一次扫描完成,以确保体位的重复性。将各组图像以 DICOM 格式传输到瓦里安 Eclipse 11.0 放疗计划系统中,并设计一个 4 野盒式照射的简单计划(图 6)。能量选择为 6 MV 的 X 射线,使用各项异性分析算法,射野角度分别为 0°、90°、180°、270°,射野大小均为 20 cm×20 cm。以 A 组 FBP 重建图像为参照组,在胸部 0、3、6 和 9 点钟方向勾画 C1、C2、C3、C4 这 4 个 ROI,记录 ROI 的最小剂量、最大剂量、平均剂量。因为每组扫描序列位置信息完全一样,可将做好的治疗计划和勾画的 ROI 直接复制到新的重建图像序列中,然后再读取相应的 ROI 吸收剂量值。

G0、G90、G180、G270 代表治疗计划射野入射的 4 个方向。图 6 中圆圈为勾画的感兴趣体积,顺时针分别为 C1、C2、C3、C4。C1 在软组织处,C2 和 C4 在肺组织处,C3 在骨组织处。所取的计算区域分别代表了体内高、中、低不同的组织密度,其中 C2 和 C4 的 CT 值最低,C1 的 CT 值居中,C3 的 CT 值最高。

1.5.2 二维平面剂量的测量分析方法 在每组序列上的治疗计划中导出同一层面的剂量平面图,然后导入亿比亚 OmniProI'mRT 1.7b 二维矩阵验证软件中,

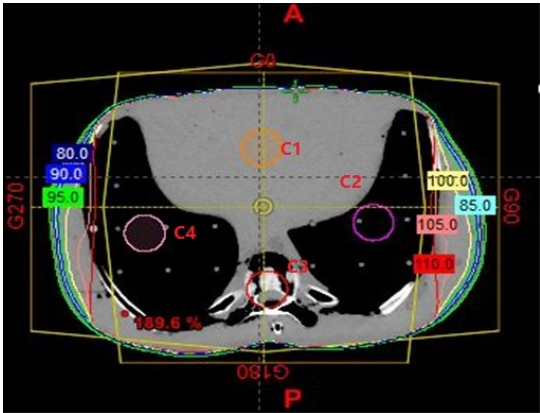


图6 感兴趣体积
Fig.6 Volume of interest

以 A 组 FBP 重建序列的图像为参照,对二维平面剂量做 Gamma 分析,分析条件为距离 1 mm、容差 1%、阈值 10%。对比不同序列的分析结果,并记录 Gamma 分析的通过率。

1.6 统计学分析

采用 SPSS 23.0 软件做数据的统计学分析,对 CT 值以及几何畸变采用 *t* 检验和配对 *t* 检验方法进行分析。*P*<0.05 认为有统计学差异。

2 结果

2.1 辐射剂量

由图 7 可知管电流的降低显著降低了辐射

剂量水平,且管电流与体模所受的辐射剂量水平呈线性关系(管电流与CTDIvol的线性拟合系数 $R^2=0.996\ 4$),B、C、D组的辐射剂量水平分别为A组的61.5%、38.5%、23.1%。

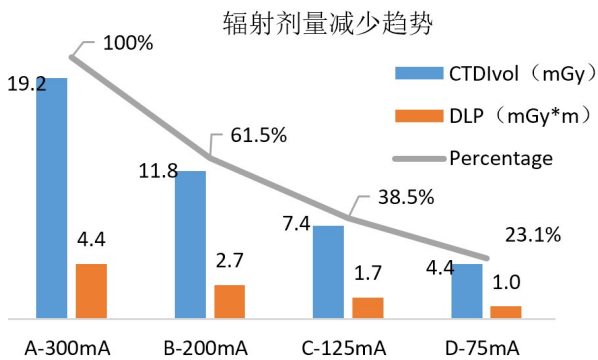


图 7 不同的管电流情况下 CT 辐射剂量测量结果
Fig.7 Measurements of CT doses at different tube currents

