

□ 继续教育

Radiological protection in computed tomography CT 中的放射防护

尉可道¹, 蒋学祥²

(1. 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所, 北京 100088; 2. 北京大学第一医院医学影像科, 北京 100034)

[Key words] Justification; Optimization; Radiological protection; Diagnostic reference level

[关键词] 正当性; 最优化; 放射防护; 诊断参考水平

[中图分类号] R814.42; R818.74 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2009)11-2135-05

在放射诊断学中, CT 检查对患者是一项高剂量 X 线诊断程序。在世界范围内, 1991—1996 年统计 CT 检查年频率占整个放射诊断年检查频率的 5% 左右^[1], 但 CT 检查所贡献的患者年集体有效剂量占整个放射学检查年集体有效剂量的 34% 左右; 而 1997—2007 年统计以上数值分别增长为 8% 和 42%^[2]。单次胸部 CT 检查对患者所致有效剂量为 8 mSv^[3], 为一次普通胸部 X 射线摄影检查有效剂量 0.02 mSv 的 400 倍。因此, 世界各国日益重视降低 CT 检查所致患者剂量, 特别是儿童和年轻妇女患者剂量。本文就 CT 检查中降低患者剂量的几个辐射防护相关问题加以讨论。

1 CT 扫描程序的正当性

需要指出的是, 国际放射防护委员会(ICRP)对辐射防护的三项基本原则是实践正当性、防护最优化和个人剂量限值。在医疗照射方面, 关于患者个人剂量的限值无相关规定, 这是与职业照射和公众照射的最大差别。对 CT 扫描关注的重点是检查程序的正当性和辐射防护最优化的判断与分析。

ICRP 最新建议书对医疗照射的正当性提出更加详细而严格的判断标准, 明确指出要在三个层次上进行判断^[4]:

第一层次是对接受辐射的医学应用, 判断对患者带来的利应大于弊。CT 扫描技术在医学应用已近 40 年历史, 大量实践证明, 这项技术给患者带来巨大利益, 已成为临床影像检查中一项不可缺少的基本诊断工具, 因此, CT 实践的利远远大于弊是正当的。

第二层次是对一个确定的放射学程序的正当性判断。CT 扫描的每一个程序是否正当, 需要根据对患者的利与弊作出判断。临床实践证明, 绝大部分的 CT 检查程序是正当的, 但也有些 CT 检查程序带有不正当的性质, 例如对健康人群每年(甚至于半年)进行一次 CT 体检, 甚至采用全身 CT 检查; 临床医师不遵循适应证原则, 使患者接受不必要的 CT 检查, 这些都属于不正当。在这个层面上, 一些国际组织、国家卫生主管部门以及学术团体将起到重要作用。通过国家法

规、标准和规范文件限制那些不正当的 CT 检查程序是必要的。而一些学术团体在国家卫生主管当局指导下, 制定 CT 扫描临床适应证手册或指南, 承担对临床医师和放射工作者进行 CT 扫描中辐射防护安全教育培训, 有助于在这个层次上的正当性判断。

第三个层次是对个体患者医疗程序的正当性判断, 指对每一名患者应核实所需信息是否存在, 拟定的检查对于提供所需临床信息是否是最合适的方法。对于 CT 扫描这种大剂量检查程序, 个体患者的正当性判断尤为重要, 对包括拟定程序和备选程序的细节、患者个人的特性、患者可能接受剂量估计、以往或拟定检查或处置的信息的有效性如何等, 都应做出判断。例如对患者刚刚从甲医院做完一项 CT 检查, 到乙医院又要重复进行一次相同部位检查, 或对儿童使用与成年人相同的曝光参数进行 CT 检查, 都是在第三层面上的一种不正当性。对于儿童、孕妇以及年轻妇女的胸部 CT 扫描要特别慎重而细致地进行正当性判断, 且临床医师和放射工作者承担着特别重要的责任。

