

医用电子加速器、三维立体定向治疗系统质量保证

陈卫辉¹, 范 才¹, 赵进沛²

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2004)02-0137-01

【摘要】 目的 介绍医用电子加速器、三维立体定向治疗系统质量保证方法。方法 依据《医用电子加速器性能和实验方法》、《伽玛刀与艾克斯刀照射质量保证检测规范》，结合医用电子加速器、三维立体定向治疗系统的特点对其进行质量保证分析和总结。结果 建立了一套适用于医用电子加速器、三维立体定向治疗系统的质量保证过程。结论 所建立的方法和评价指标可以作为医用电子加速器、三维立体定向治疗系统的质量保证。

【关键词】 质量保证; 电子加速器; 三维立体定向; 评价

医用电子加速器、三维立体定向治疗系统主要是以治疗脑血管、颅内肿瘤、功能性疾病为主的新型大型治疗设备, 近年来已在国内医院安装并投入使用。笔者针对国外 VARIAN STRYKER LEIBINGER 系统, 结合对某医院新建的医用电子加速器、三维立体定向治疗系统进行精确质量保证的测量方法及评价指标。质量保证(QA)是经过合理计划而采取的一系列必要的措施, 在治疗过程中严格按照国际标准(国际原子能机构 IAEA TRS 277 号技术报告、国际放射防护委员会 ICRP24 号、26

作者单位: 1 白求恩国际和平医院, 河北 石家庄 050082 2 北京军区放射防护监督监测中心
作者简介: 陈卫辉(1978~), 男, 研究实习员, 从事放射防护监督监测工作

加丰富的影像。如 MUSICA contrast 是一项综合性参数, 对影像总体对比度进行调节, 是边缘对比、降噪、动态范围调节、左右窗宽窗位调节的综合。它可以使整幅图像的对比度得到有效调整, 当它处于较高的位置时, 图像的层次丰富。Edge contrast 是对比增强后的空间频率处理, 又称边缘强化。它是通过调节 CR 系统对空间频率的响应特性(0~6), 从而增加高频部分的边缘信息响应, 实际是模拟人眼传递视觉信息的一种图像处理方法, 其作用是把人眼难以辨认的轮廓增强, 使其能清晰地显示比邻的解剖关系。Noise reduction 可以降低图像的噪声, 从原始图像中进行减影时将去除噪声的影响, 即通过平滑蒙片过程进行消噪, 使图像变的平滑, 但是降噪的同时会使图像对比度大大降低, 此时可以选用空间频率处理, 通过改变蒙片尺寸和参数进行强化。Latitude reduction 幅度范围压缩, 即宽容度的调节, 也即动态范围的控制, 主要用于显示图像的层次及提高辨别微小细节的能力。Extend window left, Extend left right 左右窗宽、窗位的调节可以弥补曝光过度或不足造成的图像过黑或过淡。以上处理都可以在一次曝光获得图像后再进行各种后处理而获得不同显示效果的影像, 并没有增加患者的曝光次数。在 kV 满足摄影部位穿透力的前提下, 通过影像的各种后处理可以代替胸部高 kV 摄影的效果, 当然并非是否定高 kV 摄影。

CR 的量子噪声、光量子噪声都是由入射 X 射线剂量所决定。入射 X 射线剂量越大, 其噪声就越小, 噪声量与 IP 检测到的 X 射线量成反比, 但是入射的 X 射线剂量在允许剂量下限之上, 其噪声是基本恒定的, 所以 X 射线剂量不能无限制降低。在保证感光量不变的情况下, 摄影 kV 增加必须降低 mAs mAs 降低时影像噪声会增加从而引起影像质量的下降^[1]。因此 CR 不适宜低 mAs 的摄影方式, 换言之, 不宜使用过高的摄影 kV。

据相关报导, Agfa ADC-Compact-QS 在 70kV 和 110kV,

号、60 号出版物)。该装置主要由射线准直系统、立体定向系统、治疗计划系统和控制系统组成, 现论述如下。

1 机械参数验证

1.1 等中心验证(Isocenter) 等中心治疗技术是现代放射治疗技术的基础。

1.1.1 十字叉线(Crosswire)同中心 方法: 在床面上放一张坐标纸, 大机架 180°(0°IEG)小机头 0°, 旋转治疗头一周, 叉线交点形成的圆周在 SSD=100 cm 处直径小于 1 mm 合格。

1.1.2 机架等中心(Gantry isocenter) 建立等中心点, 通过旋转机架至几个不同的角度, 如 0°、90°和 270°, 调节针尖找到一个

0.30 mAs 时, 系统的量子检出效率(detective quantum efficiency, DQE)分别为 30%和 23.1%^[2], 可见随着摄影 kV 的增加 CR 系统的 DQE 而降低。

