

文章编号: 1001-098X(2004)04-0166-04

用 MRI 进行立体定向放射治疗定位的精确性

刁焕荣

摘要 CT和MRI是SRT(立体定向放射治疗)定位经常采用的方法,二者各有优势。对MRI而言,由于存在着影像扭曲的问题,因此影响了SRT定位的精确性,并进一步影响了剂量分布的准确性。因此,MRI能否用于SRT定位,还存在着较大的争议。本文对近几年来的一些研究进行综述,以了解MRI用于SRT定位的原理、影像扭曲的来源、误差的大小及影响因素,相应的解决方法等。

关键词 立体定向放射治疗;磁共振显像;影像扭曲;误差

中图分类号 R445.2 文献标识码 A

The accuracy of using MRI in the localization of stereotactic radiotherapy

DIAO Huan-rong

(Department of Radiation Oncology, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China)

Abstract CT and MRI are the usual methods being used in the localization of stereotactic radiotherapy (SRT). Each of them has its own advantage. One of the major disadvantages of MRI is its image distortion, which affects the accuracy of the localization of SRT and the veracity of the dose distribution. Therefore, there are many arguments on the use of MRI in the localization. This article reviewed the principle of the use of MRI in the localization, the origin of the distortion, the magnitude of the error and its affecting factors, the corresponding solutions.

Key words stereotactic radiotherapy; magnetic resonance imaging; image distortion; error

立体定向放射治疗 (stereotactic radiotherapy, SRT)以其靶区剂量分布精确的优势,正日益受到放射治疗学家的重视,而其作为一种精确的治疗方式,对定位的精确性有很高的要求。当前,SRT的定位常采用CT、MRI及血管造影等为基础,并以前两者的使用更为广泛。CT由于能够提供组织密度方面的信息,并具有较高空间保真性,因此常被作为一种标准的定位方法而得到广泛采用,而MRI在肿瘤细节的描述及组织分辨力方面远远优于CT,并且能够提供横断面、冠状面及矢状面三维的解剖信息,因此越来越多的放疗学家尝试使用MRI进行立体定向定位。但是,使用MRI定位有一个较大的问题,即MRI影像的空间扭曲,及由此带来的靶区描述不准确等,从而影响了SRT的剂量准确性,影响了治疗结果。随着扫描仪的改进和各种纠正影像扭曲软硬件的提供,MRI影像扭曲的问题已有了较大的改善。

1 MRI用于SRT治疗计划的原理

与CT相比较,MRI的一个主要优势在于其优越的软组织对比能力,即对电子密度值相似的软组织,CT很难将其区别清楚,但MRI可以通过改变成像序列参数而提供优越的对比。这有助于评价恶性肿瘤的范围和边界,特别是对那些浸润到周围肌肉的恶性肿瘤。因此,在制定SRT计划时,MRI比CT能够更精确地描述大块肿瘤体积的大小,并减少观察者之间和观察者自身对肿瘤范围理解上的差异^[1]。

与CT相比,MRI的另外一个特征是骨皮质显示低信号,也就是在使用临床扫描仪时,它并不给出磁共振信号。在对骨骼层较厚的身体部位行CT扫描时,由于骨骼吸收较多的X射线,减少了软组织的影像质量并容易产生误差。但是,这种效应在进行MRI扫描时并不存在。因此,与CT相比,对后颅凹、脑干和其他被骨骼包绕的部位(如脊髓等)进行扫描时,MRI可提供更清晰的影像。

除了上述特征,MRI还可以在任意平面上获

得详细的解剖信息,并能提供三维立体的影像层面。而且,通过MRI所具有的特性,如化学位移、磁敏感性效应和流空效应等,还可以获得更多的生理和生化方面的信息。

2 MRI影像扭曲的来源及纠正

Khoo VS^[2]提出,MRI影像扭曲的来源可以分为两个方面:系统有关的扭曲和由扫描对象引起的扭曲。前者包括主磁场的非均匀性、梯度磁场非线性及涡流效应,后者包括化学位移和磁敏感性效应。