2 CT 扫描中防护最优化

通过上述三个层次的正当性判断, 证明对单个程序和个体患者进行 CT 检查是正当的, 那么如何对患者防护实施最优化, 便成为临床医师和放射工作人员的一项重要职责。除 CT 设备的性能设计的最优化由工厂负责外, 其他防护最优化措施均需由医务工作者承担, 包括: CT 设备的质量保证与质量控制计划实施, 每项检查程序的操作参数优化选择, 以及执行国家规定的诊断参考水平等。我国 GB18871-2002 国家标准中已对放射诊断中防护最优化有详尽要求^[5], 在此仅就诊断参考水平(又称医疗照射指导水平)加以讨论。

表 1 我国规定典型成年受检者
CT 检查的医疗照射指导水平^[5]

检查部位	多层扫描平均剂量(MSAD, mGy)
头	50
腰椎	35
腹部	25

注: 此表列值是由水当量模体中旋转轴上的测量值推导的; 模体长 15 cm、直径 16 cm(对头)和 30 cm(对腰椎和腹部)

[作者简介] 尉可道(1935—), 男, 山东禹城人, 本科, 研究员。研究方向: 医用辐射的防护、剂量、质量控制。E-mail: weikedao@126.com

[收稿日期] 2009-06-16 [修回日期] 2009-09-16

表 2 欧共体规定成年患者 CT 检查的诊断参考水平^[6]

检查	诊断参考水平	
	每层或每旋转一周的	每次检查的 DLP
	CTDI _w (mGy)	(mGy · cm)
常规头部	60	1050
面部与鼻窦	35	360
脊柱外伤	70	460
常规胸部	30	650
肺部高分辨力 CT	35	280
常规腹部	35	780
肝和脾	35	900
常规骨盆	35	570
骨性骨盆	25	520

表 3 英国规定儿科患者 CT 检查的诊断参考水平^[7]

检查	患者年龄 (岁)	每层或每旋转 一周的 CTDI _w (mGy)	每次检查的 DLP (mGy · cm)
脑部	< 1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
胸部(普通)	< 1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
胸部(高分辨力 CT)	< 1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
上腹部	< 1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
下腹部和骨盆	< 1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

从表 1~3 可以看出我国提出的医疗照射指导水平,存在以下三个不足:

(1) 我国的数据引自国际原子能机构 (IAEA) (安全丛书 115 号报告,1996 年版),这些数值为西方国家标准成年人测得的,而中国标准成年人体重较轻,实际值比这些值可能会低些;

(2) 我国数据仅给出头、腰椎和腹部三个身体部位的指导水平,对最常见胸部检查和其他一部位都未引入,也缺乏不同年龄段儿童数据;

(3) 我国数据采用多层扫描平均剂量 (MSAD),这与最常

使用 CT 剂量学量如 CTDI_w、DLP 等不相符合,MSAD 不如 CTDI 易于测量,方便应用,并能通过一些剂量转化系数计算出有效剂量。近年来新生产的多层 CT 机能提供患者的剂量信息,如加权 CT 剂量指数 (CTDI_w)、容积加权 CT 剂量指数 (CTDI_{vol}) 和剂量长度乘积 (DLP),许多国家以之作为诊断参考水平的量值。

在可能条件下,建议临床工作者注意收集上述数值,按患者年龄、体质指数 (BMI) 对不同 CT 扫描程序进行统计分析,分别得出平均值、中间值和四分之三的值 (即 75 % 值)。在汇总大量患者信息数据基础上,能够提出国家水平、地方水平、甚至医院水平上的一些有用数据,为今后修订我国不同 CT 检查部位的诊断参考水平提供有价值的科学依据。

