

基于单线性关系的兆伏CT值-电子密度转换的可行性

王建杰,王开发,李懿,杨克桢
第三军医大学生物医学工程学院,重庆 400038

【摘要】目的:建立Hi-ART螺旋断层放疗系统的兆伏CT(MVCT)值与电子密度的关系,并探讨用于放疗剂量计算的可行性。**方法:**根据X射线与物质的相互作用规律推导得到3.5 MV的X射线衰减系数随电子密度变化的一元线性模型。采用CIRS 062体模在Hi-ART螺旋断层放疗系统和GE LightSpeed 16排CT机上分别进行扫描实验。对MVCT值与电子密度做线性拟合,根据拟合方程计算电子密度并分析误差;对kVCT图像根据常规化学当量校准法建立CT值-电子密度转换曲线。**结果:**MVCT值与电子密度线性拟合的可决系数 $r^2=0.998\ 8$ 。除肺组织等效材料(-7.16%)之外,根据拟合方程得到的电子密度测量值相对误差均在 $\pm 2\%$ 范围。**结论:**根据MVCT值-电子密度的单线性关系可准确获得电子密度测量值,可用于放疗剂量计算。

【关键词】螺旋断层放疗系统;兆伏CT;电子密度;体模;单线性关系

【中图分类号】R814.42

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)10-0987-05

Feasibility of converting megavoltage CT value to electron density based on single linear relationship

WANG Jian-jie, WANG Kai-fa, LI Yi, YANG Ke-cheng
School of Biomedical Engineering, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China

Abstract: Objective To present a simple conversion from megavoltage CT (MVCT) value in Hi-ART tomotherapy system to electron density (ρ_e), and investigate the feasibility in dose calculation of radiotherapy. **Methods** A single linear relationship between linear attenuation coefficient of 3.5 MV X-ray and ρ_e was deduced based on the principle of X-ray interaction with matter. A CIRS 062 phantom was scanned with a Hi-ART tomotherapy MVCT scanner and a GE LightSpeed 16 scanner separately. ρ_e was calculated from the linear equation obtained by linear fitting for MVCT value and ρ_e , and the error was analyzed. For kVCT image, CT value- ρ_e conversion curve was established based on traditional stoichiometric calibration. **Results** The determination coefficient (r^2) of the linear fitting for MVCT values and ρ_e was 0.998 8. The relative errors of ρ_e calculated values based on the fitting equation were within $\pm 2\%$, except for lung equivalent insert matter of the CIRS 062 phantom (-7.16%). **Conclusion** The MVCT value- ρ_e calibration line with a single linear relationship could accurately obtain the ρ_e calculated values, which can be used for dose calculation of radiotherapy.

Key words: tomotherapy system; megavoltage CT; electron density; phantom; single linear relationship

前言

Hi-ART螺旋断层放疗系统由直线加速器和兆伏CT(Megavoltage CT, MVCT)机整合而成,治疗前通过在线扫描成像可显著降低摆位误差,实现图像引

导放疗^[1]。另一方面,实现了断层成像的MVCT图像理论上也可以用于剂量计算。大量研究表明,用它代替千伏CT(kVCT)图像,同样采用组织等效体模建立CT值-电子密度转换曲线,治疗计划设计和实施的效果无显著差异^[2-5]。理论上,X射线与物质的相互作用过程与能级有关。kVCT采用120 kVp的X射线,与体内组织的相互作用中光电效应和康普顿散射的占比相当,形成图像对比;而MVCT采用3.5 MV的X射线,相互作用过程明显不同,康普顿散射占优

【收稿日期】2016-05-24

【基金项目】全军医学科技“十二五”重点课题(BWS11J015)

【作者简介】王建杰,E-mail: Wangjianjie15@aliyun.com

【通信作者】杨克桢,E-mail: yangkch@126.com

势而光电吸收占比显著降低。2000年 Ruchala等^[6]的体模实验就发现, MVCT 值与电子密度线性相关。这提示 MVCT有别于诊断用 kVCT 的性能特点, 有可能通过理论分析 MVCT 值与电子密度的关系而建立二者间精确的数学模型, 替代传统的查表法, 从而提高放疗剂量计算的准确性。

