

基于 Varian 锥形束 CT 影像质量的直线加速器选择策略

李俊禹¹, 吴昊¹, 杨敬贤¹, 李廷廷², 于松茂¹, 卢子红¹, 李玮博³, 王美娇¹, 李晨光¹, 张艺宝¹

1. 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; 2. 中国人民解放军第302医院, 北京 100039; 3. 德国亥姆霍兹慕尼黑研究中心-德国环境健康研究中心放射医学所, 德国 Neuherberg 85764

【摘要】目的:定量分析不同锥形束CT(CBCT)影像特点,从而为患者选择最佳设备。**方法:**利用CatPhan604模体分析Edge、TrueBeam及新旧ix机载CBCT头、胸、盆模式图像。**结果:**12组图像头、胸、盆CT值最准确的是ix新机器、TrueBeam、Edge, 分别为5.69、0.81、6.74 HU;CT值线性最好的是ix旧机器或新机器、Edge、Edge, 分别为0.995、0.996、0.997;线性距离误差最小的是ix旧机器、Edge、Edge或TrueBeam或ix旧机器, 分别为0.050、0.075、0.100 mm;角度误差最小的是ix旧机器、Edge或TrueBeam、Edge或ix新机器, 分别为0.075°、0.050°、0.075°。头、胸、盆高对比度分辨率最好的是ix旧机器、Edge、Edge, 分别为7、5、5 LP/cm;均匀性最好的是Edge、Edge、Edge, 分别为4.78、20.19、4.63。头、胸、盆噪声最好的是Edge、ix新机器、ix新机器, 分别为27.53、8.67、7.33;信噪比最好的是Edge、TrueBeam、ix新机器, 分别为83.17、124.39、288.39;对比度噪声比最好的是Edge、ix新机器、ix新机器, 分别为11.92、41.42、51.47。低对比度分辨率头部未可见, 胸、盆部最好的是Edge或TrueBeam、Edge, 分别为6.00、3.75。**结论:**CBCT系统间差异大,为患者选择加速器时应考虑成像特点,如自适应放疗选择高CT值线性和准确性,立体定向放疗选择低距离和角度误差设备等。

【关键词】图像引导放疗;千伏锥形束CT;直线加速器;影像质量

【中图分类号】R815.6;R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)12-1367-06

LINAC selection strategy based on quality of Varian cone beam CT image

LI Junyu¹, WU Hao¹, YANG Jingxian¹, LI Tingting², YU Songmao¹, LU Zihong¹, LI Weibo³, WANG Meijiao¹, LI Chenguang¹, ZHANG Yibao¹

1. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education/Beijing), Department of Radiation Oncology, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China; 2. 302 Military Hospital of Chinese PLA, Beijing 100039, China; 3. Institute of Radiation Medicine, Helmholtz Zentrum München-German Research Center for Environmental Health (GmbH), Ingolstädter Landstr., Neuherberg 85764, Germany

Abstract: Objective To quantitatively analyze the features of different cone beam CT (CBCT) images for selecting the optimal LINAC for patients. **Methods** CatPhan604 phantom was used for evaluating the quality of the images of head, thorax and pelvis which were obtained by 4 CBCT mounted on an Edge, a TrueBeam, and 2 ix (ix New and ix Old). **Results** Of the 12 image sets, the best accurate CT number for the head, thorax and pelvis was observed on ix New, TrueBeam, and Edge, respectively, and the corresponding value was 5.69, 0.81, 6.74 HU, respectively. The best CT number linearity was found on ix New or ix Old (0.995), Edge (0.996), and Edge (0.997), respectively. Moreover, ix Old, Edge, and Edge or TrueBeam or ix Old had the minimal linear distance errors, which were 0.050, 0.075, 0.100 mm, respectively; and ix Old, Edge or TrueBeam, and Edge or ix New had the smallest angular errors, which were 0.075°, 0.050°, and 0.075°, respectively. For the head, thorax and pelvis, the best contrast resolution (7, 5, and 5 LP/cm, respectively) was achieved by ix Old, Edge, and Edge, respectively; and the best homogeneity (4.78, 20.19, and 4.63, respectively) was obtained by Edge, Edge, and Edge. The lowest noise for the head, thorax and pelvis was observed on Edge, ix New, and ix New, which were 27.53, 8.67, and 7.33, respectively; the best signal-to-noise ratio was observed on Edge, TrueBeam, and ix New, which were 83.17, 124.39, and 288.39, respectively; and the best contrast-to-noise ratio was observed on Edge, ix New, and ix New, which were 11.92, 41.42, and 51.47, respectively. No low contrast resolution was found in the head, while Edge or TrueBeam, and Edge achieved the best low contrast resolution (6.00 and 3.75) for thorax and pelvis. **Conclusion**