诊断参考水平 (diagnostic reference level, DRL) 指在电离辐射医学影像中,在正常情况下用于指明某个特定影像程序对患者产生剂量或注射活度对该程序是否不正当的高或低。如果有问题,则进行复查,判断防护是否最优化,或是否需要采取纠正措施。DRL 适用于放射诊断学和诊断核医学。在 GB18871-2002 中,用医疗照射指导水平 (guidance level for medical exposure, GLME) 来表述,实质上二者为同义语。在 ICRP 报告中用前者^[8],并作了如下表述:

一般而言,区域、国家和地方管理部门都应制定相应 DRL。DRL 的数值应是建议性的,管理部门提出应用 DRL 概念的要求,而在选择和应用过程中,DRL 的概念可以有一定灵活性。

目前 ICRP 不给出 DRL 的量、数值或应用细节方面的建议。这是各区域、国家和地方管理部门的任务,各部门要制定满足本地区需要的规定。ICRP 认为任何与 DRL 相一致的合理可行方案,都将在医学成像过程中有益于改进对患者的剂量控制。

引入 DRL 这一概念的目的是防止患者接受医学成像任务所不必要的辐射剂量。这是通过把 DRL 数值 (从有关区域、国家或当地数据推导) 与适宜患者参考群组或适宜参考模体的实际观测值进行比较来完成的。

通常把患者参考群组的体质参数 (身高、体重) 规定在一定范围,例如,西方国家对成年患者参考群组规定体重为 (70 ± 5) kg。如果把未经选择的患者样本作为参考群组,则很难对样本观察值与诊断参考水平进行高或低比较。因此,DRL 不适用于患者个体。

DRL 的应用可包括以下三种情况:

(1) 通过降低未经正当性分析的高、低值的出现频率,在区域级、国家级或当地水平上,对一般医学成像观测结果的分布得到改善;

(2) 对较为特殊的医学成像任务,鼓励获得较窄范围的值,使之代表良好的医疗实践;

(3) 对特殊的医学成像方案,鼓励获得最佳范围值。

当实际观测值明显超出选定的上、下限时,要进行适当的评审并采取纠正行动。一般来讲,纠正后有助于患者避免接受不必要的吸收剂量,减少与辐射健康效应相关的危险。

3 CT 扫描中辐射剂量

研究 CT 扫描中的辐射防护问题,归根结底,是研究在保证得到正确诊断信息条件下尽可能降低患者剂量的问题。在放射诊断学中,CT 扫描剂量学所使用的参数复杂而繁多,容易相互混淆,有 10 多种不同的表述^[9-12]。近年很多临床工作者企图使用有效剂量(effective dose, E)评价 CT 扫描中的患者剂量,但许多医师并不十分清楚这个量的概念、应用范围和它的局限性。

ICRP 引用 E 概念,主要和基本监管目的在于对职业人员和广大公众在放射防护中的剂量进行评价,以验证是否符合剂量限值^[4]。在实际放射防护应用中,E 用于职业人员和公众中随机效应的危险管理,被定义为人体所有组织和器官当量剂量进行加权求和,其表达式为: $E = \sum W_T H_T$,式中 H_T 是某一个组织或器官 T 的当量剂量, W_T 是某一个组织的权重因子,在新的 ICRP 建议书中给出了共 28 个不同器官的组织权重因子,所有的组织权重因子和为 1。E 的单位用希沃特(Sv)表示。来自非均匀照射的 E 数值被认为相当于来自全身均匀照射的 E 的数值。

在医学诊断 X 射线照射中,判断患者随机性效应(辐射致癌和遗传效应)很复杂、也很困难,不能用 E 来评价患者的辐射危险,其原因如下:任何一种 X 线检查都是身体的局部受到照射,属于不均匀照射类型。E 是从标准成年参考人群体全身照射中导出一种防护量,而医学检查中患者的年龄、性别、健康状况与成年参考人群体中有很大差别。E 不是针对个体的,它适用于群体,用于评价受照和以监管角度控制随机效应,而不是用于评价辐射流行病学危险研究的一个参数。用于评价患者个人照射的危险概率大小的参数是患者受照器官接受的吸收剂量,医疗技术人员必须要清楚理解这一点。