2.2 图像质量

实验结果显示无论是降低管电流还是使用不同的重建算法都对图像的 CT 值($P>0.05$)、均匀性(测量值 $\leq\pm 4$ HU)和几何畸变($P>0.05$)没有显著影响,详见表 1~3。随着管电流的降低,图像的噪声逐渐增大^[12]。图 8 显示随着 iDose 级别的提高,噪声得到了明显的抑制, iDose1~iDose6 重建的噪声水平要比 FBP 重建的噪声水平降低 10%~44%。同时管电流的降低显著降低了图像低对比度分辨率的能力(表 4),在 120 kV 的标准管电压条件下,随着 iDose 重建级别提高,图像的低对比度分辨率略有提高,但差异不是很明显,但是当管电流降低到 200 mA 以下时(辐射剂量降低到 60%的水平),随着 iDose 重建级别的提高,图像的低对比度分辨率有明显提高,例如 C 组数据在 0.5% 对比条件下,可观测的插件直径由 15 mm 提高到 6 mm。在管电流降低到 200 mA 以后,不管用什么重建方法,低对比度分辨率的水平都没有达到 A 组的水平。

组内和组间 CT 值均与 A 组 FBP 重建的 CT 值进行 t 检验分析($N=36$), $P>0.05$;其他 6 种物质的 CT 值在不同条件下测量结果趋势基本一致,故不再列出。

2.3 剂量计算

2.3.1 感兴趣体积剂量测量结果 经过对上述 Catphan504 体模图像质量参数的分析,以 FBP 重建的 A 组数据作为参考图像, iDose3 级别迭代重建的 B 组图像和 iDose6 级别迭代重建的 C 组图像在低对比度分辨率水平和噪声水平都比较接近,在 Eclipse 11.0 计划系统中以这 3 组重建影像做相同的盒式照射治疗计划,通过计划系统计算这 3 组计划的感兴趣体积剂量,结果如表 5 所示。

表 1 不同管电流不同重建算法下的亚克力 CT 值($\bar{x} \pm s$)
Tab.1 CT value of acrylic under different tube currents and reconstruction methods ($Mean\pm SD$)

重建方法	A	B	C	D
FBP	125.90±5.60	124.50±7.09	124.80±10.83	125.00±14.49
iDose1	125.50±5.28	124.80±6.36	124.50±9.79	125.70±13.31
iDose2	125.50±4.98	124.60±6.11	124.50±9.12	125.70±12.49
iDose3	125.80±4.29	124.50±5.39	124.50±8.39	125.70±11.62
iDose4	125.80±3.91	124.80±4.96	124.40±7.60	125.00±10.46
iDose5	125.60±3.89	124.60±4.47	124.40±6.88	125.50±9.54
iDose6	125.60±3.03	124.80±5.41	124.30±5.97	125.40±8.31

表 2 不同管电流不同重建算法的图像均匀性测量值(HU)
Tab.2 Measurements of image uniformity under different tube currents and reconstruction methods (HU)

管电流	FBP	iDose1	iDose2	iDose3	iDose4	iDose5	iDose6
A	-1.9	-1.9	-1.8	-1.7	-1.8	-1.9	-2.1
B	-1.7	-1.8	-1.7	-1.9	-1.7	-1.8	-1.6
C	-1.7	-1.8	-1.8	-1.4	-1.0	-1.6	-0.6
D	-1.3	-0.8	-1.1	-1.0	-1.2	-1.6	-1.7

各组条件下的 CT 图像均匀性 $\leq\pm 4$ HU,满足国家标准要求

表 5 显示低剂量迭代重建的图像的最小剂量、最大剂量和平均剂量与 A 组标准 FBP 重建图像剂量计算的最大误差为 0.60%,无论是高、中和低密度区剂量计算的差异都几乎可以忽略。

2.3.2 二维平面剂量测量结果 在 Eclipse 11.0 系统中将这 3 组影像的横断位剂量平面图通过 DICOM 协议导出到 OmniProImRT 1.7b 二维矩阵分析软件中做数据分析。以 A 组 FBP 重建的剂量平面图作为参考与另外两组数据分别做 Gamma 分析, Gamma 分析采用 (1 mm, 1%, 10%) 标准,其中 A 组与 B 组比较的 Gamma 通过率为 99.82%(失败点数 106,通过点数 57 494);A 组与 C 组比较的 Gamma 通过率为 99.96%(失败点数 22,通过点数 57 578)。