1 材料与方法

1.1 原理

3.5 MV 的 X 射线与物质的相互作用过程中, 相干散射和光核反应的占比很小, 可以忽略不计, X 射

线衰减系数表示为:

$$\mu = A\rho_e + BZ^n + CZ^2 \tag{1}$$

式中, 右边 3 项依次代表康普顿散射、光电效应和电子对效应, ρ_e 代表相对电子密度, 即与水的电子密度的比值, Z 代表(有效)原子序数, A 、 B 和 C 为常数, 常数 n 随 Z 的增大而增大, 取值 4~4.8。体内组织主要由 H、C、N、O、Ca 和 P 等 6 种元素组成, 微量元素只占约 1.7%。根据美国国家标准与技术研究院(National Institute of Standards and Technology, NIST)公布的数据, 对于绝大多数体内组织, 光电效应占比接近于零, 电子对效应占比约为 4%, 如表 1 所示^[7]。

表 1 3.5 MV 的 X 射线与物质(元素)的相互作用
Tab.1 Interaction of 3.5 MV X-ray with matter

Matter	ρ_e	μ/cm^{-1}	Weight of interaction		
			Compton scattering	Photoelectric effect	Pair production
H	0.000	0.000	0.993	0.000	0.007
C	1.529	0.056	0.962	0.000	0.038
N	0.001	0.000	0.956	0.000	0.044
O	0.001	0.000	0.950	0.000	0.049
Ca	1.392	0.055	0.884	0.001	0.114
I	3.706	0.180	0.723	0.013	0.260
Lung	1.042	0.038	0.959	0.000	0.041
Adipose	0.952	0.035	0.965	0.000	0.035
Breast	1.015	0.037	0.962	0.000	0.038
Water	1.000	0.037	0.959	0.000	0.041
Muscle	1.042	0.038	0.959	0.000	0.041
Cortical bone	1.781	0.067	0.936	0.000	0.064

ρ_e : Reltive electron density

电子对效应引起的电子污染是高能 X 射线放疗的问题之一, 孔栋等^[8]的研究同样表明, 6 MV 医用加速器的电子污染大约为 4%。因此, 式(1)可近似简写为:

$$\mu = \frac{A}{0.96} \rho_e \tag{2}$$

这说明, MVCT 值近似与 ρ_e 成正比。根据上式逆向计算 ρ_e , 对于 Z 较高的物质, 由于光电效应和电子对效应的影响, ρ_e 将会被高估; 而对于 Z 较低的物质, 则刚好相反。

1.2 体模实验

Hi-ART 螺旋断层放疗系统的 MVCT 机采用 540

个通道的环形氙气电离室, 每个电离室被厚度为 0.32 mm 的钨片分隔成两个空腔。X 射线源到探测器和等中心的距离分别为 145 和 85 cm, 扫描过程中射线强度保持不变, 由全部打开的多叶准直器(MLC)准值为宽度为 4 mm 的扇形束。扫描野(FOV)直径为 40 cm。扫描模式共有 3 种可选, 即 Fine、Normal 和 Coarse, 对应的标称层厚分别为 2、4 和 6 mm。由于机架旋转周期为 5 s, 对于 10 cm 的扫描范围, 3 种模式耗时分别 250、125 和 83 s。重建图像的像素矩阵为 512×512。

CIRS 062 型电子密度体模的整体横断面近似长短轴分别为 33 和 27 cm 的椭圆形, 中心部分为直径 18 cm 的圆形, 分别模拟躯干和头部; 基底采用密度为 1.01 g/cm³ 的水等效材料, 内嵌 17 个直径约 3.05 cm 的圆柱形插件, 分别模拟肌肉、肺、脂肪、肝、乳腺、密质骨、疏松骨等人体组织。

在 MVCT 上摆放“躯干”体模使其中心轴与等中心线重合, 选择 Normal 扫描模式, 管电流为 750 mAs。为对比, 在 GE LightSpeed 16 排螺旋 kVCT 机上重复上述实验, 扫描参数如下: 120 kVp, 240 mAs, 准直器宽度 8 mm×1.25 mm, 螺距 1.2, 层厚 5 mm。

在 DICOM 图像中, 对每个插件分别选取面积约 2 cm²、50 个左右像素点的圆形感兴趣区 (Region of Interest, ROI) 并尽量使之居于目标图像的中心, 测量 CT 均值和标准差; 在水等效材料中选择同样大小的 ROI, 测量 CT 值标准差, 记为图像噪声水平。

