

## 受检者体表剂量的测量

欧向明, 赵士庵

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2004)02-0142-02

【摘要】目的 结合我国已经颁布执行的医用诊断 X 射线受检者体表剂量相关法规与标准, 着重介绍使用 RD98 智能型诊断 X 射线剂量仪测量受检者体表剂量的方法。方法 分析医用诊断 X 射线受检者体表剂量的目前现状。结果 推荐使用医用诊断 X 射线剂量指导水平。结论 采用诊断 X 射线剂量仪定期监测 X 射线机输出量, 降低受检者电离辐射剂量。

【关键词】诊断 X 射线机; 受检者; 法规标准

为了提高医用 X 射线诊断质量, 保障受检者的健康安全, 我国卫生行政部门制定了一系列的法规及管理规定<sup>[1]</sup>, 颁布了相应的国家标准<sup>[2]</sup>。以加强对医用诊断 X 射线机影像质量保证及其性能检测工作。笔者介绍受检者体表剂量的测量。

## 1 目前现状

我国从事 X 射线诊断的各级医疗机构约 4.2 万家, 现有医用 X 射线诊断设备约 6.6 万台, 1998 年 X 射线诊断检查总人数约 2.45 亿人次<sup>[3]</sup>, 近年来, 应用频率呈明显的增长趋势<sup>[4]</sup>。因此准确的检测出诊断 X 射线机的输出剂量等项性能指标, 对于减少受检者剂量(ESD)<sup>[5]</sup>, 搞好放射卫生防护非常重要。表 1 列出了用热释光剂量计(TLD)的方法<sup>[6]</sup>, 调查的全国 7 种常用 X 射线诊断所致受检者 ESD 水平。

表 1 7 种常用 X 射线诊断所致受检者 ESD 水平(mGy/次)

检查类型	监测例数	受检者剂量
门诊透视	1 245	$3.04 \pm 2.41$
群检透视	949	$2.49 \pm 1.38$
胸片正位	1 112	$0.36 \pm 0.14$
胸片侧位	773	$1.53 \pm 1.18$
腰椎正位	756	$5.78 \pm 1.82$
腰椎侧位	618	$12.51 \pm 4.16$
腰骶关节	284	$5.40 \pm 3.10$

## 2 相关的法规标准

1993 年 10 月 13 日, 卫生部发布了第 34 号令, 颁布执行

作者单位: 中国 CDC 辐射防护与核安全医学所, 北京 100088  
作者简介: 欧向明(1964~), 男, 主管技师, 研究方向: 辐射防护

用此系数对各相关能量进行符合相加修正, 修正后的数据用于系统的效率刻度, 与修正之前相比, 则效率刻度曲线表现出较好的光滑性, 表明修正确实对提高数据准确性起了作用, 见图 1。

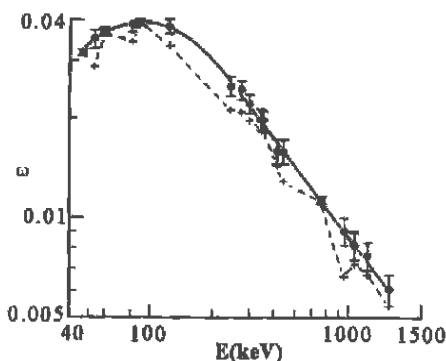


图 1 修正前后效率刻度曲线的对比

(虚线、实线分别为数据修正前、后所得效率曲线)

《医用 X 射线诊断放射卫生防护及影像质量保证管理规定》。其中第三章、第二十四条指出: 县级以上人民政府卫生行政部门对使用中的 X 射线诊断设备, 应每年进行一次状态检验。设备进行重大维修或更换零部件后, 必须进行验收检测, 达到规定的指标方可继续使用。X 射线诊断科(室)应对成像设备及器材定期地进行稳定性检测。附件中明确了透视用 X 射线机和一般摄影机状态检测的项目, 主要包括: 受检者入射空气比释动能率、固有过滤及附加过滤(X 射线束的半价层)、限束装置等。由此可见, 测量医用诊断 X 射线机输出剂量值及其稳定性、输出剂量的线性和曝光时间的准确性等项指标, 就是为了准确地评价和有效地降低受检者体表剂量。相关的国家标准还分别规定了 X 射线透视和 X 射线摄影的剂量指导水平<sup>[8]</sup>, 曝光时间的测试方法及误差确定<sup>[9,10]</sup>。