3 讨论

迭代重建算法在 19 世纪 60 年代用在第一台单光子发射型 CT 上,在 19 世纪 70 年代应用于第一台真正意义上的 CT,但当时 CT 的数据量较少且仅用于某些特定的研究领域。考虑到计算速度等问题,后来商用的 CT 都采取了成像速度较快的解析算法。迭代重建算法包含 3 个基本步骤(图 9):(1)获取一个初始的影像(可以是空的也可是 FBP 重建的图像)通

表3 不同管电流不同重建算法的图像几何畸变的测量值(cm)
Tab.3 Measurements of geometric distortions under different tube currents and reconstruction methods (cm)

管电流	方向	FBP	iDose1	iDose2	iDose3	iDose4	iDose5	iDose6
A	左右	11.70	11.73	11.68	11.70	11.71	11.68	11.70
	前后	11.68	11.70	11.71	11.75	11.71	11.73	11.70
	头脚	11.10	11.01	11.03	11.01	11.08	10.98	11.03
B	左右	11.68	11.68	11.68	11.70	11.68	11.68	11.70
	前后	11.73	11.71	11.73	11.73	11.71	11.70	11.73
	头脚	10.93	10.96	10.94	10.98	11.07	11.06	11.10
C	左右	11.68	11.70	11.68	11.68	11.70	11.70	11.68
	前后	11.73	11.73	11.68	11.71	11.68	11.71	11.71
	头脚	11.06	11.05	11.03	11.00	11.01	11.07	10.93
D	左右	11.73	11.66	11.68	11.68	11.70	11.68	11.66
	前后	11.71	11.73	11.73	11.71	11.73	11.70	11.75
	头脚	10.96	11.07	11.10	11.00	11.07	11.00	10.94

组内测量值均与A组FBP重建的测量值进行*t*检验分析,*P*>0.05;组间测量值与分别与A组的不同方向测量数据进行配对*t*检验分析,*P*>0.05

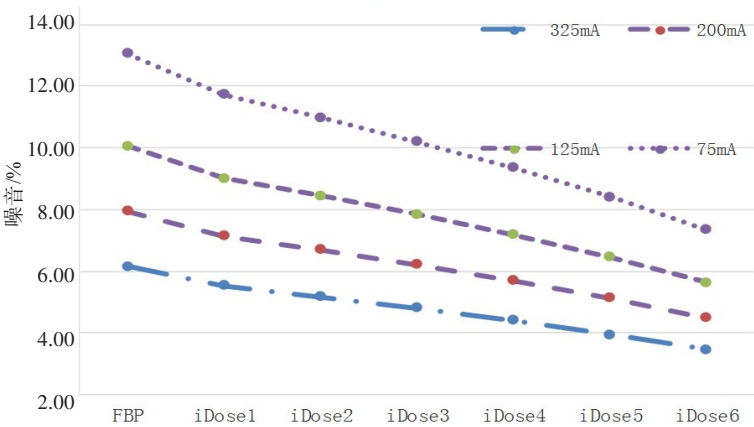


图8 不同管电流和不同重建算法的噪声测量值
Fig.8 Noise measurements under different tube currents and reconstruction methods

过正向投影得到一组投影图像;(2)进入迭代循环,并与实际获取的原始投影影像数据不断对比修正;(3)当迭代的图像满足一定标准后停止迭代,并经过反投影得到最终断层图像^[10]。

迭代重建算法相比于FBP算法的特点就是需要的原始数据较少并不强烈依赖于扫描条件,并且能够整合多种物理模型,通过不同程度的重建来抑制噪声和伪影。迭代重建算法最大的优点就是能在减少辐射剂量的同时维持图像质量^[10],这对于一些特殊检查有着很重要的意义,例如儿童、妇女、肺癌等检查;它的缺点主要是实现起来复杂,对计算机处理能力和存储空间要求极高。

由上述结果可知,管电流的降低显著降低了辐射剂量。X射线的强度(*I*)计算^[11]由式(5)给出:

$$I=K\times Z\times i\times U^m \tag{5}$$

其中,*K*为常数,为1.1×10⁻⁹~1.4×10⁻⁹; *m*约等于2; *Z*为靶材料的原子序数。该公式表明X射线的强度与电流*i*成正比,电流越大强度也越大。一般在X线诊断中电压*U*取固定值时可以用管电流近似代表X射线的强度。从式(5)也可以看出X射线的强度与管电压的平方成正比,理论上降低管电压相比管电流在降低辐射剂量上更加有效,已经有多位学者通过实验研究通过降低管电压能够有效降低辐射剂量,但是管电压的降低也带来一些弊端,例如CT值的变化、射线硬化等^[12]。Cozzi等^[13]