【收稿日期】2019-07-20

【基金项目】首都卫生发展科研专项(首发2018-4-1027);北京市自然科学基金(7172048);教育部科技发展中心产学研创新基金-“智融兴教”基金(2018A01019);国家自然科学基金(11505012);四川省科技计划项目(2018HH0099);北京市属医院科研培育计划项目(PX2019042);北京市医院管理局“青苗”计划专项(QML20171104)

【作者简介】李俊禹, 主管技师, 研究方向: 放射治疗技术, E-mail: lijunyu5534@126.com

【通信作者】张艺宝, 博士, 高级工程师, 研究方向: 医学物理, E-mail: ybzhang66@163.com

Large inter-system varieties are observed among different CBCT systems. When choosing an appropriate machine for a special patient, imaging features should also be considered. For instance, LINAC with CBCT that can provide better CT number linearity and accuracy should be assigned for a patient undergoing adaptive radiotherapy, while machines with lower distance and angular errors should be chosen for patients having stereotactic radiotherapy.

Keywords: image-guided radiotherapy; kilo-voltage cone beam CT; linear accelerator; image quality

前言

图像引导是保证精确放疗的重要方法之一^[1-3]。由于软组织分辨率高、等中心一致性好等优点,机载千伏锥形束CT(kV-CBCT)是目前最常用的图像引导技术^[4-6]。随着自适应放疗、剂量引导放疗以及立体定向放疗等新技术的逐步成熟^[7-10],kV-CBCT的应用范围也越来越广泛,临床对其影像质量的需求也呈现精确化、多样化等特点^[11],CBCT影像质量成为治疗成败关键环节^[12]。

对于拥有多台加速器的放疗中心,为某一患者选定具体加速器的主观随意性很大,通常的决策依据包括加速器和操作者负荷、射线能量、最高剂量率、多叶准直器性能、机架转速和执行效率等,但现行实践中较少将图像引导方面的特性纳入整体考虑。与此相关的潜在问题包括图像质量欠佳或不能满足配准精度、剂量重建等特殊要求。

为从图像引导角度为特定患者或临床目的选择最佳治疗设备提供数据支持,建立和测试相应的图像质量质控方法,本工作拟基于 CatPhan604 模体(the Phantom Laboratory),在 Varian 相同平台的不同机器以及不同机型间进行加速器机载 kV-CBCT 系统(On-Board-Imager, OBI)的图像特征比较,分析不同扫描参数(头部、胸部、盆部)的成像特点。

1 材料与方法

1.1 OBI 系统和扫描参数

分别选取 TrueBeam 平台(Edge、TrueBeam 加速器各一台)以及两台传统 CLINAC ix 平台(按照 OBI 装机时间,分别命名为 ix 旧机器和 ix 新机器,装机时间分别为 2009 年和 2016 年)机载的共 4 套 OBI 系统进行成像,4 台设备 OBI 系统均按时进行保养质控检验,实验前均满足 Varian 机器验收标准。表 1 展示了两套系统选取的默认扫描参数设置。TrueBeam 平台的重建层厚和重建矩阵分别为 2 mm 和 512×512;ix 平台的重建层厚和重建矩阵分别为 2.5 mm 和 384×384。4 台加速器头部模式扫描轨迹均为 200°,使用全扇形滤线器;胸部和盆部扫描轨迹均为 360°,使用半扇形滤线器。TrueBeam 平台的滤线器可根据扫描参数自动切换,而 ix 系统则需要手工更换^[13]。

表 1 Varian TrueBeam 与 CLINAC ix 平台加速器 OBI 预设扫描参数
Tab.1 OBI preset scanning parameters of Varian TrueBeam and CLINAC ix platform accelerator

