

MSCT 低辐射量扫描的研究进展及应用

冯志清

【中图分类号】R814.42; R815 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2011)07-0797-02

计算机断层成像技术的发明开创了数字化影像学的新时代,临床应用越来越广泛,但是,其利用X线成像的本质也使其不可避免地存在放射危害问题,使用不当或过度使用也会给人类的健康造成一定的损害。据不完全统计,我国已拥有的CT数量近5000余台,已跃居世界第三,基本已普及到了各基层及县医院,每年大约有4000万人次进行CT诊断检查。在美国CT的使用仅占有放射学检查的13%,但患者此过程中所接受的辐射剂量却占整个医疗辐射总量的70%,因此CT检查可能导致的辐射相关疾病危险性也越来越受到各国的重视。在满足临床诊断的基础上,尽量降低辐射剂量的各种CT扫描技术逐渐得到了重视和研究。鉴于此,笔者对目前国内外关于MSCT低剂量技术的研究进展和应用作一综述。

实施CT低剂量扫描的必要性

X射线对人体的主要危害是增加癌症的发生率,其中最常见与辐射相关的恶性肿瘤包括白血病、乳腺癌、甲状腺癌、肺癌和皮肤癌等^[1]。美国FDA评估认为单次腹部CT检查的有效剂量约10 mSv,致癌概率将增加约1/2000^[2]。Gonzalez等^[1]调查指出,美国每年75岁以上男性和女性诊断性的X线照射使癌症风险积累了0.9%,相当于每年增加了癌症患者5695例,说明X线诊断中的辐射问题已成为了亟待关注和解决的社会公共卫生问题。因此为了尽可能的发挥CT的优势和最大限度的降低X线辐射剂量,进行低剂量扫描技术的研究和临床应用也成了迫在眉睫的问题。

CT辐射剂量的表征指标

1. 计算机断层成像剂量指数

最基本的剂量参数是计算机断层成像剂量指数(computed tomography dose index, CTDI),临床上常用的具体指标包括CTDI₁₀₀、CTDI_w及CTDI_{vol}。其中CTDI_w表征的是在X-Y平面上扫描的平均辐射剂量,而CTDI_{vol}表征了在X、Y和Z轴三维空间上的平均辐射剂量。

2. 剂量长度乘积

剂量长度乘积(dose length product, DLP)是为了弥补CTDI_{vol}的不足而新引进的辐射剂量指标,是在CT扫描总长度上对辐射剂量的积分,其计算公式为:

$$DLP = CTDI_{vol} \times length \quad (1)$$

3. 有效辐射剂量

有效辐射剂量(effective dose, ED)是将组织及器官的当量剂量乘以其危险度有关的权重因子k再求和。ED反映了整个人体发生随机效应的危险性。有效辐射剂量与生物体辐射

效应直接相关,可以准确地用来对比不同CT扫描模式下的辐射危险。

降低CT辐射剂量的方法及其应用研究进展

尽可能的避免CT检查(如能用超声、MRI诊断的疾病就不选用CT检查等),按年龄、体重指数及扫描部位等个性化设定扫描参数,控制扫描长度以及尽可能减少扫描次数,对敏感部位(如甲状腺、性腺、晶状体等)进行屏蔽等均可以在很大程度上降低CT辐射剂量,本文主要在优化扫描参数方面对降低CT辐射剂量的方法进行探讨。

1. 降低毫安秒

毫安秒(mAs)是CT机X线管的管电流与曝光时间的乘积,降低毫安秒是降低CT辐射剂量最常用的方法。毫安秒值与CT辐射剂量呈线性正相关。但是,随着毫安秒值的减低,X线光子数下降,CT图像的噪声增大,图像质量下降。因此,降低毫安秒要寻求一个平衡值以保证图像质量不会影响疾病的诊断。近年来,这种方法在低剂量扫描的研究中被广泛应用。

Kaneko等^[2]早在1993年就应用低剂量螺旋CT进行肺癌的普查研究。李鹏等^[3]采用120 kV、30 mA和0.8 s的扫描参数对尘肺患者进行普查,结果显示CT图像扫描质量均达到了影像学诊断要求,明显降低了辐射剂量。高燕等^[4]对双源CT(120 kV)330与380 mAs时的冠脉成像质量进行对比研究,结果显示两者图像质量差异无统计学意义,而前者的辐射剂量降低了32.13%。当宝华^[5]研究认为儿童副鼻窦多层CT低剂量扫描的最低管电流为40 mA。在对急性腹痛的诊断中低剂量(50 mAs)腹部平扫CT是否可以取代腹部平片的研究中,Halle等^[6]认为低剂量腹部CT平扫的诊断符合率为50%,明显高于腹部平片的诊断符合率(20%),尽管前者的总辐射剂量还是稍高于后者,但低剂量腹部CT平扫比腹部平片对急性腹痛病因的诊断能提供更多的信息。

2. 降低管电压

X线辐射剂量与管电压的平方呈正比,因此在200 mAs且其它扫描条件不变时,管电压从120 kV降低到80 kV,辐射剂量(CTDI_{vol})将减少69.01%,其降低辐射剂量的幅度比单纯降低毫安秒值的大,这种方法也是近年来研究的热点之一。Funama等^[7]通过对水模的扫描显示,低千伏MSCT扫描在降低X线辐射剂量的情况下,并未降低图像的低密度分辨力。Leschka等^[8]对低千伏双源CT冠状动脉成像,研究结果显示采用100 kV时对于体重指数正常的患者是可行的,能够得到较高信噪比的图像,同时可以显著降低辐射剂量。尽管低千伏MSCT低剂量研究不及降低毫安秒的研究充分和成熟,但各种研究均显示低千伏MSCT的应用是可行的,对降低辐射剂量有积极意义。