2.1 系统相关的扭曲

MRI除了主磁场之外,还有3个相互垂直的梯度磁场。从理论上讲,人们希望主磁场是完全均匀的,而且3个梯度磁场也都是线性的。但是,实际上,主磁场的非均匀性、梯度磁场非线性及涡流效应(在梯度磁场开、关时出现)都带来MRI影像的扭曲。对于主磁场的非均匀性,现在大都采用匀场的方法加以限制^[3];梯度磁场非线性在二维傅里叶转换时尤为明显,而在三维傅里叶转换时可以明显减少^[4];对于涡流效应,现在的新一代磁共振扫描仪采用屏蔽和补偿梯度磁场来减少这种影响^[2]。另外,对于系统相关的扭曲,可以采用体模的方法加以估计^[3]。

2.2 扫描对象引起的影像扭曲

2.2.1 化学位移

这种误差主要是由于脂肪和水分子内氢原子共振频率不同,造成脂肪和水在图像上沿频率编码方向移动而出现的。这种误差在高场强磁共振机上尤甚,并且只出现在频率编码方向。对于这种影像扭曲,可以通过采用高带宽序列和增加梯度的方法而减少^[2]。

2.2.2 磁敏感性效应

这种误差与化学位移一样,只在频率编码方向出现,其形成比较复杂,主要是由于患者体内不同组织的磁敏感性不同,从而在局部影响了磁场的均匀性而产生的,故主要发生在两种磁敏感性不同的物质界面,尤其是组织-空气表面。这种误差,在一个小的频率编码梯度磁场和一个大的主磁场中更易出现^[4]。对于由扫描对象造成的影像扭曲,可以通过反转梯度影像的方法加以纠正^[2]。

除上述几项原因可引起影像的扭曲外,外来的金属物品也可引起影像的扭曲。如Walton L等^[5]在一病例报告中提到,他们治疗的一例患者,就由于

其胸罩上的一个金属挂钩而导致了影像的扭曲。

对于上述几种误差,还有不少研究者探讨了其他的纠正方法,在此不再赘述。

3 误差大小及影响因素

在磁共振定位的误差大小方面,目前有不少的研究者在不同的磁共振机上,采用不同的体模及不同的比较方法进行了定量观察。这其中有不少研究,尤其是以头部框架为基础的研究,得出了令人鼓舞的结果。Bednarz G等^[6]采用240mm×240mm的视野,MRI与CT相比较,其外部基准点、颅内靶点及解剖标志的立体定向坐标在 x 、 y 、 z 三个方向上,差别在一个像素(0.9mm×0.9mm×1mm)之内,体内试验也得出了相类似的结论。研究者认为经过很好的纠正,以MRI为基础的立体定向系统的空间精确性完全可以与以CT为基础的定向系统相比较。同样,Yu C等^[7]在两个不同的MRI机上(一台飞利浦、一台西门子)进行了研究(视野为260mm×260mm):在飞利浦机上,测量点的坐标同实际物理测量的坐标相比,在 x 、 y 、 z 三个方向上最大误差的平均值分别为0.9mm(0.4~1.7mm),0.2mm(0.0~0.7mm),1.9mm(1.3~2.3mm);在西门子上,这些值分别是0.4mm(0.0~0.7mm),0.6mm(0.0~1.0mm),1.6mm(0.8~2.0mm)。研究者认为,对大多数接受SRT的颅内病变而言,其靶区的定位精确性可以达到在一个体素之内。相似的结果还可见于其他研究者的研究报告^[8,9]。