对体模中各插件的标称 ρ_e 与 MVCT 均值进行线性拟合, 得到 ρ_e 测量值的表达式如下:

$$\rho_e^{cal} = a \frac{MVCT均值}{1\,000} + b$$

(3)

对于 kVCT 图像, 按照临床常规方法建立 CT 值- ρ_e 分段线性曲线^[9-10]。

2 结果

体模各插件的 ρ_e 与 CT 值的关系如图 1 所示。对于 MVCT, 二者间线性拟合的可决系数 $r^2=0.998\,8$, 说明拟合优度高。 $a=1.04$, $b=0.995\,5$, 代入式 (3), 得到 ρ_e 测量值的表达式:

$$\rho_e^{cal} = 1.04 \times 10^{-3} MVCT均值 + 0.995\,5$$

(4)

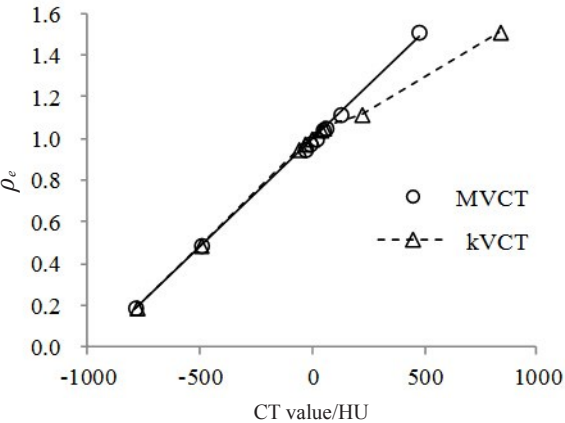
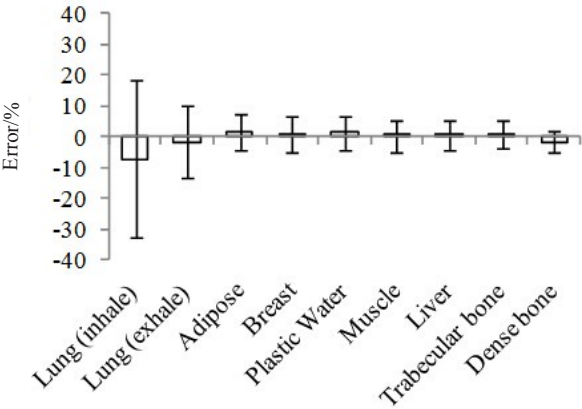


图1 CIRS 062 体模各插件的 CT 值- ρ_e 实验结果散点图

Fig.1 CT values- ρ_e plots of experimental data for inserts of CIRS 062 phantom

各插件 ρ_e 的测量误差如图 2 所示。其中, 肺组织等效插件的相对误差最大 (-7.16%), 其余的均在 ±2% 以内, 水等效材料的为 1.22%。



The relative error of the measured ρ_e for lung insert was maximum (-7.16%). Error bars presented the standard deviation obtained from sets of measurements with all pixels in the selected region of interest.

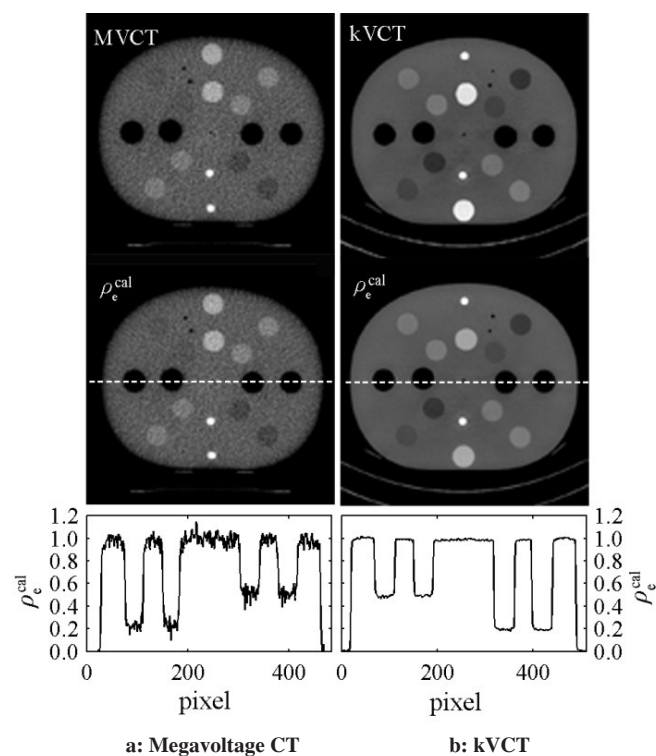
图2 根据拟合方程(4)计算 ρ_e 测量值的准确性
Fig.2 Accuracy of ρ_e calculated by fitting equation (4)