平台	CBCT 模式	管电压/kV	管电流/ mAs	直径/ cm	范围/ cm
TrueBeam	头部	100	150	26.2	18.5
	胸部	125	270	46.5	17.5
	盆部	125	1 080	46.5	17.5
CLINAC ix	标准剂量头部	100	145	25.0	16.0
	低剂量胸部	110	262	45.0	16.0
	盆部	125	680	45.0	16.0

1.2 OBI 图像质量评估

在治疗室激光灯和水平尺辅助下,将 CatPhan604 模体的标记点置于加速器等中心位置后,分别利用各参数成像,并分析模块和参数。各模块结构示意图如图 1 所示。

利用 CTP732 模块中第二分析截面测量 CT 值准确性和线性(图 1a)。参照 GB 17598-2011《X 射线计算机断层摄影装置质量保证检测规范》规定,CT 值线性纳入 CT 设备检测内容,并使用 CatPhan 模体进行 CT 值线性检测。线性衰减系数由查表得出的插棒物质密度和相应能量质量衰减系数,通过式(1)算出,再代入式(2)算出参考 CT 值,并与相同位置感兴趣区内测得的平均 CT 值进行比较。

$$\mu(E) = \rho \times \mu_m(E) \tag{1}$$
$$CT\#(E) = K \frac{\mu(E) - \mu_w(E)}{\mu_w(E)} \tag{2}$$

其中, ρ 为密度插棒物质密度; $\mu_m(E)$ 为相应能量密度插棒物质质量衰减系数; $\mu(E)$ 为相应能量密度插棒物质的线性衰减系数; K 为加权常数($K=1\ 000$); $\mu_w(E)$ 为相应能量水的线性衰减系数。

测量 CTP732 模块中第二分析截面图像中两个小圆孔中心距离及角度,评估其与已知参考值的差异,得到空间线性距离和角度准确性。如图 1b 所示,设定 4 个小孔中心点顺时针方向分别为 A、B、C、D 点,参考值为 $AB=BC=CD=AD=50\ \text{mm}$, $\angle ABC=\angle BCD=\angle CAD=\angle DAB=90^\circ$ 。

