

分析大孔径 CT 模拟定位机扫描条件对 CT 值的影响

赵晶晶 张 良

镇江市第一人民医院, 放疗中心 212001

【摘要】目的: 此研究旨在分析大孔径 CT 模拟定位机扫描条件对 CT 值的影响, 并为在模拟定位工作中选择不同扫描条件提供参考。方法: 本研究采用飞利浦大孔径 CT 模拟定位机扫描 CIRS-062M 电子密度模体, 并建立了 CT 值-相对电子密度曲线。结果: 通过分析管电流、管电压、层厚、层间距、分辨率、准直器、旋转时间、重建模型、过滤器、几何位置等多种扫描条件, 发现管电压变化对 CT 值影响最为显著, 过滤器 YA、YB 对 CT 值影响明显, 不同扫描位置对 CT 值有一定影响。结论: 研究表明, 在临床工作中需要规范上述参数的使用, 以避免造成剂量计算偏差。

【关键词】放射治疗; CT 模拟定位机; 扫描协议; 相对电子密度

放射治疗专用大孔径 CT 模拟定位机采集肿瘤患者定位影像用于靶区勾画、放疗计划设计以及剂量运算。CT 值 (hounsfield, HU) 需转换为电子密度或组织密度信息用于计划系统剂量运算。CT 定位影像 CT 值稳定性直接影响剂量计算精度^[1], 同时 CT 影像质量也将影响靶区及危器官的勾画精度, 进而影响患者治疗效果。CT 定位影像需兼顾图像稳定性及图像清晰度^[2]。图像 CT 值稳定性及图像质量主要受扫描条件的影响。不同患者、不同肿瘤部位最优扫描条件不同^[3]。为兼顾图像稳定性与图像质量, 本研究将分析 CT 模拟定位机扫描条件对 CT 值的影响, 为模拟定位工作中扫描条件的选择提供参考。

1 资料和方法

1.1 一般资料

飞利浦大孔径螺旋 CT 模拟机 (BrillianceCTBigBore), 几何孔径 85cm, 扫描孔径 60cm。常规可变扫描参数包括: 管电压 (kV)、管电流 (mA)、层厚 (thickness)、层间距 (increment)、分辨率 (resolution)、准直器 (collimation)、旋转时间 (rotationtime)、重建模式 (reconstruction)、过滤器 (filter) 等。电子密度模体 CIRS-062M 设计用于获取 CT 值与相对电子密度之间的精确关系, 并建立 CT-相对电子密度校正曲线 (CT-relativeelectrondensity, CT-RED)^[4]。CIRS 模体包含两个由环氧树脂材料制成的嵌套盘, 分别代表头部和腹部的配置。模体配备十种不同的组织等效电子密度模块用于代表不同人体组织, 等效模块物理密度及电子密度参数已知。

1.2 方法

参照美国医学物理师协会 (American Association of Physicistin Medicine, AAPM) 发布的 TG66 号报告^[5]完成对 CT 模拟机质量控制, 设备各项指标符合临床要求。将 CIRS-062M 电子密度模体摆放在 CT 模拟机扫描中心, 模体横截面与 CT 扫描平面平行。

选用放疗专用扫描协议为基准扫描模体, 协议参数如下: 管电压 120kV, 管电流 350mA, 层厚 3mm, 层间距 3mm, 标准分辨率, 转速 1s/周, iDose3 模式重建, UB 过滤器。其它扫描条件不变, 分别改变管电压、管电流、层厚、层间距、分辨率、旋转速度、重建模式、过滤器、扫描方式、模体位置等扫描条件执行扫描, 获取并分析模体 CT 影像。

采用 ROI 感兴趣区域工具对图像进行分析, 采集等效模块断层图像

中心区域直径 15mm 圆形区域平均 CT 值, 建立 CT-相对电子密度曲线。参照 AAPMTG66 号报告建议, CT 测量值与理论值平均偏差应小于 5HU 至 15HU。

2 结果

2.1 不同管电压的影响

分别采用 90kV、120kV、140kV 管电压扫描模体。分析 CT-相对电子密度曲线, 结果显示不同区域影响不同: 高密度材料区 CT 值差异显著, 低密度材料区 CT 值无明显差异。电压越高 CT 值越低, 以 120kV 曲线 CT 值为基准, 140kV 曲线平均偏差-24.0HU, 骨密质模块偏差最大-121HU (相对偏差-9.3%)。90kV 曲线平均偏差 66.1HU, 骨密质模块偏差最大 381.9HU (相对偏差 29.4%)。