如前所述,降低毫安秒及降低千伏值均可以减少辐射剂

作者单位:523770 广东,东莞市大朗医院放射科
作者简介:冯志清(1955-),男,内蒙古人,主治医师,主要从事放射诊断工作。

量,同样也会增加图像噪声。减噪软件可以使低剂量 CT 的扫描图像质量有所改善,其原理为将断层图像分离成结构像素区和非结构像素区,对前者实行边缘结构的平滑处理,对后者进行平滑滤过,处理完后再将两部分融合形成输出图像^[9]。结合减噪软件的低剂量 MSCT 的研究近年来也得到了充分的发展,均显示既降低了辐射剂量又适当改善了图像质量,使其扫描图像符合诊断要求。

3. 增大螺距

螺距是指扫描床移动的速度与准直宽度的比值。螺距越小,重叠的部分越多,扫描时间越长亦即曝光时间越长,辐射剂量越大,增大螺距实质上是缩减了扫描时间,从而使受检者的辐射剂量降低。但是,螺距较大时,由于某些部分未能被扫描到,容易漏诊病灶。傅强^[9]研究显示,螺距从 1.0 增加到 1.5,辐射剂量降低了 37%,诊断信息并未明显丢失,故认为螺距选择 1.0~1.5 比较合适。双源 CT 具有双 X 线源和双数据接收系统,适当增加螺距也不会漏扫被检查组织,而且对降低辐射剂量有显著作用,因此通过增加螺距的双源 CT 低剂量扫描方法的研究也成了近几年研究的热点。Flohr 等^[10]通过高螺距(螺距 3.2),高时间分辨率(75 ms)的双源 CT 扫描模式与单源 CT 常规螺距(螺距 1)的扫描模式对圆柱形标准体模进行对比研究,显示两者的图像质量没有差异,但前者辐射剂量显著下降。Sommer 等^[11]对同步心电图门控的高螺距(螺距 3.2)双源 CT 扫描参数与常规心电图门控的低螺距(螺距 0.3)的 CT 扫描模式对比研究也显示前者的辐射剂量仅为后者的 1/5,图像质量也无明显差异。由螺距的定义可以得出准直宽度与螺距成反比,而螺距与辐射剂量呈反比,因此准直宽度越大,剂量越大,准直宽度越小,辐射越小,通过调节准直宽度也可以调节辐射剂量。Christner 等^[12]通过 CT 计算出最小重叠而动态调节 Z 轴准直宽度的方法来减少辐射剂量,得出头、胸部和肝、腹部和盆腔的有效剂量的降低预测值分别为 16%(0.4 mSv)、10%(0.8 和 1.4 mSv)和 6%(0.8 mSv)。

低剂量 MSCT 技术的局限

尽管降低 CT 辐射的方法很多,而且多数也得到临床证实,但各种研究的相关数据由于各种原因(如选择的 CT 设备不同)导致结果并不一致。目前,国内外还未有正式机构对研究成果汇总分析并制定相关的低剂量 MSCT 检查的规范和标准,还有待于进一步研究和探讨。

综上所述,CT 的 X 线辐射会增加癌症的发生率,当疾病诊断需行 CT 扫描时,应尽可能的在确保诊断质量的前提下,依据

检查者的具体情况,综合多种技术方法,最大限度地降低检查中的 CT 辐射剂量。此外,低剂量扫描还可以减少 CT 球管的负担,延长使用寿命,节约检查成本。随着 MSCT 软硬件技术的发展和低剂量扫描技术的进一步研究,相信很快会有低剂量 CT 扫描技术规范出现。

参考文献:

- [1] Gonzalez BA, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries[J]. *Lancet*, 2004, 363(1):345.
- [2] Kaneko M, Kusumoto M, Kobayashi T, et al. Computed tomography screening for lung carcinoma in Japan[J]. *Cancer*, 2000, 89(9):2485-2488.
- [3] 李鹏,钟清君,张丽波. 低剂量 CT 扫描在尘肺普查中应用[J]. *中国现代药物应用*, 2009, 3(4):42.
- [4] 高燕,白林,陶客言. 双源 CT 低剂量冠脉成像技术探讨[J]. *四川医学*, 2009, 12(30):1967-1969.
- [5] 当宝华. 16 层螺旋 CT 低剂量技术在儿童副鼻窦结构的应用[J]. *医药论坛杂志*, 2009, 30(1):104-105.
- [6] Halle O, Karlsson, Nyman R. Can low-dose CT replace abdominal plain film in evaluation of acute abdominal pain[J]. *Ups J Med Sci*, 2010, 115(2):113-120.
- [7] Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study[J]. *Radiology*, 2005, 237(4):905-910.
- [8] Leschka S, Stolzmann P, et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose[J]. *Intern J Med Radiol*, 2008, 31(6):236-239.
- [9] 傅强,卢涛,张琳. 头部 CT 扫描时防护围脖对减少甲状腺辐射剂量的评估[J]. *中国辐射卫生*, 2008, 17(1):13-19.
- [10] Flohr TG, Leng S, et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality[J]. *Med Phys*, 2009, 36(12):5641-5653.
- [11] Sommer WH, Schenzle JC, Becker CR, et al. Saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using a high-pitch dual spiral technique[J]. *Invest Radiol*, 2010, 45(2):64-71.
- [12] Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD, et al. Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation[J]. *AJR*, 2010, 194(1):49-55.

(收稿日期:2010-07-15)