CTP732 高对比度分辨率模块,记录每厘米能观察到的最大线对数(Line Pair, LP)。其截面由呈圆形排列

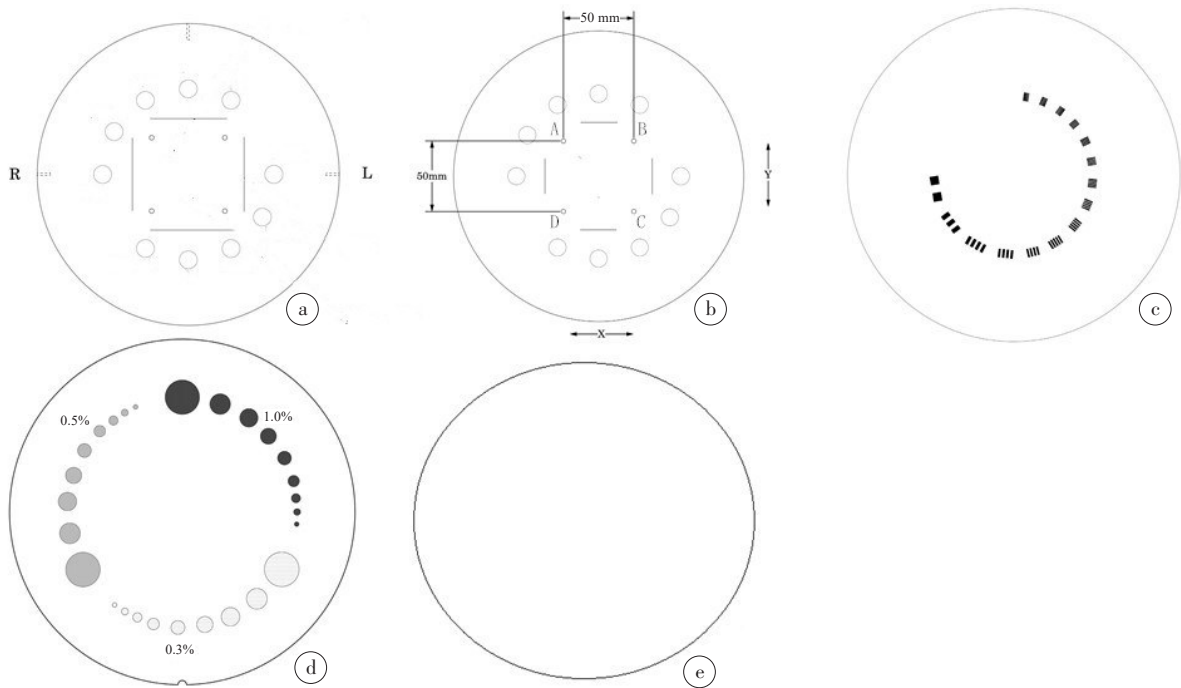


图1 CatPhan604 模体各模块结构示意图

Fig.1 Schematic diagrams of each module structure of CatPhan604 phantom

a:CT值准确性和线性截面;b:空间线性距离和角度准确性截面;c:高对比度分辨率截面;d:低对比度分辨率截面;e:均匀性截面

放射状分布的铝制线对在聚氨酯中浇筑而成,密度从 1 LP/cm到 15 LP/cm递增,如图 1c所示。评判标准为相邻线对之间没有黏连,每个线对不存在断缺。

利用CTP730模块第三截面评估低对比度分辨率,模块包含3组标称对比度分别为1.0%、0.5%和0.3%的插棒,每组插棒的直径依次为:15、9、8、7、6、5、4、3和2 mm,如图 1d所示。记录能分辨的各对比度插棒最小直径,计算不同对比度与直径的乘积的平均值^[14]。

利用均匀材料浇筑的CTP729模块第四截面评估影像均匀性和噪声,如图 1e所示,评估测量CT值与水的CT值之间的差异。选取方形感兴趣区(Region of Interest, ROI)大小为(20×20) mm²,分别位于截面中心和周边相互垂直的4个位置(距离模块边缘2 cm以减少边界效应)。整体均匀性由式(3)算出^[15]。图像噪声的计算方法为相同截面中心位置(40×40) mm² ROI内CT值的标准偏差^[16]。

$$U = \left| \overline{CT}_{\text{peripheral ROI}} - \overline{CT}_{\text{center ROI}} \right| \tag{3}$$

其中, $\overline{CT}_{\text{peripheral ROI}}$ 为周边4个ROI与中心ROI相差最大者的平均CT值; $\overline{CT}_{\text{center ROI}}$ 为模体中心ROI内的平均CT值。

利用CTP732模块第二截面分析图像信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)和对比度噪声比(Contrast-to-Noise Ratio, CNR),SNR和CNR分别由式(4)和式(5)计算得出^[17-18]:

$$SNR = \frac{\overline{CT}_{\text{insert}}}{\sigma_{\text{insert}}} \tag{4}$$

$$CNR = \frac{\left| \overline{CT}_{\text{insert}} - \overline{CT}_{\text{background}} \right|}{\sqrt{\sigma_{\text{insert}}^2 + \sigma_{\text{background}}^2}} \tag{5}$$

其中, $\overline{CT}_{\text{insert}}$ 为插棒的平均CT值; $\overline{CT}_{\text{background}}$ 为同层面背景的平均CT值; σ_{insert} 为对应同层面背景的标准偏差; $\sigma_{\text{background}}$ 为对应同层面背景的标准偏差。背景定位在模体中心,并且ROI大小与插棒ROI大小[(6×6) mm²]相同。上述实验涉及的主观观察中,图像的缩放、窗宽、窗位等条件均设置为最有利清晰显示,并尽可能保持一致以控制变量。同时引入多个独立观察者以减少主观因素对结果的影响。

2 结果

2.1 CT值和几何精度测量结果

表2列出了4台设备的CT值和几何精度测量结果。其中,头、胸、盆部CT值最准确的分别是ix新机器、TrueBeam和Edge,数值为5.69、0.81和6.74 HU。CT线性拟合度头、胸、盆部表现最佳的分别是ix旧机器或ix新机器、Edge和Edge,数值为0.995、0.996和0.997。4台设备的线性距离误差为0.050~0.400 mm,角度误差为0.050°~0.150°。线性距离准确性头、胸、盆部最佳分别是ix旧机器、Edge、Edge或TrueBeam或ix旧机器,数值分别为0.050、0.075、0.100 mm,角度准确性头、胸、盆部最佳分别是ix旧机器、Edge或TrueBeam、Edge或ix新