使用 CR 进行胸部摄影时, 影像组织间的对比度随着摄影 kV 的增加而减小^[3], 对比度较小的细节难以得到理想的显示, 因此在摄影时也不宜选用过高的摄影 kV。

4 结论

使用 CR 进行胸部摄影时, 必须熟悉 IP 对 kV 响应特性的差异。IP 对 kV 的最佳响应值在 ±100 kV。对 kV 的响应具有阶段性, 在选择摄影条件时必须引起重视, 才能合理地选择摄影条件的组合, 既改善了影像质量又不会无谓地增加辐射剂量, 在满足影像诊断要求的同时将医患双方的辐射剂量降到最低。在进行胸部 CR 摄影时, kV 值选择在 100 kV 左右为宜^[3], 除了高 kV 摄影外最好不要单独通过提高的 kV 来增加影像的密度值, 而是应该通过调节 mAs 从而增加影像的密度值, 满足诊断要求。

参考文献:

- [1] 李萌. 影像技术学[M], 北京: 人民卫生出版社, 2003, 224—228.
- [2] Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems[J]. Med Phys. 2002, 29(4): 447—459.
- [3] Oda N, Nakata H, Murakami S. Optimal beam quality for chest computed radiography[J]. Invest Radiol. 1996, 31(3): 126—131.

(收稿日期: 2004-02-12)

低剂量 CT 在眼眶部外伤扫描中最优化应用研究

贾荣国, 付成叶, 王 勇, 李呈芹

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2004)02-0128-02

【摘要】 目的 探讨眼眶部外伤后低剂量 CT 扫描的最优化。方法 对 336 例眼眶部外伤患者行眼眶部低剂量 CT 扫描, 并对每例患者行晶状体视神经层面常规剂量 CT 扫描, 对比该层面二者的图像质量与患者的辐射剂量。结果 眼眶部低剂量 CT 扫描与常规剂量 CT 扫描, 对显示眶内结构及眶壁骨质, 2 种扫描方法图像质量差异无显著性。低剂量单次扫描的 CT 剂量加权指数(CTDI_w)为 7.4 mGy, 常规剂量的 CTDI_w 为 24.6 mGy。结论 眼眶部低剂量 CT 扫描可获得与常规剂量几乎相同的影像信息和图像质量, 且单层扫描 CT 剂量加权指数(CTDI_w)减少了 17.2 mGy。
【关键词】 低剂量 CT; 眼眶部检查; 最优化

随着 CT 设备的普及以及眼眶部外伤的增多, 眼眶部 CT 检查越来越多, 对眼眶部疾病的诊断及治疗起了巨大作用。但是, X 射线对晶状体辐射的危害与防护越来越受到人们的重视。国际放射防护委员会(ICRP)在 1977 年第 26 号出版物中提出了辐射防护三原则, 即实践的正当化、防护的最优化和个人剂量限值。最优化是以最小的代价和最小的病人剂量来获得有价值的影像, 进而进行正确诊断的全部过程中施行的有计划、有系统的活动^[1]。为此, 笔者利用 GE 公司生产的 CT/e 普通螺旋 CT 具有低剂量扫描的功能, 自 2001 年 8 月至 2003 年 9 月共对 336 例眼眶部外伤患者行眼眶部低剂量 CT 扫描, 然后选取晶状体视神经层面行常规剂量扫描, 探讨该层面 2 者的图像质量与患者的受照剂量。

1 资料与方法

336 名志愿者中, 男 284 例, 女 52 例, 年龄 19~72 岁, 平均 46 岁; 336 名志愿者均为眼眶部外伤。采用 GE 公司 CT/e 普通

作者单位: 山东省沾化县人民医院, 山东 沾化 256800
作者简介: 贾荣国(1963~), 男, 山东沾化人, 主治医师, 从事放射诊断工作。

最佳位置, 使之尽可能与各角度叉线交点投影重合即等中心点。机架从 0° 旋转至 360°, 观察不同角度时叉线交点投影与针尖距离。标准是叉线交点 SSD=100cm 处最大偏差不超过 2 mm。

1.1.3 治疗床等中心(Patient Support System Isocenter)沿射线中心轴转床至 90°, 在床面上放一张坐标纸, 在机架、小机头 0°, 使叉线交点投影于纸上, 并作标记, 转床至 180°, 其间标记若干叉线交点投影, 形成弧线, 标准是在 SSD=100 cm 处直径不超过