表 4 不同管电流不同重建算法下的各组图像低对比度分辨率水平(mm)
Tab.4 Levels of low-contrast resolutions with different tube currents and reconstruction methods (mm)

管电流	低对比度分辨率	FBP	iDose1	iDose2	iDose3	iDose4	iDose5	iDose6
A	1.0%	2	2	2	2	2	2	2
	0.5%	6	6	6	6	5	4	4
	0.3%	8	8	8	8	8	8	8
B	1.0%	3	3	3	3	3	3	3
	0.5%	7	7	6	6	4	4	4
	0.3%	15	15	15	8	8	8	8
C	1.0%	4	4	4	4	4	4	3
	0.5%	15	8	8	8	8	8	6
	0.3%	0	0	15	15	15	15	8
D	1.0%	6	6	5	4	5	4	3
	0.5%	15	15	15	9	9	8	7
	0.3%	0	0	0	15	15	15	15

表 5 不同重建图像在相同治疗计划下感兴趣体积剂量结果(cGy)
Tab.5 Doses to volume of interest of different reconstruction images in the same plan (cGy)

感兴趣体积		A(FBP)	B(iDose3)	C(iDose6)	误差/%
C1	最小值	171.1	171.1	171.1	0.00
	最大值	176.5	175.5	176.5	0.60
	平均值	173.8	173.8	173.8	0.00
C2	最小值	173.7	173.7	173.7	0.00
	最大值	180.9	180.9	180.9	0.00
	平均值	177.1	177.1	177.1	0.00
C3	最小值	175.5	175.6	175.6	0.01
	最大值	188.1	188.1	188.1	0.00
	平均值	182.8	182.8	182.8	0.00
C4	最小值	172.8	172.8	172.9	0.00
	最大值	185.7	185.6	185.6	0.01
	平均值	179.6	179.6	179.6	0.00

通过研究发现,在不改变扫描电压条件情况下,改变其他的扫描参数对图像CT值几乎没有影响,而改变扫描电压值有可能造成300 HU的CT密度值偏差(针对飞利浦CT)。考虑到实际在放疗定位图像的获取中一般都采用恒定的扫描电压,故此处的实验设计的扫描电压采用了120 kV的恒定值。

通过对不同密度插件的CT值测量发现改变管电流和重建算法对不同密度插件的CT值的影响很小,特别是证明了飞利浦 iDose 这种迭代重建算法基

本对 CT 值没有影响,避免了由于 CT-密度转换错误而可能导致的剂量计算误差^[14-15],这也与我们上述剂量计算的结果相一致。降低管电流将显著增加图像的噪声^[16],但通过不同 iDose 级别的重建,噪声得到了明显的抑制(降低 10%~44%),这一数据与李金霞等^[17]的研究结果(9.46%~43.3%)基本一致。

改变管电流和重建算法级别对图像的低对比度有较大的影响。图 10 为参考图像,图 11 是 125 mA 下 iDose6 重建图像,管电流降低以后在图 11 的 3 点钟方向 1%对比度 2 mm 的插件已经无法用肉眼观察到。胡秀华^[18]在研究中也发现当辐射剂量下降到 60% 的时候,图像的低对比度分辨率有所下降,无法观测 1% 对比度的 2 mm 插件。低对比度分辨率水平的下降可能会给临床带来一些问题,最直接的表现就是病灶检出率的下降。Pickhardt 等^[19]通过对 45 例腹部病人进行扫描研究,发现低剂量组检出的非钙化病灶检出率要低于常规剂量 FBP 重建组。但也有学者认为迭代重建算法在降低辐射剂量的同时提高了低对比度分辨率等参数,例如杨晶等^[20]比较了 FBP 重建算法以及 MBIR 迭代重建算法图像之间的异同点,经过实验对比发现 MBIR 迭代重建的图像相比 FBP 重建的图像有着更低的噪声和更高的信噪比,能更加清楚显示腹部脏器中的小血管以及病灶的结构,另外一个优点是能够改善金属伪影对图像造成的影响。