机器,数值分别0.075°、0.050°、0.075°。图2展示了平均CT值线性均最佳。CT值与参考CT值关系图。4台设备盆部参数获取的

表2 4台 Varian CBCT系统 CT值和几何精度
Tab.2 CT number and geometric accuracy of 4 different Varian CBCT systems

CBCT 模式	机器型号	CT 值精确性		几何精度	
		CT 值准确性/HU	CT 值线性	距离/mm	角度/°
头部	Edge	10.85	0.993	0.125	0.150
	TrueBeam	20.05	0.993	0.125	0.100
	ix 旧机器	14.18	0.995	0.050	0.075
	Ix 新机器	5.69	0.995	0.075	0.100
胸部	Edge	0.87	0.996	0.075	0.050
	TrueBeam	0.81	0.995	0.100	0.050
	ix 旧机器	68.30	0.995	0.100	0.100
	ix 新机器	59.40	0.995	0.375	0.100
盆部	Edge	6.74	0.997	0.100	0.075
	TrueBeam	21.50	0.996	0.100	0.100
	ix 旧机器	15.51	0.995	0.100	0.100
	ix 新机器	30.36	0.994	0.400	0.075

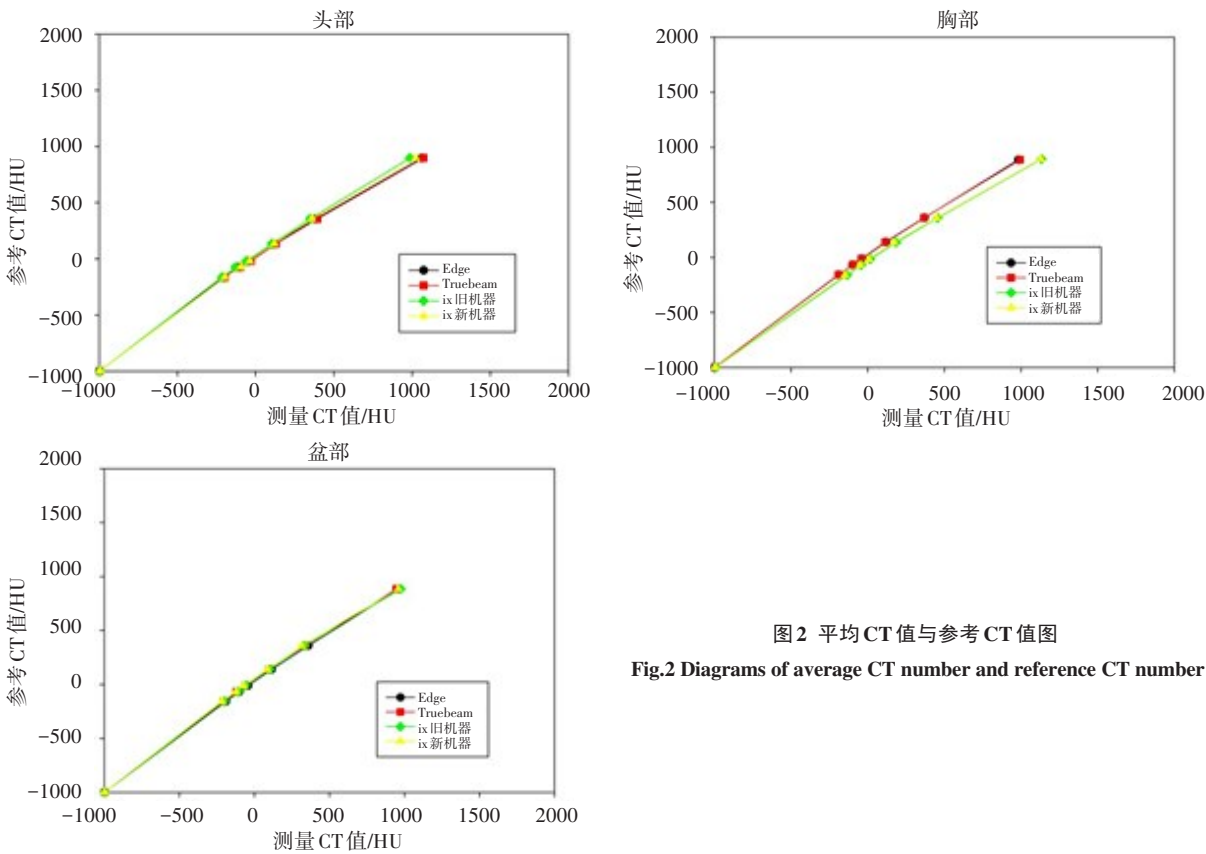


图2 平均CT值与参考CT值图
Fig.2 Diagrams of average CT number and reference CT number

2.2 影像质量测量结果

表3列出了4台设备影像质量测量结果。头部

在所有解剖部位中高对比度分辨率最高,Edge、TrueBeam、ix旧机器、ix新机器分别是6、6、7、6 LP/cm。

头、胸、盆部高对比度分辨率最佳设备分别为 ix 旧机器、Edge、Edge, 数值分别是 7、5、5 LP/cm。不同部位低对比度分辨率从优到劣排序依次为盆、胸、头部。Edge 的头部 CBCT 扫描均匀性、噪声、SNR、CNR 均最佳, 数值分别是 4.78、27.53、83.17、11.92。Edge 的胸部低对比度分辨率和均匀性也最佳, 数值分别是 6.00、20.19; TrueBeam 的胸部低对比度分辨率和 SNR

最佳, 数值分别是 6.00、124.39。Edge 盆部成像低对比度分辨率、均匀性最佳, 数值分别是 3.75、4.63; ix 新机器的盆部图像噪声、CNR、SNR 最佳, 数值分别是 7.33、288.39、51.47。各设备头、胸、盆部图像噪声平均值分别是 28.67、16.51、10.62; SNR 平均值分别是 54.89、83.36、170.52; CNR 平均值分别是 11.40、30.12、37.18。