在以盆腔为基础的体模研究中,其结果存在着较大的差别。Mizowaki T等^[10]采用一个相同的体模,在一台0.2T的MRI机上,视野为320mm×320mm,经过3次不同的时间,每次采集2个序列,分别对因影像扭曲而引起的误差进行了量化,并通过比较来了解MRI影像扭曲的稳定性:在3次测量共432个点中,平均位移在1.58mm至1.74mm之间,最大值在12.6mm至15.0mm之间;而当距离限定在离影像中心120mm之内时,平均位移在0.73mm至0.80mm之间,最大值在3.4mm至5.0mm之间;3次测量之间,平均的位置变化绝对值在0.41mm至0.88mm之间,最大值在1.4mm至4.5mm之间。结果表明,位置的变化大部分在3个像素之间,而且随时间的推移,这种变化可能会变得更大;在离影像中心120mm的地方,位置的

偏移大部分在 2mm 之内, 因此, 经过仔细检查, 在有限的情况下, 将 MRI 应用于放射治疗计划是可能的。但是, Lee YK 等^[1]认为, 在体模感兴趣的体积内, 平均误差为 2mm, 对前列腺的适形放疗计划采用较大带宽的磁共振序列, MRI 的影像扭曲能减少到可忽略的水平。

影响误差大小的一个重要因素是离影像中心的距离, 其中, 离影像中心越远, 则影像扭曲越严重, 这也意味着随着视野的增大, 影像周边的扭曲也愈严重^[2]。Mah D 等^[11]报道, 在未进行梯度磁场纠正的影像上, 距影像中心前后各 120mm 的范围, 几乎未发现影像扭曲; 但是当这个距离增大到 200mm 时, 误差就超过了 2mm。由于立体定向的定位标志常位于影像的边缘, 因此在利用 MRI 进行定位时, 尤其要对定位标志进行仔细的检查。

误差的大小与扫描的部位也有关系^[12]。在对一个体积较小的部位如头部进行扫描时, 影像的扭曲较轻; 而对一个较大的体积如盆腔进行扫描时, 由于需要一个较大的视野, 再加上该部位存在着较多的皮下脂肪组织, 化学位移效应也比较明显, 因此影像的扭曲更严重。因为由扫描对象引起的影像扭曲在高场强的磁共振机上更为明显, 因此, 有人认为, 场强的大小与影像的扭曲也有关系, 低场强 MRI 引起的误差要低于高场强 MRI^[3]。金属头部框架对影像的扭曲并没有明显的影响^[10], 但也有人认为, 使用 Leksell 头部框架要比使用 BRW (brown-roberts-wells) 头部框架引起的误差小^[6]。对于其他的因素, 如不同的影像采集参数等对影像扭曲的意义, 目前缺乏明确的结论, 还需要更广泛的研究。

4 解决方法

对于 MRI 的影像扭曲, 除了前边提到的对影像本身进行纠正外, 也有人采用了其他的方法。目前, 采用较多的是影像叠加融合的办法, 尤其是将 CT 与 MRI 相融合。这种方法充分结合了 MRI 对软组织的分辨能力和 CT 能够提供电子密度并具有较高保真性的优点。对于这种方法, 不少研究证明其较单用 MRI 的几何精确性更高^[13], 但也有人指出, 影像叠加的方法如操作不当, 反而容易出现其他的差错因素^[14], 必须谨慎使用, 并且认真操作。此外, Krempien RC 等^[15]认为, 低场强 MRI 能够减少化学位移伪影、磁敏感性带来的伪影及搏动或流动伪影,

减少影像扭曲, 并且在体部影像中由于 T1 时间的缩短而可加大 T1 的影像对比, 因此他们尝试使用开放的低场强 MRI 进行 SRT 定位, 并显示出一定的可行性。但是, 使用低场强 MRI 面临的一个主要问题是信号噪声比和空间分辨力的降低, 对影像的质量造成影响^[3]。而且, 目前在我国现有的磁共振机中, 以 0.5 T 以上的中、高场强机居多, 因此采用低场强 MRI 并不一定适合我国国情。

