

体型特异性剂量估计的概念和方法

张晓东, 郭小超, 王霄英

【摘要】 为了降低辐射剂量并且得到临床可接受的图像, 需要对 CT 检查的辐射剂量进行准确评估, 但检查中患者受到的辐射剂量与患者体型的大小和 CT 扫描设备的辐射输出都是相关的, 本文将对更为合理的估算患者 CT 检查时所受辐射剂量的体型特异性剂量估计(SSDE)方法及其局限性作一综述。

【关键词】 辐射量; 容积 CT 剂量指数; 体型特异性剂量估计; 个体剂量转换系数; 体层摄影术, X 线计算机

【中图分类号】 R814.42; R814.41 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)03-0312-03

CT 检查时, 设置 CT 扫描参数时应重点考虑的问题, 应是使用尽可能低的辐射剂量得到可接受的图像质量。对接受 CT 检查者的辐射剂量应使用准确、简便的定量评估方法, 才能在临床中真正得以应用。较合理的方式是利用 CT 扫描设备的辐射输出指数(如容积 CT 剂量指数)和患者体型相关转换系数来估算患者个体的 CT 剂量^[1-3]。

容积 CT 剂量指数(volume CT dose index, CTDIvol)一般可以在 CT 操作界面上直接读取。传统上分别有直径为 16 或 32cm 的美国医学物理学家协会聚甲基甲基丙烯酸酯(polymethyl methacrylate, PMMA)标准体模 CTDIvol 测量值, 它包含了 CT 设备的扫描参数信息, 利用 CTDIvol 作为归一化因子, 在很大程度上可以去除不同 CT 设备及其球管电压等扫描参数设置之间的差异^[4-5]。在 2011 年美国医学物理学家协会(AAPM)发表的 204 报告中, 综合分析了 4 个相互独立的研究小组的数据, 这些小组分别利用不同的 CT 参考模型研究证实, 利用患者体型转换系数(conversion factors)可由 CT 设备的辐射输出指数 CTDIvol 估算出患者个体 CT 剂量(size-specific dose estimate, SSDE)^[6]。这篇综述将介绍体型特异性剂量估计的概念和方法。

2002 年以来, CT 设备可以实现扫描前后显示容积 CT 剂量指数和剂量长度乘积(dose length product, DLP)^[1-2, 7-9]。CTDIvol 表示 CT 扫描时对于标准参考模型的辐射输出水平。DLP 是 CTDIvol(mGy)和扫描长度(cm)的乘积, 表示标准参考模型所接受的总辐射能量。CTDI 和 DLP 与扫描参数如管电压(tube voltage)、管电流(tube current)、球管旋转时间(gantry rotation time)和螺距(pitch)等是密切相关的, 随着不同的扫描参数而变化, 但是它们的值与患者体型大小无关, 反映的是设备输出的辐射剂量, 而非患者接受的辐射剂量。

但实际上, CT 检查中患者受到的辐射剂量与患者的体型和 CT 扫描设备的辐射输出均相关, 而 CTDIvol 仅提供了 CT 设备的辐射输出信息, 并未考虑患者个体的大小, 因此不能直接用来评估患者接收的辐射剂量^[11]。例如, 对于一个较小个体的儿童患者, 扫描时用 32cm 的 PMMA 标准体模作为参考得到一个 CTDI 值, 如果简单地将该 CTDI 值作为患者的辐射剂量, 则可能导致对患者辐射剂量低估 2~3 倍。

体型相关性剂量估计方法

1. 容积 CT 剂量指数的定义

作者单位: 100034 北京, 北京大学第一医院医学影像科

作者简介: 张晓东(1979-), 男, 山西人, 博士, 技师, 主要从事医学物理师工作。

通讯作者: 王霄英, E-mail: cjr.wangxiaoying@vip.163.com

容积 CT 剂量指数可以在大多数的 CT 设备操作界面上直接读取, 其具体的测量方法如下^[1, 11]。首先利用标准 PMMA 体模(长 15cm, 直径 16cm 或 32cm), 根据公式(1)计算 CTDI₁₀₀:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{z=-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (1)$$