2.2 不同管电流的影响

不同管电流 80mA、150mA、250mA、350mA、800mA、1000mA 条件下 CT-相对电子密度曲线几乎完全重叠。CT 值平均偏差均小于 5HU, 差异无统计学意义, 影响可以忽略。管电流与光子数量相关且不影响射线穿透性, 管电流增大可以降低图像噪声同时增强低对比分辨率, 但管电流增加同时也会增加患者接受辐射剂量和 X 球管的负荷。

2.3 不同过滤器的影响

过滤器基于算法实现, 不同过滤器 A、B、C、D、L、UA、UB、UC、YA、YB 对 CT 值的影响不同。研究以过滤器 UB 结果为基准, 锐化算法过滤器 YA、YB 对 CT 值影响最为明显, 平均偏差-40.7HU、-39.9HU, 最大偏差分别为-74.5HU、-68.4HU。YA、YB 主要用于图像锐化, 适合处理噪声偏大的图像。过滤器 A、B、C、D、L 对 CT 值影响较小, 平均偏差分别为-5.9HU、-13.4HU、-10.8HU、-7.9HU、-6.7HU, 偏差均大于 5HU 且小于 15HU, 需关注其影响变化。过滤器 A、B 主要用于图像平滑处理, 降低图像噪声。过滤器 C、D、L 主要用于锐化图像和增强边缘信号。平滑算法过滤器 UA、UB、UC 对 CT 值均小于 5HU, 影响可以忽略。UA、UB、UC 过滤器可以增强骨骼或软组织接触面, 降低图像噪声, 有利于检测小病变。

2.4 不同扫描位置的影响

基于扫描中心位置分析向左移、右移、上移、下移模体 15cm, 结果显示不同扫描位置对 CT 值有一定的影响。与中心位置图像比较, 左移 C

T 值平均偏差-11.75HU, 骨密质模块偏差最大-74.5HU; 右移 CT 值平均偏差-14.1HU, 骨密质模块偏差最大-68.4HU; 上移 CT 值平均偏差-15.53HU, 骨密质模块偏差最大-46HU; 下移 CT 值平均偏差-0.38HU, 骨密质模块偏差最大-44.2HU。右侧及上方差异略高, 偏差集中在高密度材料区域。

2.5 其他扫描条件的影响

(1) 不同扫描层厚、层间距的影响: 1mm、2mm、3mm、5mm。结果显示不同层厚、层间距条件下 CT 值平均偏差均小于 5HU, 影响可忽略。扫描层厚主要影响横断方向(Z 方向上)的空间分辨率, 层间距主要影响图像噪声及低对比度分辨率。(2) 不同分辨率的影响: 标准(standard)、高(high)。标准分辨率模式最大分辨率 121p/cm, 高分辨率模式最大分辨率 151p/cm, CT 值平均差异 0.05HU, 结果无差异。(3) 不同准直器参数的影响: 16mm×1.5mm、16mm×0.75mm、4mm×1.5mm、4mm×0.75mm。在高密度区域个别 CT 值存在差异, 平均差异均小于 5HU, 影响无统计学意义。准直器尺寸主要影响图像层厚及高对比度分辨率。(4) 不同重建方式的影响: Standard、iDose1-6。不同重建模式对 CT 值影响差异均小于 5HU 可以忽略。iDose 重建用于预防图像伪影、提高低剂量空间分辨率可改善图像质量^[6]。(5) 不同旋转时间的影响: 0.75s、1s、1.5s。旋转时间为机架旋转一圈所需时间, 结果显示不同旋转时间影响差异不明显, 平均偏差均小于 5HU。

3 讨论

大孔径 CT 模拟定位机是一种用于模拟人体或动物体内某一组织区域的定位工具, 通过对该区域的扫描获取该区域的 CT 值, 从而得到该组织的相关信息。在大孔径 CT 模拟定位机扫描过程中, 放疗专用大孔径 CT 模拟定位机与诊断用 CT 机不同, 诊断 CT 专注于采集清晰的影像便于临床诊断。CT 模拟定位机不仅需要提供高清晰影像用于靶区及正常组织勾画, 还需提供稳定的图像用于放射治疗计划系统剂量计算。

为保障定位图像 CT 值的稳定性, 多数放疗单位采用单一扫描协议的方式采集影像^[7]。然而在保障图像稳定的同时往往降低了对图像质量的要求。研究明确了扫描协议中不同扫描条件对 CT 值的影响, 便于临床参数的选用与调整, 对保障图像稳定的同时提高图像清晰度具有重要意义。DAS 等分析了不同管电压对 CT 值及对临床病例剂量的影响, 结果显示管电压变化对高密度区域放疗剂量的影响超 2%, 对低密度区域的影响小于 1%^[8]。郑庆增等分析了不同 CT 模拟机型及不同参数对 CT 值的影响, 结果显示机型、管电压、扫描位置对 CT 值有一定的影响。当前关于 CT 值影响因素的分析, 主要集中在管电压、管电流、层厚、层间距等常用参数。研究在上述工作基础上进行了拓展, 针对飞利浦大孔径 CT 模拟定位机多项参数进行了详细分析^[9]。

