

一种CT剂量模体差异性的研究

周建军^{1, 2} 耿翠翠^{1, 2} 运晓静^{1, 2} 张可^{1, 2} 姜波^{1, 2}

1. 河南省冶金研究所有限责任公司 河南省郑州市 450000

2. 河南省科学院质量检验与分析测试中心 河南省郑州市 450000

摘要: 在我国, X射线诊断检查的医疗照射, 占据人工电离辐射源致公众剂量负担的80%左右, CT是医学影像诊断中的重要大型设备。本研究主要通过对相关文献的查询和两种不同规格的CT剂量模体的验证检测, 并对产生剂量差异的原因进行深入的分析, 找出符合检测需求的模体。研究表明, 孔的外边缘至模体边缘10mm的模体检测结果更接近扫描出来剂量。

关键词: CT; 剂量模体; 剂量差异

在我国, X射线诊断检查的直接辐射约占人体电磁波辐射源对人体剂量压力的80%。因此, 医学诊断X射线的预防在我国引起了高度重视。1978年以来, 我国先后出台了《医用诊断X射线卫生防护规定》、《医用诊断X射线卫生防护标准》等各种政策法规和规范。CT是影像诊断的关键设备, CT检查对人体的伤害远大于一般的X线检查。来自辐射源的致癌物风险与个体暴露剂量和群体剂量成正比。16排CT扫描使患者的剂量约为X射线拍摄的400到600倍。而近年来引进的高级64排螺旋CT、128排螺旋CT的剂量远远高于16排CT。到2021年底, 全国规划配置64排以上CT超过8000台, 这些还不包括64排以下的CT。以中部某省为例, 全省规划配置64排以上CT超过520台, 县级以上医院和较发达地区的乡镇卫生院均已配置了CT。CT检查所致集体剂量约占医疗X射线检查总集体剂量的1/3~2/3。CT影像质量的保证, 对提高医疗水平和国民的健康素质大有裨益。

1. 研究对象

1.1 剂量模体情况

在工作中, 我们发现由于对标准理解的差异性, 导致目前市场上出现了两种不同规格的CT剂量模体。根据《X射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范》WS 519-2019的规定: CT剂量体模应该是聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)的均匀圆柱形体模。人物模型直径160毫米, 模型直径320毫米, 模型长度约15厘米。在体表层10mm处有一个用于放置剂量计探测器的孔。但市场上的模体一种是孔的中心至模体边缘10mm, 另一种是孔的外边缘

至模体边缘10mm, 如图1所示, 这就导致CT质量保证检测数据时出现两种不同的检测结果。随着新技术的飞速发展和人们健康观念的不断提高, 更准确的直接剂量要求更加迫切, 而CT剂量模体作为CT影像质量保证的重要工具, 其性能的优劣至关重要。

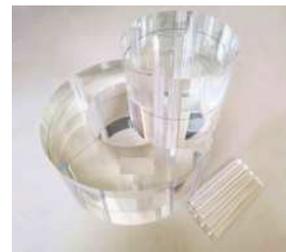
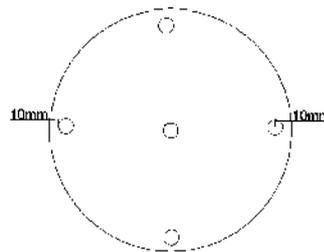


图1 两种不同规格CT剂量模体示意图

1.2 设备

以某医院1台型号为SOMATOM Scope的CT为研究对象, 出厂编号91340。该装置的主要性能指标: X射线最高能量为130kV, 最高管电压为345mA。以我单位1台型号为Raysafe X2的X射线多功能剂量仪+CT长杆电离室为检测设备, 出厂编号274935+273887。该装置的主要性能指标: 有效长度为100mm, 有效长度轴性均匀性为 $\pm 3\%$, 计量长度乘积为 $100 \mu\text{Gycm}-9999\text{Gycm}$; 80kV时计量长度乘积校准因子 $N_p=1.031$, 120kV时计量长度乘积校准因子 $N_p=1.043$, 于2021年10月22日由中国测试技术研究院校准所得。

2. 原理

众所周知, 根据气体或真空泵的光子通量遵循与平方米成反比的基本定律。当光子射线以患者(体模)人体为基准时, 光子通量不仅受到与平方米成反比的基本规律的损害, 还需要遭受X射线损失的损害体模或患者以及体模或患者的X射线传输。三个影响使得体模或病

项目编号: 210610052

项目名称: 一种核应用设备剂量模体差异性的研究

人体内的剂量沉积是一个复杂的过程。光子根据表皮进入患者(幻影)的身体并释放一定的表面剂量。在表面以下,出射光子与患者(幻影)相互作用,引起康普顿效应和康普顿散射,导致次级线圈的自由电子的有效范围相对较长。在(幻影)中经过一定深度后,动能积累,剂量开始迅速增加,并在次级线圈自由电子较大有效范围附近达到 Z_{max} 附近的最高值。随后,随着次级线圈中颗粒的减少,剂量几乎呈指数下降,直到达到患者(体模)出口点的剂量。根据WS 519-2019《X射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范》的要求,当CT剂量指标值为100时,为初级径向扫描仪,沿标准截面核心中心线的剂量截面从-50mm到50mm。曲线图的积分除以标准层厚与纵横数N的乘积,计算公式如下:

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

式中: N——单次轴向扫描所产生的层面数; T——标称层厚; D(z)——沿着标准横断面中心轴线的剂量剖面分布曲线。

加权CT剂量指数为将模体中心点测量的 $CTDI_{100}$ 与周围各点测量的 $CTDI_{100}$ 的平均值进行加权求和之值,计算按下式:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}$$