E 在医疗照射中仍然被国际组织、学术团体以及许多研究人员在广泛应用,其价值何在?一般讲 E 用在对不同的诊断程序和不同的介入放射学程序对患者所致的剂量进行比较;对不同国家、地区、不同医院中的相同检查或不同检查程序的剂量比较;以及对来自不同类型照射(放疗、核医学、放射诊断和天然本底辐射)的剂量的比较等,是一个很有价值的参数。

E 通常是一个不能直接测量的量,可以由其他一些测量的量换算得到。通常对 CT 中的 E 有三种换算方法^[12]:粗略估计方法,由一个总的转换因子为 $0.15 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1}$ 乘以测量的 CTDI_{air} 值得到。查图表法给出一个适当的转换因子乘以测量出 CTDI_{air} 得到,不同的扫描部位有不同转换因子值。由测量得到的剂量长度乘积(DLP)乘以不同扫描部位的转换因子得到。表 4 给出成年和儿童的 CT 扫描时由 DLP 转换成有效剂量时使用的转换因子。在此要说明一点,当使用头部(直径为 16 cm)和体部(直径为 32 cm)两种剂量模体测量 CTDI_w 结果计算 DLP 时,对成年头部和颈部检查和所有儿童检查的转换因子都使用头模测量 DLP 结果,而其他部位的转换因子都使用体模测量 DLP 结果。

表 4 不同身体部位不同年龄患者(标准体重)单位剂量长度乘积(DLP)归一化的有效剂量的转换因子^[13]

身体部位	转换因子($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$)				
	<1 岁	1 岁	5 岁	10 岁	成年
头、颈部	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
头部	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
颈部	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
胸部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹部和骨盆	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
躯干	0.044	0.028	0.019	0.014	0.014

4 低剂量 CT

秦维昌等^[14]已将低剂量 CT(low dose CT, LDCT)成像做了很好的评论。本节强调两点:什么叫 LDCT? 它能降低多少剂量,降低后剂量有多少?

所谓低剂量 CT 成像是指在临床上专门设置一种扫描方案而进行的 CT 成像检查,这种方案比之用标准剂量 CT(standard dose CT, SDCT)成像扫描方案患者接受的剂量要低得多,且这种 LDCT 检查仍然能提供适当的影像质量,满足临床诊断的要求。

LDCT 策略是对患者辐射防护最优化一种措施,是具体贯彻使患者接受剂量保持在可合理达到的尽可能低的水平。然而,必须认识到,为实现 LDCT 成像,需要采用各种不同的方法,如根据患者尺寸来调节管电流(自动曝光控制或管电流调制技术)或者手动调节管电流或管电压,用高的螺距因子或采用二维和三维非线性噪声降低滤波等。对不同患者和不同类型 CT 扫描机所采用 LDCT 扫描方案所降低剂量幅度有相当大的变化范围,实际上最终患者所接受到的 E 值仍然比之普通 X 线检查程序的 E 值要高。表 5 给出普通 X 线摄影检查程序的 E 典型值,表 6 给出一些 SDCT 和 LDCT 检查的剂量比较。

表 5 普通 X 线摄影检查患者不同部位时 E 典型值^[13]

诊断程序	有效剂量(mSv)
四肢和关节	<0.01
胸部(单张 PA 片)	0.02
头颅	0.07
胸椎	0.7
腰椎	1.3
腹部	1.0
骨盆	0.7
臀部	0.3

由表 5 和表 6 相互比较可以看出,普通 X 线摄影检查 E 值多在 1 mSv 以下,而低剂量 CT 检查 E 值多数在 1~3 mSv 范围,该剂量范围相当于泌尿静脉造影和消化道系统钡吞咽、钡餐造影检查,仍然属于放射诊断学检查程序中偏高剂量的一类。因此,不要对低剂量 CT 检查误解为比之普通 X 线摄影检查的剂量还要低,正确认识这一点,有助于临床医师和放射性工作者严格判断选用低剂量 CT 程序的正当性。