其中 n 表示管球单次扫描产生的断层数, T 表示断层厚度, D(z) 表示垂直于断层平面的剂量分布。

分别获得位于体模中心和边缘位置的 CTDI₁₀₀^{center} 和 CTDI₁₀₀^{periphery} 值。

然后, 加权的 CTDI 值(CTDI_w)由公式(2)得到:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^{center} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{periphery} \quad (2)$$

由于 CT 剂量与螺距(pitch)成反比, 故可得到 CTDI_{vol}:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3)$$

2. 体型相关参数

横径(lateral dimension, LD): 被扫描体部从左边到右边的长度, 可以在标准的后前位 CT 定位图上测量得到。

前后径(AP dimension, APD): 被扫描体部从前面到后面的厚度, 即腹部表面到背部之间的厚度。在侧位 CT 定位图上可以很容易测量前后径。

前后径与横径之和: 这两个相互垂直的径线之和与有效直径线性相关。

有效直径(effective diameter, ED): 指假设被扫描患者有一个圆形的横截面, 沿着其头足方向的某一个给定位置处的直径。虽然体部的某些部位有近似的圆截面, 但大部分位置不是。因此有效直径可以被认为与患者体部横截面面积相等的圆的直径。

例如假设患者体部的横截面是椭圆形的, 半径分别为 r_1 和 r_2 , 则其与 APD 和 LD 之间的关系为:

$$r_1 = \frac{LD}{2} \quad (4)$$

$$r_2 = \frac{APD}{2} \quad (5)$$

则此椭圆形横截面的面积 A 为:

$$A = \pi r_1 r_2 \quad (6)$$

根据面积相等条件, 得到其有效直径为:

$$\text{有效直径} = 2\sqrt{\frac{A}{\pi}} \quad (7)$$

进一步, 整合方程式(4)~(7), 得到有效直径:

$$\text{有效直径} = \sqrt{\text{APD} \times \text{LD}}$$

(8)

3. 体型相关参数之间的相互关系

横径(LD)、前后径(APD)、以及它们之和(LD+APD)与有效直径之间存在按照二阶多项式变化的趋势,即:

$$y = a + bx + cx^2$$

(9)

这里 y 表示有效直径, x 表示 LD 径、APD 或 LD+APD, 具体的二阶多项式系数见表 1^[6]。

表 1 体型相关参数之间的相互关系式系数

x 参数 (cm)	a	b	c
APD	-3.74×10^{-1}	1.67×10^{-1}	-1.34×10^{-3}
LD	5.90×10^{-1}	3.27×10^{-1}	9.98×10^{-3}
LD+APD	2.03×10^{-1}	4.96×10^{-1}	0

4. 体型特异性剂量估计(SSDE)定义

表 2 32cm 直径标准体模下的体型相关转换系数

LD+APD (cm)	有效直径	转换系数	LAD (cm)	有效直径 (cm)	转换系数	APD (cm)	有效直径 (cm)	转换系数	有效直径 (cm)	转换系数
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	8.8	2.42	10	2.57
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	8.8	2.18	12	2.38
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	8.8	1.98	14	2.22
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	8.8	1.81	16	2.06
36	17.6	1.94	18	15.0	2.13	18	8.8	1.65	18	1.91
40	19.6	1.80	20	16.4	2.03	20	8.8	1.52	20	1.78
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	8.8	1.40	22	1.65
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	8.8	1.29	24	1.53
52	25.6	1.45	26	21.1	1.70	26	8.8	1.20	26	1.43
56	27.6	1.35	28	22.9	1.60	28	8.8	1.12	28	1.32
60	29.6	1.25	30	24.7	1.50	30	8.8	1.05	30	1.23
64	31.5	1.16	32	26.6	1.40	32	8.8	0.99	32	1.14
68	33.5	1.08	34	28.6	1.30	34	8.8	0.93	34	1.06
72	35.5	1.01	36	30.6	1.20	36	8.8	0.88	36	0.99
76	37.5	0.94	38	32.7	1.11	38	8.8	0.84	38	0.92
80	39.5	0.87	40	34.9	1.03	40	8.8	0.80	40	0.85
84	41.5	0.81	42	37.2	0.94	42	8.8	0.77	42	0.79
88	43.4	0.75	44	39.6	0.87	44	8.8	0.74	44	0.74