结果显示管电压、部分过滤器、扫描位置对 CT 值有一定的影响, 其中管电压改变对 CT 值影响最为显著。管电流、层厚、层间距、分辨率、准直器尺寸、重建方式、旋转时间等参数对 CT 值几乎没有影响, 与欧阳斌等基于 Catphan600 模体的研究结果相符。

管电压通常根据人体扫描部位的吸收特性设置, 管电压影响 X 射线的波长与射线质, 高管电压具有更强的穿透力并可以降低图像噪声。管

电压变化对 CT 值影响显著, 主要与高密度模块中高原子序数材料对光电效应敏感有关^[10]。不同过滤器基于不同的数学算法实现, 主要影响图像锐度及图像噪声。过滤器 YA、YB 主要用于图像锐化, 适合处理噪声偏大的图像, 对 CT 值影响最为明显。平滑算法过滤器 UA、UB、UC 可以增强骨骼或软组织接触面, 降低图像噪声, 有利于检测小病变, 对 CT 值几乎没有影响, 推荐临床采用。大孔径 CT 模拟机物理孔径 85cm, FOV60cm, 常规 CT 机物理孔径约 70cm, FOV 约 50cm。物理孔径及扫描范围增大, 中心与边缘不同区域图像均匀性将直接影响 CT 值稳定性, 结果显示在扫描范围内上方及右侧 CT 值略偏离正常范围, 主要受 CT 模拟定位机自身性能影响, 应在日常工作中加强对设备的质控, 并尽可能保持感兴趣区域位于扫描中心附近。放疗计划系统中针对每台 CT 模拟定位机通常只设置一条 CT-相对电子密度曲线, 如能针对不同部位或不同扫描条件配置相应的 CT-相对电子密度曲线, 可为 CT 定位工作时扫描参数的选择提供更为灵活的空间, 可以在保障剂量计算精准的同时提升图像质量并降低辐射剂量, 最终实现更佳的治疗效果。当前研究仍存在一定局限性, CT 扫描参数影响 CT 值的同时也将影响图像噪声等其他属性^[14]。同一扫描条件在不同时间 CT 值也可能存在一定差异^[15], 研究将进一步对大孔径 CT 模拟机 CT 值长期稳定性进行跟踪分析, 保证图像长期稳定可靠。

综上所述, 本研究基于 CIRS 电子密度模体对 CT 图像 CT 值的影响因子进行详细分析, 明确了扫描条件中管电压、过滤器、扫描位置对 CT 值的影响, 为临床工作中扫描参数的选择提供参考。

参考文献:

- [1] 张坤, 李芳, 陈力, 等. 大孔径 CT 模拟定位机扫描条件对 CT 值影响分析[J]. 现代肿瘤医学, 2021, 29(9): 1575-1579.
- [2] 张坤, 韩晶晶, 李芳, 等. CT 模拟定位机扫描条件对图像质量的影响[J]. 现代肿瘤医学, 2022, 30(4): 693-697.
- [3] 孔繁图, 陈露茜, 金锦辉, 等. CT 扫描电压与 CT 值-相对电子密度值转换曲线不匹配对放疗计划剂量的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(3): 312-316.
- [4] 姜惠, 景生华, 陈倩, 等. 不同扫描条件对射波刀剂量计算的影响[J]. 医疗卫生装备, 2021, 42(10): 40-43.
- [5] 高文超, 王军良, 周振山, 等. PHILIPS 大孔径 CT 模拟定位机影像质量控制方法研究[J]. 生物医学工程与临床, 2016, 20(5): 468-471.
- [6] 高文超, 王军良, 周振山, 等. PHILIPS 大孔径 CT 模拟机影像质量控制测试研究[C]. //2015 年北京放射肿瘤年会论文集. 2016: 139-140.
- [7] 高文超, 王军良, 周振山, 等. Philips 大孔径 CT 模拟机影像质量控制方法研究[C]. //2016 年北京市肿瘤放疗年会论文集. 2016: 589-595.
- [8] 时飞跃, 任军, 吴正参, 等. 西门子 Sensation Open CT 模拟机 CT 值稳定性分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(12): 1407-1410.
- [9] 欧阳斌, 丘敏敏, 钟嘉健, 等. CT 扫描及重建参数对放疗图像质量影响的研究[J]. 中国医药导报, 2017, 14(1): 4-7.
- [10] 郑庆增, 鞠忠建, 邵莹, 等. 模拟定位 CT 的机型及扫描参数对 CT 值和噪声的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(5): 439-444.