表 3 4 台 Varian CBCT 系统成像质量
Tab.3 Quality of images obtained by 4 different Varian CBCT systems

CBCT 模式	机器型号	高对比度分辨率/LP·cm ⁻¹	低对比度分辨/mm	均匀性	噪声	SNR	CNR
头部	Edge	6	Invisible	4.78	27.53	83.17	11.92
	TrueBeam	6	Invisible	24.82	29.00	50.39	11.16
	ix 旧机器	7	Invisible	73.33	30.12	55.20	10.58
	ix 新机器	6	Invisible	71.21	28.04	30.78	10.89
胸部	Edge	5	6.00	20.19	14.76	74.92	23.60
	TrueBeam	4	6.00	55.63	27.05	124.39	18.70
	ix 旧机器	3	8.00	58.33	15.54	42.88	36.77
	ix 新机器	3	8.00	31.59	8.67	91.25	41.42
盆部	Edge	5	3.75	4.63	8.39	164.59	28.21
	TrueBeam	4	6.00	17.63	12.25	121.98	22.55
	ix 旧机器	4	5.00	53.33	14.49	107.12	46.47
	ix 新机器	4	4.00	26.74	7.33	288.39	51.47

3 讨论与结论

不同平台间、相同平台的不同机器间以及相同机器的不同扫描参数间, CT 值的准确性均存在较大差异。因此, 对于需要基于 CBCT 图像进行剂量重建或自适应放疗, 应在放疗计划制定时首选 CBCT 图像 CT 值精度高的加速器和扫描模式, 并将相关数据监测纳入常规质控内容。鉴于完全相同的机型之间也可能存在较大差异(如本研究中的 ix 新旧机器), 且新系统性能未必优于老系统, CBCT 相关参数的实际值最好基于具体机器现场测量, 不宜直接采用文献报道中的数据或厂家提供的默认值。

CBCT 图像 CT 值准确性及线性越好, 基于修正后的 CT 值进行的剂量计算和重建就越准确^[19]。相比扇形束 CT, 因为散射增加等原因, CBCT 的 CT 值准确性相对较差, 但线性拟合度尚可(≥ 0.993)^[20]。为了得到更准确的剂量重建, 通常先将 CBCT 图像和计划 CT 图像进行弹性配准, 再基于后者进行剂量计算。头、胸、盆部 CBCT 图像要求 CT 值精度最佳首选机型分别是 ix 新机器、Edge、Edge。