表 2、表 3 摘自国家标准 GB18871-2002《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》附录 G: 放射诊断和核医学诊断的医疗照射指导水平。表 3 中 AP 表示前后位投照, LSJ 为腰骶关节投照, PA 为后前位投照。入射受检者剂量系空气中的吸收剂量值(包括反散射)。这些值是对通常片屏组合情况(相对速度 200), 如对高速片屏组合(相对速度 400~600), 则表中数值应减少 1/2 至 1/3。

表 2 典型成年受检者 X 射线透视的剂量率指导水平

X 射线机类型	入射体表剂量率(mGy/min)
普通医用诊断 X 射线机	50
有影像增强器的 X 射线机	25
有影像增强器并有自动控制系统	100
的有影像增强器(介入放射学使用)	

## 4 结论

该方法是基于实验基础上的一种较为实用的经验方法。得出正确的能量  $E(\text{keV}) - C_G(E_\gamma)$  拟合公式至关重要, 在其后的应用中, 通过该式即可求得不同能量对应的  $C_G(E_\gamma)$  值, 从而进一步得到修正值。

在拟合时, 需要足够合适的放射源以便使拟合更加精确。在我实验室中, 由于缺少合适的低能源, 则 59.537 keV 以下的能量段无拟合函数, 一定程度上影响了拟合精度和最后结果。

## 参考文献:

- [1] 王汝鹏, 卓韵裳. 核辐射测量与防护[M]. 北京: 原子能出版社, 1990, 187, 189.
- [2] BEGO NA QUINTANA, FRANCISCO FERNANDEZ. An Empirical Method to Determine Coincidence-Summing Corrections in Gamma Spectrometry[J]. Applied Radiation and Isotopes, 1995 VOL. 46(9): 961-964.

(收稿日期: 2003-08-20)

表 3 典型成年受检者 X 射线摄影的剂量指导水平

检查部位	投照方位	每次摄影入射体表剂量(mGy)
腰椎	AP	10
	LAT	30
	LSJ	40
腹部、胆囊造影 静脉尿路造影	AP	10
骨盆	AP	10
髌关节	AP	10
胸	PA	0.4
	LAT	1.5
胸椎	AP	7
	LAT	20
牙齿	牙根尖周	7
	AP	5
头颅	PA	5
	LAT	3

相关的法规,还分别对医用 X 射线诊断设备的监督管理做出了明确的规定。如《医用 X 射线诊断放射卫生防护及影像质量保证管理规定》的第二章第五条规定:凡从事医用 X 射线诊断工作的单位必须事先向所在地县级以上人民政府卫生行政部门办理申请手续,经检验合格,领取《射线装置工作许可证》后,方可从事许可范围内的工作。第六章第二十九条指出:凡未按要求对 X 射线诊断设备进行防护性能监测及运行质量控制,或 X 射线诊断设备不符合标准,又不进行校准和维修的单位,县级以上人民政府卫生行政部门可酌情给予警告、限期改进及吊销许可证等行政处罚。第三十条还进一步指出:经检验发现 X 射线诊断设备存在严重问题时,县级以上卫生行政部门可令其限期改造、停止使用,对危及人员健康的,可按国家有关规定处以罚款。这就要求使用性能较好的剂量仪,来定期检测诊断 X 射线的输出剂量值及其稳定性、输出剂量的线性、曝光时间的准确性等项性能指标<sup>[7]</sup>,从而准确地估算出受检者体表剂量。

3 检测仪器

长期以来,基层卫生监督监测单位缺乏相应的检测仪器,影响了此项工作的正常进行。主要原因是国内的生产厂家,基本上没有适合测量医用诊断 X 射线机输出剂量和曝光时间<sup>[7]</sup>的产品,平板电离室、剂量笔等检测设备,普遍存在着 RC 常数大、响应慢,受潮湿环境的影响漏电等缺点。采用热释光剂量计(TLD)检测,存在着退火、刻度、测量的处理程序复杂,无法在现场得到结果等问题。国外公司生产的照射量面积积分仪(EAPM)、半导体材料作为探测器的诊断剂量仪,价格昂贵,一般的监测单位没有条件配备。个别的监测单位,甚至使用 FJ347A 型防护仪、FD71A 型 γ 辐射仪<sup>[11]</sup>,来测量医用诊断 X 射线机的输出剂量,这样做不但得到错误的测量结果,有时还会引发纠纷和争议。