对于剂量计算的评估,最终感兴趣体积剂量的结果在高、中以及低密度值区域内的剂量误差最大为 0.6%, A vs B, A vs C 的 Gamma 通过率分别为 99.82%、99.96%,这在临床中是完全可以接受的。我

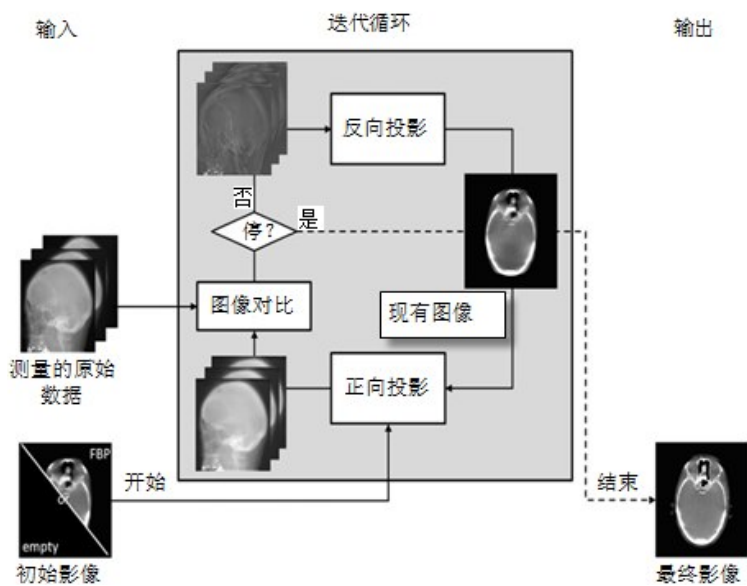


图9 迭代重建过程示意图
Fig.9 Diagram of iterative reconstruction processing

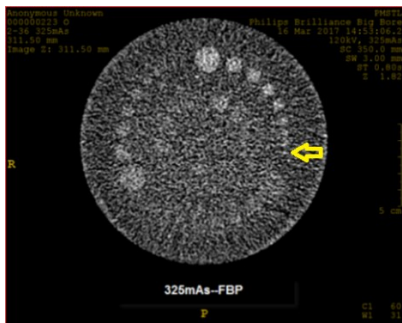


图10 325 mA-FBP低对比度分辨率图像
Fig.10 325 mA-FBP low-contrast resolution image

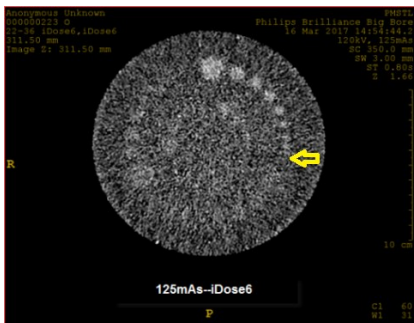


图11 125 mA-iDose6低对比度分辨率图像
Fig.11 125 mA-iDose6 low-contrast resolution image

们对比了 Gamma 分析的图谱,发现 Gamma 通过率较低或没有通过的点主要分布在图像的外轮廓边缘,如图 12 红色区域显示,造成这种现象的原因可能是由于迭代重建算法在降噪处理时造成图像的边缘发生了微小改变^[10]。但从剂量计算的结果来看,该变化对剂量计算影响很小且位置也位于剂量计算的建成区域,实际应用中可以不予考虑。

因为条件和时间限制,本研究还存在很多的不足,例如在管电流的选择上本研究只选用了 325、200、125 以及 75 mA 这 4 组测试条件,仅靠这 4 组条件并不能详细地表述图像质量参数随管电流的变化。另外有关图像质量的变化,本研究仅从检测体模做出了基本的研究和判断,未来的研究还需要对大量病人的真实影像数据进行详细的观察和分析。根据文献分析,低剂量迭代重建技术对重建图像低对比度分辨率的影响目前还存在较大的争论,也有不同厂家设备的影响因素。本研究使用仿真体模,各器官的形态和组织密度都与真人比较接近,是比较理想的人体体模,但实际在临床工作中可能会碰到其他一些常见问题,例如有的病人会带有金属假牙,有的会带有骨水泥或者钢钉,这些物体的密度要远高于正常人体组织,所以如果具备实验条件也需要将这些物体考虑在内进行研究。本研究使用了瓦里安公司的 Eclipse 11.0 放射治疗计划系统对仿真体模进行剂量计算,该计算模型是基于各项异性分析算法,目前市场上主流的 TPS 计算模型还有笔形束算法以及蒙特卡罗算法等,由于时间和设备原因,本研究并没有将计算算法这一因素纳入研究。