4 台设备 CBCT 所有扫描参数获取图像的几何失真均较小, 其中线性距离与真实值的差异好于 0.400 mm, 角度测量值与真实值的差异小于 0.150°。线性距离和角度准确性反映 CBCT 扫描和软件重建后得到的图像与被检物体真实大小、形状上的差异, 决定图像配准、距离、角度、体积测量等精度。对于立体定向放疗等对精度要求较高的技术, CBCT 的几何精度应与加速器的其他机械和辐射精度一并纳入质控体系及整体决策。头、胸、盆部 CBCT 图像要求几何精度最佳首选机型分别是 ix 旧机器、Edge、Edge。

由于 200° 旋转扫描角度等原因, 4 台设备头部 CBCT 图像的低对比度分辨率模块均难以辨识, 但对于高对比度分辨率模块的识别均好于其他部位成像参数, 低对比度分辨率和高对比度分辨率分别反映图像对软组织和骨骼等高 CT 值组织的分辨能力。该结果有利于头颅等刚性较好且基于高对比度骨性标志匹配的部位, 但如果需要对颅内微小病变进行观察和匹配, 则需要调整成像参数(如使用 360° 旋转成像、增加管电压或曝光量等), 以更高的辐射剂量换取更好的软组织分辨率。

相反,4台设备所成胸部和盆部图像对低对比度分辨率模块的识别均较好,有利于对肺、食管、肝脏、子宫、膀胱、直肠、小肠等结构复杂、位置多变的软组织进行辨认和配准。头部CBCT扫描,4台设备高对比度分辨率均可满足骨性配准要求,其中以ix旧机器最佳,头部肿瘤对软组织显像最佳首选Edge。胸部骨转移患者单纯要对胸椎、腰椎或肋骨等胸部骨头进行放射治疗时,使用骨配准即可满足要求,4台设备首选Edge,胸部肿瘤对软组织显像最佳可选Edge或TrueBeam。盆部患者进行CBCT扫描时,骨转移患者单纯对髌骨等盆部骨头进行放射治疗时,4台设备首选Edge;盆部肿瘤对软组织显像最佳可选Edge或ix新机器。

TrueBeam平台的两台加速器所成各部位CBCT图像均匀性绝大部分优于ix平台,尤其是Edge的所有部位图像均匀性均最好。CBCT图像噪声与扫描条件中决定辐射剂量的管电压、曝光量和扫描角度等关键因素负相关,导致相同机器的头部扫描噪声>胸部扫描噪声>盆部扫描噪声。基于相同的原因,盆部图像的SNR及CNR也大幅高于头部和胸部。其中SNR反映信号受噪声干扰的程度,比值越大信息传递越好;CNR反映相邻组织、结构间信噪比的差异性,体现图像对不同组织、结构及病变的可辨认性。

综上所述,CBCT的CT值精度、几何精度和图像质量的个体差异较大,机型和机龄并非Varian CBCT图像质量的唯一决定性因素,且高端机型和较新设备并不一定能够获得更好的图像。因此,临床应将具体CBCT设备的测量和维护纳入质控范畴,并依此为患者和目的选择合适的加速器。