由卫生部放射卫生防护监督监测所承担并完成了卫生部基金研究课题—RD98 智能型诊断 X 射线剂量仪的研制<sup>[12]</sup>。RD—98 诊断 X 射线剂量仪是为医用诊断 X 射线机开展质量控制专门设计的剂量仪。它既可单独使用,也可与其他质控检测工具共同使用,检测诊断 X 射线机的输出量,输出量稳定性,曝光时间,曝光时间重复性,mAs 线性,半值层,以及模体前后的空气比释动能等。该仪器采用半导体探测器,与国外同类型剂量仪比对,除可测量剂量、剂量率外,还可以在测量输出剂量的同时,测量出曝光时间。

RD—98 诊断 X 射线剂量仪的特点是:探测器是由半导体构成,体积小、灵敏度高,受环境影响小、抗干扰能力强。它避免了以往采用的平行板电离室受高温、高湿影响而造成漏电的

缺点。RD—98 智能型诊断 X 射线剂量仪的测量部件是由放大电路和数字电路组成,其作用是将探测器收集的辐射电离信号转化成数字而被示读出来或被打印记录。该测量系统采用了单片微处理器,实现了剂量仪自检、自校、自调零及自动更换量程的功能。该剂量仪结构紧凑,使用简单。另外,剂量仪的刻度因子也可通过面板输入,达到自动修正读数的目的。经部分省市卫生监督所、疾控中心试用,表明其性能可满足医用诊断 X 射线机性能检验的实际需要<sup>[13]</sup>。

测量医用诊断 X 射线机性能时使用的剂量仪,需经过国家计量部门检定或标准剂量学实验室校准工作正常,并在证书规定的有效期内。如卫生部标准剂量学实验室可以对各种诊断 X 射线剂量仪进行定期校准<sup>[14]</sup>,按照《计量法》的有关规定,此类剂量仪被列入国家强制检定的计量器具目录,检定周期为一年。

4 讨论

为执行中华人民共和国卫生部第 34 号令《医用 X 射线诊断放射卫生防护及影像质量保证管理规定》。提高医用 X 射线诊断设备验收、状态和稳定性检测的可操作性,卫生部从 2000 年 5 月 1 日开始实施新的检测规范<sup>[15]</sup>,强调了测量医用诊断 X 射线机性能时,所使用的剂量仪本身的性能至关重要。因此,使用具有优良性能的剂量仪,开展诊断 X 射线机受检者体表剂量检测,必将进一步促进我国的放射卫生防护工作,提高医用 X 射线诊断质量,保障受检者的健康安全。

参考文献:

[ 1 ] 卫生部第 34 号令, 医用 X 射线诊断放射卫生防护及影像质量保证管理规定[ S ] .  
[ 2 ] GB8279— 87, 医用诊断 X 射线机卫生防护标准[ S ] .  
[ 3 ] 郑均正, 贺清华, 李述唐. “九五”期间全国医疗照射水平调查研究[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2000, 20 (增刊): S1.  
[ 4 ] 郑均正, 贺清华, 李述唐. 我国“九五”期间 X 射线诊断的医疗照射频率水平[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2000, 20 (增刊): S7.  
[ 5 ] 郑均正, 岳保荣, 李述唐. 我国“九五”期间 X 射线诊断所致受检者体表剂量水平[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2000, 20 (增刊): S14.  
[ 6 ] 赵士庵, 郑均正, 欧向明. X 射线诊断受检者体表剂量监测用热释光剂量计的比对[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2000, 20 (增刊): S26.  
[ 7 ] 日本医学放射线学会. 放射诊断中医生和病人的辐射防护[ M ] . 北京: 原子能出版社, 807.  
[ 8 ] GB18871— 2002, 电离辐射防护与辐射源安全基本标准[ S ] . 附录 G: 放射诊断和核医学诊断的医疗照射指导水平。  
[ 9 ] GB8279— 87, 医用诊断 X 射线机曝光时间测试方法[ S ] .  
[ 10 ] WS2/2— 40— 81, 医用诊断 X 射线机曝光时间测试方法[ S ] .  
[ 11 ] 欧向明, 赵士庵. FD71A 型 γ 辐射仪的性能及正确使用[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2002, 22 (4): 238.  
[ 12 ] 赵士庵, 欧向明. RD— 98 智能型诊断 X 射线剂量仪的研制[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2001, 21 (1): 50— 52.  
[ 13 ] 杨晓发, 卫彬, 姬红旗. 医用诊断 X 射线机有用线束照射量率的调查[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 2003, 23 (1): 53— 55.  
[ 14 ] 赵士庵, 欧向明, 崔广志. X 射线照射量标准装置的研究和建立[ J ] . 中华放射医学与防护杂志, 1995, 15 (1): 29— 32.  
[ 15 ] WS/T 189— 1999, 医用 X 射线诊断设备影像质量控制检测规范[ S ] .