式中: $CTDI_{100,c}$ ——模体中心点测量的 $CTDI_{100}$; $CTDI_{100,p}$ ——模体外围各点测量的 $CTDI_{100}$ 的平均值。

3. 验证分析

为验证两种不同规格CT剂量模体检测的准确性,本科研符合《X射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范》WS 519-2019要求的方法:将头模或体模放置在扫描仪区域的中心,体模圆柱体的中心线与扫描仪侧垂直,探测器有一个合理的检测中心位置。在扫描仪的中央部分,用与体模相同的材料填充未准确测量的探测器放置孔,并按照临床医学中常见的头体标准进行径向扫描。本次检测条件1以120kV、270mAs、1层10mm层厚和120kV、120mAs、1层10mm层厚分别对两种不同规格的头部和体部模体进行轴向扫描,其中头部扫描出束剂量51.5mGy,体部扫描出束剂量11.8mGy;检测结果和计算结果见表1。

本次检测条件2以80kV、210mAs、1层10mm层厚和80kV、100mAs、1层10mm层厚分别对两种不同规格的头部和体部模体进行轴向扫描,其中头部扫描出束剂量39.8mGy,体部扫描出束剂量9.8mGy;检测结果和计算结果见表2。

表1 120kV两种不同规格剂量模体检测分析结果

选用的模体		中部 mGy· cm	上方 mGy· cm	下方 mGy· cm	左侧 mGy· cm	右侧 mGy· cm	CTDI _w mGy	偏差 %
头部 模体	中心到边 10mm	44.55	52.78	41.35	44.04	46.17	47.5	7.77
	孔的外边缘 到边10mm	44.31	52.71	41.57	46.44	44.43	47.6	7.57
体部 模体	中心到边 10mm	5.13	10.21	8.17	5.75	10.28	7.8	33.9
	孔的外边缘 到边10mm	5.37	13.61	11.91	10.96	11.25	10.2	13.5

表2 80kV两种不同规格剂量模体检测分析结果

选用的模体		中部 mGy· cm	上方 mGy· cm	下方 mGy· cm	左侧 mGy· cm	右侧 mGy· cm	CTDI _w mGy	偏差 %
头部 模体	中心到边 10mm	34.56	40.48	33.91	34.65	35.89	36.8	7.53
	孔的边缘 到边10mm	34.38	40.12	32.66	36.48	34.55	36.7	7.78
体部 模体	中心到边 10mm	4.23	8.45	6.77	4.72	8.56	6.4	34.7
	孔的边缘 到边10mm	4.36	11.59	9.83	9.40	9.37	8.4	14.2

入口中心轴上模体内某一点的剂量与入口的深度、入口的大小、源到皮肤的距离以及光子射线的动能有关。对于定义明确的字段大小,源皮肤光子射线的距离和动能,从表面到 Z_{max} ,剂量逐渐增加,然后随着深度的进一步增加剂量减小,剂量深度和射线能量越大,剂量越大,深度越大。对于明确定义的光子束深度、视野大小和动能,剂量随视野大小而增加。这是由于散射射线对中心轴上每个点的剂量贡献增加;对于明确定义深度、场大小和光子射线的动能,剂量随着源到皮肤的距离而增加,这是因为源皮距离的增加导致平方反比因子的深度相对减小,而作为光子射线的关键成分的原始射线的剂量也相对减小。

奉献反而提高了;对于明确定义的深度、射野大小和源皮肤距离,在大于 Z_{max} 的深度中剂量随能量的增加而增加,这是因为射线衰减的减少所致。该研究以WS 519-2019的检测方法为依据,射野固定,模体内某点的剂量主要受深度、源皮距和光子射线能量的影响。表1和表2的检测结果表明:深度和源皮距确定时,两种规格的模体检测结果表明,80kV时的剂量偏差与120kV时的剂量偏差相差不大;这主要是因为,高能次级电子产生的吸收剂量随组织深度增加而增加,并约在电子最大

射程附近达到最大;但两者均为kV量级光子射线,能量接近,两者的穿透能力并没有明显的差距。深度和光子射线能量确定时,头部模体检测结果的剂量偏差明显小于体部模体检测结果;这主要是因为源皮距增大导致了平方反比因子中的深度的影响相对变小,光子射线的主要组成部分原射线的剂量贡献反而增加造成的。源皮距和光子射线能量确定时,头部模体的检测结果基本一致,而体部模体的检测结果则差距较大。这主要是因为,从表面到 Z_{max} 处,剂量逐渐增大,以后剂量随着深度的进一步增加而减小;头部模体和体部模体的受源皮距的影响,导致 Z_{max} 深度不同,导致两者的剂量偏差不同。

4. 结束语

通过对两种不同规格的剂量模体的检测验证,头部

模体的检测结果基本一致,而体部模体检测结果则相差较大,且孔的外边缘至模体边缘10mm的模体的检测结果更接近扫描出束剂量。这主要是受到源皮距的影响,导致 Z_{max} 深度不同。检测结果表明,头部模体的 Z_{max} 应在两者之间,体部模体的 Z_{max} 应在两者之间接近10mm处或大于10mm处。

参考文献:

- [1]赵兰才,张丹枫,等.放射防护实用手册.济南:济南出版社,2009.7.
- [2]卫健委.WS 519-2019.X射线计算机体层摄影装置控制检测规范.北京:中国标准出版社,2019.
- [3]胡逸民,张红志,戴建荣,等.肿瘤放射物理学.北京:原子能出版社,1999:612.