表 6 一些标准剂量 CT(SDCT) 和低剂量 CT(LDCT) 检查患者的剂量比较^[12-13]

作者及 发表年份	检查部位	类型	剂量值		
			CTDI _w (mGy)	DLP (mGy·cm)	有效剂量 (mSv)
Diederich (1996)	胸部 (成年)	SDCT	20	500	8
		LDCT	4	100	1.6
		LDCT	4	50	0.8
Rusinek (1998)	胸部 (成年)	SDCT	11	270	4
		LDCT	1.1	27	0.4
		LDCT	1.1	27	0.4
Mayo (1995)	胸部 (成年)	SDCT	22	540	8
		LDCT	8	190	2.8
		LDCT	1.1	27	0.4
Rogalla (1997)	胸部 (儿童)	SDCT	26	370	7
		LDCT	11	160	3.1
		LDCT	11	160	3.1
Ambrosino (1994)	胸部 (儿童)	SD-HRCT	50	700	13
		LD-HRCT	10	140	2.6
		LD-HRCT	5	70	1.3
Kamel (1994)	骨盆 (儿童)	SDCT	29	465	8
		LDCT	10	155	2.7
		LDCT	10	155	2.7
Sigal-Linqualbre (2004)	胸部 (成年)	SDCT	-	-	3.6(男), 4.3(女)
		LDCT	-	-	2.0(男), 2.5(女)
		LDCT	-	-	1.5(男), 1.9(女)
Shemesh (2005)	心冠脉钙定量 (成年)	SDCT	12(CTDI _{vol})	-	-
		LDCT	4(CTDI _{vol})	-	-
		LDCT	4(CTDI _{vol})	-	-
Abada (2006)	心冠脉造影 (成年)	LDCT	-	-	2
		LDCT	-	-	2
		LDCT	-	-	2
Jakobs (2002)	心冠脉钙定量 (成年)	SDCT	-	-	1.9(男), 2.5(女)
		LDCT	-	-	1.0(男), 1.4(女)
		LDCT	-	-	1.0(男), 1.4(女)
王妍焱 ^[15] (2008)	心冠脉成像 (成年)	SDCT(回顾性)	-	-	17.29
		LDCT(前瞻性)	-	-	3.37
		LDCT(前瞻性)	-	-	3.37
秦维维 ^[16] (2008)	心冠脉成像 (成年)	SDCT(回顾性)	85.94	-	-
		LDCT(前瞻性)	58.32	-	-
		LDCT(前瞻性)	58.32	-	-
冯琦 ^[17] (2008)	结肠病变 (成年)	SDCT	26.95	-	-
		LDCT(A组)	17.51	-	-
		LDCT(B组)	12.90	-	-
		LDCT(C组)	5.94	-	-

对外伤低剂量 CT 应用国内外学者给予重视,但应用时应更加慎重: 必须严格控制外伤 CT 检查适应证,过分地应用低剂量 CT 技术往往会导致患者接受不必要的辐射照射。

严格控制扫描区域,大范围连续扫描或分段扫描可引起有效剂量达到 30 mSv 以上。已有作者报道,在国外医院急诊室中,使用外伤 CT 检查患者通常接受平均 E 值都在 10 mSv 以上。

5 CT 扫描中的辐射危险度

在受照人群中,可观察到两种基本类型的生物学效应: 受大剂量照射时,大量杀死细胞导致确定性效应,新的 ICRP 报告中又称为有害的组织反应; 受低剂量照射时,细胞引起突变导致癌症和遗传效应。这二种效应发生频率和强弱取决