4 结 论

综上所述,本研究从图像质量和剂量计算这两大方面对低剂量迭代重建图像做了分析,并得到了一些客观数据,结果表明 iDose 低剂量迭代重建技术可以应用到放疗定位图像中,但是需要注意重建图像特性和某些图像质量参数的改变,实际应用中建议与 PET-CT、超声、核磁等检查手段结合综合考虑确定靶区范围。

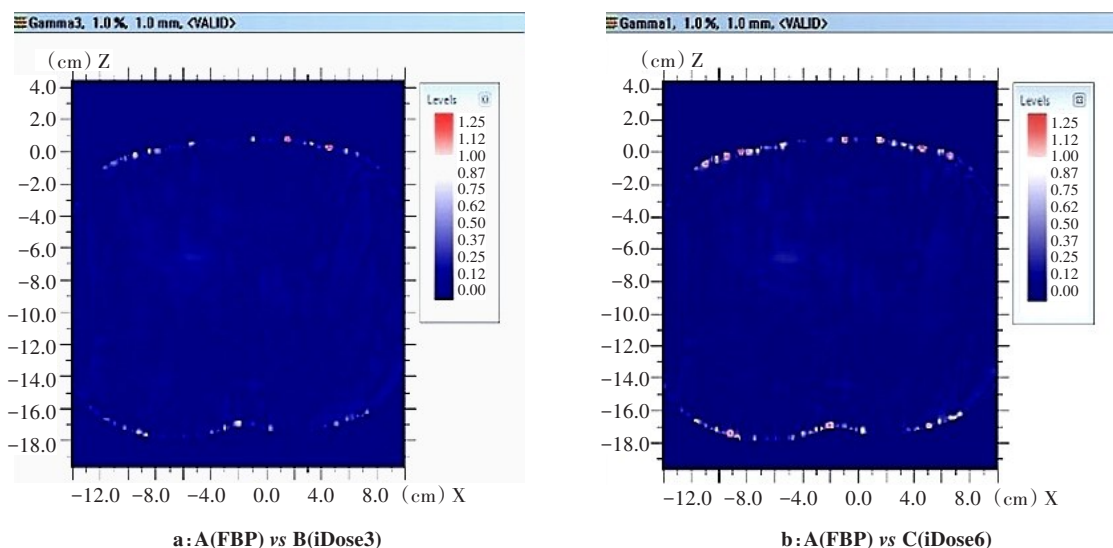


图12 Gamma分析的图谱显示

Fig.12 Profiles of Gamma analysis

【参考文献】

- [1] SANDERUD A, ENGLAND A, HOGG P, et al. Radiation dose differences between thoracic radiotherapy planning CT and thoracic diagnostic CT scans[J]. Radiography, 2016, 22(2): 107-111.
- [2] CAMERON J R. Link between diagnostic X-rays and cancer uncertain [J]. Evid Based Public Health, 2004, 8(4): 205-206.
- [3] FUNAMA Y, TAGUCHI K, UTSUNOMIYA D, et al. Image quality assessment of an iterative reconstruction algorithm applied to abdominal CT imaging[J]. Phys Med, 2014, 30(4): 527-534.
- [4] YU S, ZHANG L, ZHENG J, et al. A comparison of adaptive iterative dose reduction 3D and filtered back projection in craniocervical CT angiography[J]. Clin Radiol, 2017, 72(1): 96.
- [5] 郑立夫. 放射治疗CT模拟机的性能与测试[D]. 北京: 北京理工大学, 2016.
- [6] ZHENG L F. Radiotherapy CT simulator-functional performance and test[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2016.
- [7] 陆中杰. CT重建视野大小对放射治疗计划剂量计算及体积评估的影响[D]. 杭州: 浙江大学, 2010.
- [8] LU Z J. Volumetric and dosimetric variations in radiation treatment planning using CT images based on different reconstructed field-of-view[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2010.
- [9] MUTIC S, PALTA J R, BUTKER E K, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66[J]. Med Phys, 2003, 30(10): 2762-2792.
- [10] 祁振宇, 黄劲敏, 邓小武. 放疗计划CT值的校准检测及其影响因素分析[J]. 癌症, 2006, 25(1): 110-114.
- [11] QI Z Y, HUANG S M, DENG X W. Calibration of CT values used for radiation treatment planning and its impact factors[J]. Chinese Journal of Cancer, 2006, 25(1): 110-114.
- [12] 陈利, 邓小武, 黄劲敏, 等. 三维治疗计划系统和CT模拟定位工作站影像重建质量检测[J]. 中国肿瘤, 2008, 17(8): 668-671.
- [13] CHEN L, DENG X W, HUANG S M, et al. Reconstructed imaging quality of three dimensional treatment planning systems and CT simulation workshop[J]. Bulletin of Chinese Cancer, 2008, 17(8): 668-671.
- [14] BEISTER M, KOLDITZ D, KALENDER W A. Iterative reconstruction methods in X-ray CT[J]. Phys Med, 2012, 28(2): 94-108.
- [15] 张泽宝. 医学影像物理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2006.