【参考文献】

- [1] 沈亚丽. 影像引导放射治疗系统[J]. 国际肿瘤学杂志, 2006, 33(9): 707-710.
SHEN Y L. Image guided radiotherapy system [J]. Journal of International Oncology, 2006, 33(9): 707-710.
- [2] 张磊, 刘鲁迎, 方敏, 等. 图像引导放疗技术下癌症治疗质量保证和质量控制的研究进展[J]. 中国现代医生, 2019, 57(13): 163-168.
ZHANG L, LIU L Y, FANG M, et al. Advances in research on quality assurance and quality control of cancer treatment under image guided radiotherapy[J]. China Modern Doctor, 2019, 57(13): 163-168.
- [3] 戴建荣, 胡逸民. 图像引导放疗的实现方式[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2006, 15(2): 132-135.
DAI J R, HU Y M. Realization of image guided radiotherapy [J]. Chinese Journal Radiation Oncology, 2006, 15(2): 132-135.
- [4] 管秋, 李楠, 杨波, 等. CBCT图像质量质控体系建立及结果分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2014, 23(2): 161-164.
GUAN Q, LI N, YANG B, et al. Cone beam CT quality assure procedure and the analysis of results [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2014, 23(2): 161-164.
- [5] YOGNATHAN S A, MARIA DAS K J, MARIA MIDUNVALEJA K, et al. Evaluating the image quality of cone beam CT acquired during rotational delivery [J]. Br J Radiol, 2015, 88(1054): 20150425.
- [6] 巩汉顺, 徐伟, 徐寿平, 等. 不同扫描条件下CBCT影像质量及其HU值长期稳定性分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2016, 40(2): 86-89.
GONG H S, XU W, XU S P, et al. Evaluation of cone beam CT image quality and analysis of its long-term stability on HU values under different conditions [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2016, 40(2): 86-89.
- [7] COFFEY C W, DEELEY M, MALCOLM A, et al. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT [J]. Radiother Oncol, 2007, 85(1): 116-125.
- [8] 田菲, 徐子海, 王华峰. 图像引导放射治疗技术的研究现状与发展[J]. 临床医学工程, 2012, 19(5): 833-835.
TIAN F, XU Z H, WANG H F. Research situation and development of the image-guided radiotherapy technique [J]. Clinical Medical & Engineering, 2012, 19(5): 833-835.
- [9] 姚伟荣, 徐寿平, 杜镭, 等. 螺旋断层治疗机实施剂量重建和剂量引导放疗的研究[J]. 中国医疗器械杂志, 2012, 36(5): 375-377.
YAO W R, XU S P, DU L, et al. Clinical implementation of dose reconstruction and dose-guided intensity modulated radiotherapy for helical tomotherapy [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2012, 36(5): 375-377.
- [10] REMEIJER P, POS F J, DE-JONG R, et al. Adaptive radiotherapy for prostate cancer using kilovoltage cone-beam computed tomography: first clinical results [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 70(1): 75-82.
- [11] 汪隽琦, 徐志勇, 胡伟刚, 等. 千伏级锥形束CT图像质量和稳定性及三维影像体积重建精度研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(2): 176-180.
WANG J Q, XU Z Y, HU W G, et al. Quantitative analysis of image quality, stability and volume precision in kilovoltage cone beam CT [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2012, 21(2): 176-180.
- [12] MOSELEY D J, BISSONNETTE J P, JAFFRAY D A. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy [J]. Med Phys, 2008, 35(5): 1807-1815.
- [13] 姜伟, 柏森, 周亮强, 等. Bowtie滤线器对加速器锥形束CT图像质量影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2010, 19(6): 548-551.
JIANG W, BAI S, ZHOU L Q, et al. Impact of the image quality of conebeam CT on the accelerator for the Bowtie filter [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2010, 19(6): 548-551.
- [14] 张海成. CT设备的质量控制分析与应用[J]. 中国医学装备, 2016, 13(10): 24-29.
ZHANG H C. Quality control analysis and application of CT equipment [J]. China Medical Equipment, 2016, 13(10): 24-29.
- [15] OELFKE U, STUTZEL J, NILL S. A quantitative image quality comparison of four different image guided radiotherapy devices [J]. Radiother Oncol, 2008, 86(1): 20-24.
- [16] 庄永东, 王彬, 朱金汉, 等. 医用直线加速器机载影像系统QC图像定量评估方法研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(4): 442-447.
ZHUANG Y D, WANG B, ZHU J H, et al. A quantitative evaluation of quality control image for on-board imaging system of medical linear accelerator [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(4): 442-447.
- [17] WU V W, LIU E S, CHENG H C, et al. Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(1): 291-300.
- [18] PASLER M, STOCK M, BIRKFEILLNER W. Image quality and stability of image-guided radiotherapy (IGRT) devices: a comparative study [J]. Radiother Oncol, 2009, 93(1): 1-7.
- [19] 张俊, 徐利明, 刘晖, 等. 瓦里安23EX加速器附加锥形束CT图像的CT值线性分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(5): 464-467.
ZHANG J, XU L M, LIU H, et al. Evaluation of the linearity characteristic of the cone-beam CT fixed on the Varian 23EX linear accelerator [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2012, 21(5): 464-467.
- [20] SIEWERDSEN J H, JAFFRAY D A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag [J]. Med Phys, 1999, 26(12): 2635-2647.

(编辑:谭斯允)