表 3 16cm 直径标准体模下的体型相关转换系数

LD+APD (cm)	有效直径	转换系数	LAD (cm)	有效直径 (cm)	转换系数	APD (cm)	有效直径 (cm)	转换系数	有效直径 (cm)	转换系数
12	5.7	1.50	6	8.2	1.36	6	5.8	1.50	6	1.49
16	7.7	1.39	9	9.7	1.29	9	10.2	1.26	9	1.32
20	9.7	1.29	12	11.3	1.21	12	14.4	1.07	12	1.18
24	11.7	1.19	15	13.1	1.13	15	18.3	0.92	15	1.05
28	13.7	1.10	18	15.0	1.05	18	22.0	0.80	18	0.93
32	15.7	1.02	21	17.2	0.96	21	25.5	0.70	21	0.83
36	17.6	0.95	24	19.5	0.88	24	28.7	0.62	24	0.74
40	19.6	0.88	27	22.0	0.80	27	31.6	0.55	27	0.66
44	21.6	0.81	30	24.7	0.72	30	34.4	0.50	30	0.59
48	23.6	0.75	33	27.6	0.65	33	36.8	0.45	33	0.52
52	25.6	0.70	36	30.6	0.57	36	39.1	0.41	36	0.47
56	27.6	0.64	39	33.8	0.51	39	41.1	0.38	39	0.41
60	29.6	0.60	42	37.2	0.44	42	42.8	0.36	42	0.37
64	31.5	0.55	45	40.8	0.39	45	44.4	0.34	45	0.33
68	33.5	0.51	48	44.6	0.33	48	45.6	0.32	48	0.29
72	35.5	0.47	51	48.5	0.29	51	46.7	0.31	51	0.26
76	37.5	0.44	54	52.7	0.24	54	47.5	0.30	54	0.23
80	39.5	0.41	57	57.0	0.21	57	48.0	0.29	57	0.21
84	41.4	0.35	60	61.4	0.17	60	48.4	0.29	60	0.18

表 4 个体剂量转化系数与有效直径的关系式系数

标准体模直径	x 参数	y 参数	a	b
32cm	有效直径	转换系数	3.70×10^{-2}	3.67×10^{-2}
16cm	有效直径	转换系数	1.87×10^{-2}	3.87×10^{-2}

在进行 CT 检查前,通过 CT 操作界面上测量得到患者体型参数,再利用方程式(9)和(12),或者参照美国医学物理学家协会 AAPM 204 报告提出的个体剂量转换系数表(表 2、3),通过方程式(10)或(11)估算出被扫描患者个体剂量 SSDE 的具体数值。

通常,如果个体的有效直径小于 CTDI 标准参考体模的尺度,则所得到的转换系数较大(大于 1);否则,则转换系数较小(小于 1)。即体型较小的患者如儿童,行 CT 检查时会受到比 CT 设备读出的 CTDI_{vol} 数值更大的辐射剂量,所以 SSDE 的估算对于儿童等个体较小的患者更为必要。

需要注意的是,本综述中总结的方法仅限于利用 CT 设备辐射输出参数 CTDI 和患者体型大小参数来估算患者接受的辐射剂量。SSDE 估算值与患者接受辐射的真实值之间,仍有一定的差距。另外,真正个体化的剂量报告,还需结合年龄、受检脏器等情况,在本方法中未涉及。

参考文献:

[1] McCollough CH. CT dose; how to measure, how to reduce[J]. Health Phys, 2008, 95(5): 508-525.