5 结语

目前, 虽然有很多人对 MRI 在 SRT 定位中的空间精确性进行了量化研究, 并有不少研究者认为单独使用 MRI 进行 SRT 定位是可行的, 尤其在某些颅内病灶中, 但在实际工作中, 必须认识到 MRI 的影像扭曲是不可避免的, 而且到目前为止, 尚无一个统一的标准来限定可接受的误差范围。另外, 上述的各项研究都是在不同的磁共振机上, 采用不同的影像参数、体模及比较方法, 其结论不能完全适用于各单位特定的机器、扫描参数及扫描部位。因此, 在实际工作中, 如确实要使用 MRI 进行定位, 必须依靠合乎要求的质量保证, 对误差进行仔细地检查和纠正, 并对效果定期检测, 以确保其影像扭曲保持在可接受的范围之内。对于新近发展起来的一些 MRI 快速成像方法, 如回波平面成像等, 虽然提高了成像的速度, 但有人^[4]指出其同时更加大了影像的扭曲, 因此, 这些成像方法用于 SRT 定位尚需要更深一步的研究。

参考文献

- 1 Lee YK, Bollet M, Edwards GH, et al. Radiotherapy treatment planning of prostate cancer using magnetic resonance imaging alone [J]. *Radiother Oncol*, 2003, 66(2): 203-216.
- 2 Khoo VS. MRI-"Magic radiotherapy imaging"for treatment planning? [J]. *Br J Radiol*, 2000, 73(867): 229-233.
- 3 Fransson A, Andro P, Potter R. Aspects of MR distortions in radiotherapy treatment planning [J]. *Strahlenther Onkol*, 2001, 177(2): 59-73.
- 4 Sumanaweera TS, Adler JR, Napel S, et al. Characterization of spatial distortion in magnetic resonance imaging and its implications for Stereotactic Surgery [J]. *Neurosurgery*, 1994, 35 (4): 696-704.
- 5 Walton L, Hampshire A, Vaughan P, et al. Distortion in magnetic resonance images obtained for stereotactic localization. Case report [J]. *J Neurosurg*, 2000, 93(suppl 3): 191-192.
- 6 Bednarz G, Downes MB, Corn BW, et al. Evaluation of the spatial accuracy of magnetic resonance imaging-based stereotactic target localization for gamma knife radiosurgery of functional disorders [J]. *Neurosurgery*, 1999, 45 (5): 1156-1162.

床还有许多问题需要解决, 主要问题是在肝等正常组织中 ^{10}B 的吸收较高。

总之, 目前公认的比较好的 BNCT 药物是 BSH 和 BPA。不久前 Brookheavn 国家实验室为一女患者的脑瘤施行 BNCT 用的就是 BPA。这类药物的毒副作用很小, 迄今未见化学中毒的报道^[9]。

6 BNCT 存在的主要问题

在传统的放疗中, 一种最有效的避免正常组织受到伤害的方法是分次治疗, 即隔一段时间放疗一次。根据双重辐射作用理论, 对于高 LET 辐射、中小剂量下, 辐射效应的发生率与剂量的一次方成正比, 效应的发生率对剂量率的依赖性不大, 所以分次放疗对于高 LET 辐射的作用不大, 它只对低 LET 辐射有用。在 BNCT 中, 由于正常脑组织里不可避免地有硼化合物, 即有高 LET 辐射, 所以分次治疗不能有效地解决正常脑组织避免受到伤害的问题。另外, 因为在治疗用的射线中混杂着各种剂量成分, 既有高 LET 辐射, 也有低 LET 辐射, 并且它们的值和分布随着在脑中深度的变化而变化, 所以决定正常组织的剂量限值也是一件很困难的事情。

参 考 文 献

1 Biscegliet E, Colangelo P, Colonna N, et al. On the optimal energy

of epithermal neutron beams for BNCT[J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(1): 49-58.