- [16] ZHANG Z B. Medical imaging physics[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2006.
- [17] 唐坤, 曹国全, 李瑞, 等. 低管电压腹部CT扫描对图像质量及辐射剂量影响的体模实验[J]. 中国医学影像技术, 2012, 28(4): 800-804.
- [18] TANG K, CAO G Q, LI R, et al. Experiment on the impact of low tube voltage on imaging quality and radiation dose in abdominal multi-detector CT[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2012, 28(4): 800-804.
- [19] COZZI L, FOGLIATA A, BUFFA F, et al. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy[J]. Radiother Oncol, 1998, 48(3): 335-338.
- [20] CONSTANTINOU C R. Dosimetry at lung-muscle and lung-bone interfaces using 6 MV and 10 MV X-rays and 12-18 MeV electrons[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993(15): 244.
- [21] 赵艳红. iDose-4迭代重建及前瞻性心电门控技术在低剂量及较高心率CTCA成像中的应用研究[D]. 银川: 宁夏医科大学, 2014.
- [22] ZHAO Y H. Research on the application of the iterative reconstruction (iDose-4) and prospective scanning in low radiation dose scanning and patients with high heart rate of computed tomography coronary angiography[D]. Yinchuan: Ningxia Medical University, 2014.
- [23] YAZDI M L. Artifacts in spiral X-ray CT scanners: problems and solutions[J]. Int J Biol Med Sci, 2009, 4(3): 135-139.
- [24] 李金霞, 王文生, 任华, 等. iDose 4双模型迭代重建算法对CT图像质量及扫描剂量影响的模体研究[J]. 中国临床医学影像杂志, 2014, 25(3): 190-194.
- [25] LI J X, WANG W S, REN H, et al. Investigation impact of dual model iterative reconstruction method (iDose4) on the CT image quality and dose reduction-a phantom approach[J]. Journal of China Clinic Medical Imaging, 2014, 25(3): 190-194.
- [26] 胡秀华. 迭代重建技术在低剂量CT检查中的应用和图像质量评价[D]. 杭州: 浙江大学, 2012.
- [27] HU X H. Applications of iterative reconstruction techniques in low dose body CT examinations and image quality assessment[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2012.
- [28] PICKHARDT P J, LUBNER M G, KIM D H, et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging[J]. AJR Am J Roentgenol, 2012, 199(6): 1266-1274.
- [29] 杨晶, 高艳, 李坤成, 等. 比较两种低剂量CT迭代重建法与常规剂量滤波反投影重建法的图像质量[J]. 中国医学影像技术, 2014, 30(1): 117-121.
- [30] YANG J, GAO Y, LI K C, et al. Comparison on image quality of two kinds of low-dose CT reconstruction and routine-dose CT filtered back projection reconstruction[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2014, 30(1): 117-121.

(编辑:谭斯允)