表 1 R₅₀⁰、R₅₀¹与 E₀ 的关系(SSD=100cm 宽束)

E ₀	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20
R ₅₀ ⁰ /cm	1.6	2.1	2.5	3.0	3.4	3.8	4.3	5.1	6.0	6.8	7.8	8.6
R ₅₀ ¹ /cm	1.6	2.1	2.5	3.0	3.4	3.8	4.3	5.1	6.9	6.7	7.6	8.4

1.4 辐射野的均整度(Flatness) SSD 取正常治疗距离, 水模表面光野为 10 cm×10 cm, 束轴上最大剂量深度处垂直电子束轴的平面上, 电离室中心沿光野的两个互相垂直的主轴移动, 测出剂量分布。评价标准是: 90% 等剂量曲线与几何野投影的主轴以及对角线的交点与几何投影边界的距离分别应不大于 10 mm 和 20 mm。

1.5 辐射野的对称性(Symmetry) 机架、小机头 0°, 用带扫描装置的三维水箱测量射野分布, 在电子束轴上最大剂量深度处, 与电子束轴垂直平面上, 在辐射野的两主轴上, 测出最大剂量 90% 的点。标准是由此点向电子束轴方向内推 1 cm, 在此范围内, 对称于电子束轴的任意两点的剂量的比值应≤105%。

2 三维立体治疗系统(Stereo-radiotherapy)

2.1 定位系统与治疗计划的坐标误差 把装有已知靶点的半径为 80 mm 的聚苯乙烯球模固定在基础环上, 一同装在 CT 机上, 以 2 mm 的层厚进行扫描, 将扫描好的数据送入计划系统, 计算出靶点坐标和综合偏差, 评价标准是≤2 mm

螺旋 CT 机, 每位志愿者先行眼眶部低剂量 CT 扫描, 扫描参数: 常规扫描方式, 120 kV, 30 mA, 1.5 s/k, 层厚为 3 mm, 然后选取晶状体视神经层面行常规剂量扫描, 即在其他参数不变的情况下, 毫安升至 100 mA。扫描结束后将上述 2 种扫描方法所取得的晶状体视神经层面的图像由从事影像诊断工作的 3 位高年资主治医师采用双盲法读片。对眼球密度进行测定及眼眶部图像质量进行评定, 比较 2 种扫描方法的差异有无显著性。

2 结果

低剂量 CT 扫描所示扫描参数中的 CT 剂量加权指数(CTDI_w)为 7.4 mGy, 常规剂量 CTDI_w 为 24.6 mGy。

将 2 种剂量 CT 扫描所得晶状体视神经层面 672 个眼球进行密度测定, 其测定结果见表 1。

表 1 2 种剂量扫描对眼球密度的测定

扫描剂量	CT 扫描眼球密度值(HU)	
	晶状体	玻璃体
低剂量	90±6.60	10.76±4.83
常规剂量	92±8.78	11.45±3.96

2 mm。

1.2 距离标尺测量(Rangefinder calibration) 大机架 180°(0° IEG), 光标十字线与标尺相差不超过 1 mm。

1.3 电子束辐射质 在计算吸收剂量时, 加速器电子束的辐射质由其在水模表面的平均能量 E₀ 确定。在 SSD=100 cm 和宽束条件下, 由实际测出的吸收剂量或电离量的半值深度值(分别以 R₅₀⁰ 和 R₅₀¹ 表示)与表 1 中给出的相应值确定 E₀。标准是检定中测量结果与实际使用数值的偏差不超过±3%

2.2 计划系统靶点剂量值与实测值的偏差 剂量计算与验证是在重建后的三维坐标 CT 解剖结构中根据多种变量的函数计算剂量分布, 再用剂量仪测出相应的剂量, 根据

$$D_W = M \cdot N_D \cdot S_{w, air} \cdot P_{L'} \cdot P_{gel} \cdot K_{TP}$$

计算出规划剂量与实测剂量的综合相对偏差≤±5%。

医用电子加速器、三维立体定向治疗系统结构复杂, 日常维护是质量保证不可缺少的内容, 要定期检查环境温度和湿度, 机器安全联锁, 急停开关, 确保治疗计划准确、有效。

参考文献:

[1] 胡逸民. 肿瘤放射治疗技术[M]. 北京: 北京医科大学中国协和医科大学联合出版社, 1999 第二章.
[2] VARIAN and STRYKER LEIBINGER[S]. 企业标准.
[3] 王迎选. 立体放射治疗学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1998 第九章.
[4] 朱广迎. 放射肿瘤学[M]. 北京: 科学技术文献出版社, 2001, 第四篇.
(收稿日期: 2003-08-20)