2 Verbeke JM, Vujic J, Leung KN. Neutron beam optimization for BNCT using the D-D and D-T high energy neutron sources[J]. *Nucl Technol*, 2000, 129(2): 257-278.

3 Agosteo S, Curzio G, Nath R. Characterization of an accelerated-based neutron source for BNCT versus beam energy[J]. *Nucl Instrum Meth*, 2002, A 476: 106-112.

4 Allen DA, Beynon TD. Design study for an accelerator-based epithermal neutron beam for BNCT[J]. *Phys Med Biol*, 1995, 40(5): 807-821.

5 Diaz AZ, Coderre JA, Chanana AD, et al. Boron neutron capture therapy for malignant gliomas[J]. *Ann Med*, 2000, 32(1): 81-85.

6 曹锐峰, 章翔, 吴景文. 硼中子俘获疗法的硼携带剂研究进展[J]. *中华神经外科疾病研究杂志*, 2002, 1(5): 376-378.

7 Kiger WS, Palmer MR, Riley KJ, et al. A pharmacokinetic model for the concentration of ^{10}B in blood after boronophenylalanine-fructose administration in humans[J]. *Radiat Res*, 2001, 155(4): 611-618.

8 Cemazar M, Skrk J, Mitrovic B, et al. Changed delivery of boron to tumors using electroporation for boron neutron capture therapy with BSH[J]. *Br J Radiol*, 2000, 73(866): 195-200.

9 Adams DM, Ji W, Barth RF, et al. Comparative in vitro evaluation of dequalinium B, a new boron carrier for neutron capture therapy (NCT)[J]. *Anticancer Res*, 2000, 20(5B): 3395-3402.

10 Novick S, Quastal MR, Marcuss, et al. Linkage of boronated polylysine to glycoside moieties of polyclonal antibody; boronated antibodies as potential delivery agents for neutron capture therapy[J]. *Nucl Med Biol*, 2002, 29(2): 159-167.

(收稿日期: 2004-05-28)

(上接第 168 页)

7 Yu C, Apuzzo MLJ, Zee CS, et al. A phantom study of the geometric accuracy of computed tomographic and magnetic resonance imaging stereotactic localization with the leksell stereotactic system [J]. *Neurosurgery*, 2001, 48 (5): 1092-1099.

8 Mack A, Czempel H, Kreiner HJ, et al. Quality assurance in stereotactic space. A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery [J]. *Med Phys*, 2002, 29 (4): 561-568.

9 Ertl A, Saringer W, Heimberger K, et al. Quality assurance for the Leksell gamma unit: considering magnetic resonance image-distortion and delineation failure in the targeting of the internal auditory canal [J]. *Med Phys*, 1999, 26 (2): 166-179.

10 Mizowaki T, Nagata Y, Okajima K, et al. Reproducibility of geometric distortion in magnetic resonance imaging based on phantom [J]. *Radiat Oncol*, 2000, 57(2): 237-242.

11 Mah D, Steckner M, Hanlon A, et al. MRI simulation: effect of gra-

dient distortion on three-dimensional prostate cancer plans [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53 (3): 757-765.

12 Major T, Petranyi A, Varjas G, et al. The possibility of the use of MRI images in the three-dimensional external radiotherapy treatment planning [J]. *Magy Onkol*, 2002, 46(3): 239-245.

13 Orth RC, Sinha P, Madsen EL, et al. Development of a unique phantom to assess the geometric accuracy of magnetic resonance imaging for stereotactic localization [J]. *Neurosurgery*, 1999, 45(6): 1423-1429.

14 Mutic S, Dempsey JF, Bosch WR, et al. Multimodality image registration quality assurance for conformal three-dimensional treatment planning [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 51(1): 255-260.

15 Krempien RC, Schubert K, Zierhut D, et al. Open low-field magnetic resonance imaging in radiation therapy treatment planning [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53(5): 1350-1360.

(收稿日期: 2004-04-30)