敏感组织器官的吸收剂量。吸收剂量单位为戈瑞(Gy)或毫戈瑞(mGy),定义为单位质量(kg)吸收能量(J),即 1 Gy = 1 J/kg。如上所述,评估辐射致癌危险通常使用 ED,尽管它有一定的局限性。有许多作者进行过 CT 扫描的辐射危险度研究,结果差别很大。ICRP 对辐射致癌和遗传效应危险度评估应该最有权权威性,下面给出一些结论性评论^[8]:

从受照人群的流行病学资料分析已经推导出辐射致癌的近似危险度。在接受全身照射 1000 mSv 的剂量(远远高于医学影像诊断程序的剂量)后,平均每人致死癌症的终生值大约要增加 5%。在成年人受照剂量低于 50 mSv 的人群,并没有观察到癌症有统计学显著性的增加。很明显,胎儿、儿童和青少年的危险度要超过此平均水平(2 或 3 倍)。对年龄在 60 岁以上的老年人,大约要降低到该平均水平的五分之一(有限的预期寿命,因而发展成癌症的时间就短,这是一种照后的缓发效应)。CT 腹部或骨盆扫描产生的有效剂量大约为 10 mSv。如果在大的人群中每个人都接受一次这样的扫描,那么辐射引起致死性癌症的危险度大约为此值的两千万分之一(0.05%)。在工业国家中,正常自发致死癌症危险度约为此值的四分之一。

个人危险度可能与理论计算的平均值有所不同。对许多患者,来自绝大多数医学诊断程序的累积辐射剂量都很小。但是,有些特殊程序或一些个体患者累积剂量会较高,能达到 50 mSv 有效剂量或更高,这时要认真

考虑癌症危险度问题。作为辐射后果之一的遗传效应还没有在人类中观察到。在对原子弹爆炸幸存者的第二代和第三代研究中没有发现遗传效应。这有助于对 CT 扫描中对胎儿照射危险评价参考。必须考虑到如下事实:重复 CT 检查会产生 100 mSv 量级的有效剂量,这是一个有直接流行病学证据表明可以引起癌症的剂量。

6 应对措施

首先,所有医务工作者应清醒地认识到 CT 检查是一种高剂量的诊断程序,对患者存在一定辐射危险。必须对每一个患者进行正当性判断,这可能会减少 10%~20% 的 CT 检查数量,从而遏制对 CT 的过度应用。

其次,医学学术团体有责任对相关医技人员进行 CT 防

护最优化的培训,使之了解如何在满足医学诊断前提下使患者剂量达到尽可能低的水平,认识到在相同的 CT 扫描程序下,选择优化扫描程序可使患者剂量降低 2~10 倍甚至 20 倍之多。

第三,必须充分使用 CT 机优化设计的各种参数,合理使用自动曝光控制和管电流调制技术,学会利用和评价新一代 CT 机提供出患者剂量信息,如 CTDI_w、CTDI_{vol} 和 DLP,定期将这些数据进行汇总和分析,与 DRL 或 GLME 进行比较,对于过高或过低的结果要寻找原因和采取校正行动,保证在常规条件下 CT 检查处于防护最优化范围。

第四,在 CT 扫描中影响患者剂量的因素很多,必须针对每一名患者个体特征精心研究和分析,在保持影像质量条件下,变化哪些曝光参数能达到明显降低患者剂量效果。

第五,医学影像相关学术团体应积极倡导“辐射安全文化”概念,提高医务工作者对辐射防护与安全的职业意识与责任感,切实遵守国家法规、标准、规范中相关条文规定,在发挥 CT 检查优势的同时,最大限度地降低患者剂量。

[参考文献]