[2] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Radiation dose in CT[J]. RadioGraphics, 2002, 22(6): 1541-1594.

[3] Zhou H, Boone JM. Monte carlo evaluation of CTD(infinity) in infinitely long cylinders of water, polyethylene and PMMA with diameters from 10mm to 500mm[J]. Med Phys, 2008, 35(6): 2424-2455.

[4] Turner AC, et al. The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans; using CTDI_{vol} to account for differences between scanners[J]. Med Phys, 2010, 37(4): 1816-1841.

[5] Turner AC, et al. The feasibility of patient size-corrected, scanner-independent organ dose estimates for abdominal CT exams[J]. Med Phys, 2011, 38(2): 820-829.

[6] Boone JM, et al. Report of AAPM TG 204: size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations[M]. USA: AAPM, 2011: 1-22.

[7] 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): 488-583.

[8] Dixon RL. A new look at CT dose measurement; beyond CTDI[J]. Med Phys, 2003, 30(6): 1272-1352.

[9] Boone JM. The trouble with CTD₁₀₀[J]. Med Phys, 2007, 34(4): 1364-1435.

[10] McCollough CH, et al. CT dose index and patient dose; they are not the same thing[J]. Radiology, 2011, 259(2): 311-317.

[11] Bauhs JA, et al. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices[J]. Radiographics, 2008, 28(1): 245-298.

(收稿日期: 2013-01-23 修回日期: 2013-02-11)

本刊网站及远程稿件处理系统投入使用

本刊网站与远程稿件处理系统已开发测试完毕,已于 2008 年 3 月 1 号正式开通投入使用。

作者进行网上投稿及查稿具体步骤如下:请登录同济医院医学期刊网站(<http://www.fsxsj.net>)点击“放射学实践”进入本刊网站首页 → 点击“作者投稿”→ 按提示注册(请务必按系统提示正确填写个人信息,同时记住用户名和密码,以便查询稿件处理进度) → 用新注册的用户名和密码登录 → 点击“作者投稿”进入稿件管理页面 → 点击“我要投稿” → 浏览文件 → 上传文件(浏览文件后请点击后面的“上传”按钮,只有系统提示“稿件上传成功”方可进行下一步录入操作,文章须以 WORD 格式上传,图表粘贴在文章中) → 录入稿件标题、关键词等 → 最后点击“确定”即可完成投稿。投稿后请速寄审稿费(50 元/篇)以使稿件迅速进入审稿处理。

作者自投稿之日起可不定期登录本刊网站查看稿件处理进度,不必打电话或发邮件查询,具体步骤如下:用注册过的用户名和密码登录 → 点击“作者查稿”进入稿件管理页面 → 点击左侧导航栏“我的稿件库” → “稿件状态”显示稿件处理进度 → 点击“查看” → 选择“当前信息”或“全部信息”查看稿件处理过程中的具体信息。稿件退修和催审稿费(版面费)的信息作者亦可在注册时填写的邮箱中看到,作者在邮箱看到相关信息后须进入本系统进行相应处理。

作者如从邮箱和邮局投稿(或网上投稿成功后又从邮箱或邮局再次投稿),本刊须花费大量精力将稿件录入系统中,部分稿件重复多次处理,这给我们的稿件统计及处理工作带来巨大困难。本刊作者需登录本刊网站投稿,如果通过邮箱或邮局投稿,本刊会通知您通过网上投稿。

由于准备时间仓促及经验不足,网站及远程稿件处理系统必然会存在一些缺点和不足之处,希望各位影像同仁不吝赐教,多提宝贵意见,予以指正。

如果您在投稿中遇到什么问题,或者对本系统及网站有好的意见和建议,请及时联系我们。

联系人:石鹤 明桥 联系电话:027-83662887 027-83662875