

CR 摄影 kV 与影像质量关系的研究

赵洪朴¹, 李清军², 李腾南¹

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2004)02-0136-01

【摘要】目的 通过实验发现摄影 kV 对影像质量的影响。方法 选择不同的摄影 kV 对铝梯进行曝光, 测试各阶的密度值。结果 在摄影 kV 小于 100 kV 时, 影像的密度值随着 kV 的增加几近线性增长, 而大于 100 kV 后密度值的增加速度明显减缓。结论 在使用 CR 摄影时, 在满足 X 射线穿透力的前提下, 理想的最高摄影 kV 是 100 kV。

【关键词】计算机 X 射线摄影; 密度值; 影像质量

自从计算机 X 射线摄影(computer radiography, CR)应用于临床检查以来, 关于数字化 X 射线摄影是否可以降低医患双方的辐射剂量进行了长时间的辩论, 观点也正在逐步统一。笔者通过实验研究发现计算机 X 射线摄影(CR)曝光参数选择的正确与否对辐射剂量起着直接决定性的作用。成像板(imaging plate, IP)对不同 kV 的响应特性具有非常大的区别, 超过某一极限值后即使增加摄影条件的某一项(医患双方所接受的辐射剂量也会随之增加)而影像的密度值却不会明显增加, 本研究在大量实验数据的基础上进行了总结, 得出了计算机 X 射线摄影(CR)中 IP 对不同 X 射线质的响应特性。

1 材料与方法

1.1 材料 岛津 500 mA 高频 X 射线机, 其固有滤过为 0.5 mm 铜、附加滤过为 1.0 mm 的铝, 11 阶铝梯, AGFA 的 ADCC-PLUS CR 系统, X-Rite (美国产)密度计、excel 统计软件等。

1.2 方法 使用 FFD=100 cm, 胸部摄影程序, 3.0 mAs 不同的 kV(65~115)值, 成像板(imaging plate, IP)作为成像介质对铝梯进行曝光, 然后测试各阶密度并作图 1。

2 结果

由图 1 分析可知, IP 在 100 kV 以下时, 每个点的灰度值随

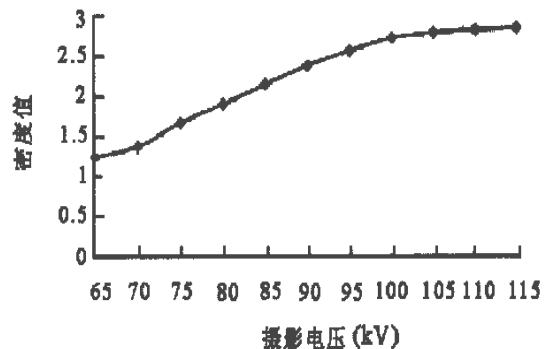


图 1 电压(kV)与密度值

着 kV 的增加几近线性增加(各阶的数据统计学误差 $P < 0.05$, 无统计学意义上的显著性差异。)但在 100 kV 以后, 密度值随着 kV 增加而增加的速度明显减慢。在保持 kV 以外其他摄影条件不变的前提下, kV 值从 85 kV 增加到 100 kV 时, 影像的密度值增加 $\pm 13\%$; 而从 100 kV 增加到 115 kV 时, 虽然 kV 值增加相同的 kV 段, 但图像的密度值仅增加 $\pm 6\%$ 。因此在临床摄影中, 在满足穿透力的前提下, 管电压超过 100 kV 后仅靠增加 kV 值是不会明显增加影像密度值的。但 kV 增加后医患双方所接受的辐射剂量明显增加(X 射线的有效能量值与 kV 的 n 次方成正比), 而影像的密度值增加并不明显。

3 讨论

CR 具有丰富的、多元化的后处理功能, 能够提供信息量更

趋势相一致, 因此, 选用合适放射性核素标记药物并恰当控制给药活度是核医学中患者防护的关键之一。

通过本次调查摸清了广东省临床核医学诊治的基本情况, 调查结果对今后全省临床核医学防护与管理, 加强防护知识教育, 避免不必要的照射提供了依据。

参考文献:

- [1] 郑钧正. 医用辐射及其防护[J]. 中国辐射卫生, 1995, 3(4): 193-195.
- [2] 郑钧正. 国际基本安全标准关于医疗照射防护的新要求[J]. 辐射防护, 1996, 16: 401-413.
- [3] 郑钧正, 李述唐, 岳保荣. “九五”期间全国医疗照射调查方案的特点[J]. 中国辐射卫生, 1999, 8(1): 10-13.
- [4] 郑钧正, 李述唐, 岳保荣. “九五”期间临床核医学的医疗照射水平调查[J]. 中国辐射卫生, 1999, 8(1): 19.
- [5] 郑钧正, 李述唐, 岳保荣, 等. 我国“九五”期间临床核医学的医疗照射频率水平[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2000, 专刊: 21-23.

(收稿日期: 2003-12-01)

表 3 核医学治疗的年频率(人次/千人口)

治疗类型	年频率	构成比(%)
甲状腺恶性肿瘤	0.02	8.08
甲状腺机能亢进	0.17	66.91
骨转移癌	0.01	5.39
真性红细胞增多症	0.02	7.31
滑膜炎	0.02	5.77
其他	0.02	6.54
合计	0.26	100

3 讨论

广东省临床核医学诊治年频率均高于全国平均水平, 与广东省近年来经济发展较快, 医疗卫生事业特别是临床核医学发展迅速, 设备增长有关。

在临床核医学诊断中, 以甲状腺显像居首位, 其次是骨显像、甲状腺吸收和肾图检查。核医学治疗中, 则以甲状腺机能亢进最多, 其次是甲状腺恶性肿瘤治疗。

目前广东省使用最多的放射性核素为 ^{99m}Tc , 与 20 世纪 90 年代以来, ^{99m}Tc 已逐渐成为临床核医学中最常用的放射性核素

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)