- [1] UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation: UNSCEAR 2000 report volume . New York: UN, 2000, Annex D: Medical radiation exposure.
- [2] UNSCEAR. Medical radiation exposure. 2008.
- [3] ICRP. Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP, 2000, 30(4): 7-45.
国际放射防护委员会. 岳保荣, 韩艳清, 译. 尉可道, 校. 计算机体层摄影中患者剂量控制: 国际放射防护委员会第 87 号出版物. 北京: 人民卫生出版社, 2005.
- [4] ICRP. The 2007 recommendation of international commission on radiological protection. ICRP publication 103. Ann ICRP, 2007, 37(2-4): 1-332.
- [5] AQSIQ. GB 18871-2002. Basic standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation sources. Beijing: Standards Press of China, 2002.
国家质量监督检验检疫总局. GB 18871-2002. 电离辐射防护与辐射源安全基本标准. 北京: 中国标准出版社, 2002.
- [6] CEC. European guidelines quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262. Brussels, Belgium: European Commission, 1999.
- [7] Shrimpton PC, Wall BF. Reference dose for pediatric computed tomography. Radiat Prot Dosim, 2000, 90: 249-252.
- [8] ICRP. Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Ann ICRP, 2001: 31(4): 5-31.
国际放射防护委员会. 刘长安, 高磊, 译. 王作元, 校. 辐射与你的患者: 执业医师指南 (含医学成像诊断参考水平: 回顾与附加建议) 国际放射防护委员会支持导则 2. 北京: 北京大学医学出版社, 2006.
- [9] Wei KD. Computed tomography dose measurements and its expression. Chin J Radiol Med Prot, 1997, 17(5): 347-351.
尉可道. CT 剂量的测量及其表述. 中华放射医学与防护杂志, 1997, 17(5): 347-351.
- [10] Wei KD. Review of CT dose expression. Chin J Radiol Med Prot, 2004, 24(2): 178-180.
尉可道. 再论 CT 剂量的表述. 中华放射医学与防护杂志, 2004, 24(2): 178-180.
- [11] Wei KD. New development of radiation dosimetry of CT: question expression of CTDI₁₀₀. Inter Med Dev, 2008, 14(11): 9-12.
尉可道. CT 剂量的测量方法的新进展: 对 CTDI₁₀₀ 表述的质疑. 世界医疗器械, 2008, 14(11): 9-12.
- [12] Nagel HD. Radiation exposure in computed tomography: fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology. 4th ed. Hamburg: CTB Publications, 2002.
- [13] ICRP. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Ann ICRP, 2007, 37(1): 1-79.
- [14] Qin WC, Lin CY, Qi HT. To emphasize the research on imaging methodology using low dose X-ray. Chin J Radiol, 2008, 42(10): 1013-1014.
秦维昌, 刘传亚, 齐恒涛. 重视医用 X 线检查低剂量成像方法学的研究. 中华放射学杂志, 2008, 42(10): 1013-1014.
- [15] Wang YY, Wu GG, Zhou C, et al. Dose reduction using prospective electrocardiograph-triggered axial coronary scan on the 64-slice spiral CT. Chin J Radiol, 2008, 42(10): 1018-1021.
王妍焱, 吴国庚, 周诚, 等. 64 层螺旋 CT 前门控冠状动脉横断面扫描低剂量技术的初步研究. 中华放射学杂志, 2008, 42(10): 1018-1021.
- [16] Qi WW, Du XK, Guo Y. A method to optimize the selection of tube current for consistent image noise and dose control in 64-slice helical CT cardiac imaging. Chin J Radiol, 2008, 42(10): 1026-1030.
綦维维, 杜湘珂, 郭英. 64 层螺旋 CT 心脏成像获得一致噪声及控制辐射剂量的个体化管电流选择方法. 中华放射学杂志, 2008, 42(10): 1026-1030.
- [17] Feng Q, Gong HX, Zhuang ZG, et al. The impact of auto-mA low dose colonic CT scanning on image quality and lesion visualization. Chin J Radiol, 2008, 42(10): 1022-1025.
冯琦, 龚红霞, 庄治国, 等. 自动毫安低剂量 CT 扫描对结肠病变的显示及其对图像质量的影响. 中华放射学杂志, 2008, 42(10): 1022-1025.