kVCT 图像的 CT 值总体上也随 ρ_e 的增大而增大。当 $\rho_e < 1$ 时, 对应的 CT 值与 MVCT 图像的差别不大; 而当 $\rho_e > 1$ 时, CT 值明显大于 MVCT 图像的。原因在于, 物质的 ρ_e 越小, Z 相应较低, 光电效应占比小, 康普顿散射占优势; 反之, 物质的 ρ_e 越大, Z 相应较高, 光电效应占比显著增大。

MVCT 图像和 kVCT 图像的噪声水平分别为 35.2 和 9.1 HU。如图 3 所示为二者在相同显示窗口技术条件下的图像比较。肉眼即可分辨, 前者不但噪声水平高, 而且对比度低。

3 讨论

体模实验说明, MVCT 值与 ρ_e 之间存在线性关系, 与理论推导相符。由于光电效应和电子对效应的占比随着 Z 的增大而明显增大, 拟合方程的斜率 a 略大于 1。通过拟合线性方程计算 ρ_e , 肺组织等效材料的测量误差最高, 可能与材料的 Z 较低有关, 电子对效应的占比远小于 4% 而导致测量值偏低。反之, 对于 Z 较高的物质, 如碘, 尽管 X 射线能量远大于其 k 边缘, 但光电效应占比为 0.013, 并不能忽略不计, 尤其是电子对效应占比达 0.260, 远大于平均值, 将导致 ρ_e 测量值偏高。因此, 拟合方程存在一定的适用范



A profile of the calculated ρ_e^{cal} along the horizontal line passing through the center of the phantom, which is indicated by the broken line, was shown at the bottom of each ρ_e^{cal} image.

图 3 CIRS 062 体模的 MVCT 图像和 kVCT 图像 (WW/WL=400 HU/60 HU) 及分别计算得的 ρ_e^{cal} 图像 (WW/WL=1.231/1.035) 比较

Fig.3 Comparison of megavoltage CT image and kVCT image of CIRS 062 phantom (WW/WL=400 HU/60 HU), and calculated ρ_e^{cal} image (WW/WL=1.231/1.035)

围,不适合Z太高或太低的物质。

采用诊断kVCT的传统放疗模拟,通过组织等效体模建立CT值- ρ_e 转换曲线,提供剂量计算所需的组织参数——对于X(γ)射线放疗主要指 ρ_e ,实现组织不均匀性校正,即化学当量校准法(Stoichiometric Calibration)。由于CT值同时依赖于物质的 ρ_e 和Z,CT值与 ρ_e 之间不存在一一对应关系: ρ_e 相同的两种物质因Z不同而CT值不同;反之,CT值相同的两种物质因Z不同而 ρ_e 不同。所以,化学当量校准法本质上是一种根据经验的分段线性映射曲线,实际应用中存在诸多问题,包括曲线分段数、端点位置和边界等,取决于体模插件的数量及其所采用的组织等效材料^[9-11]。一项多中心的研究显示,化学当量校准法难免导致剂量计算误差,尤其在头颈部应用中甚至可达40%^[12]。

采用MVCT的放疗模拟可能避免常规CT模拟存在的不足,可有效降低 ρ_e 测量误差,提高剂量计算的准确性。同时,由于MVCT采用放疗X射线能级,

与传统的kVCT模拟存在本质的区别。特殊情况下,当选择治疗X射线能量为3.5 MV时,MVCT图像的CT值直接反映其在体内的粒子输运和能量分布规律,包含了除康普顿散射之外的其它相互作用过程,可直接用于剂量计算,无需进行组织参数(电子密度)转换,可以避免大量近似计算引起的系统误差。

MVCT图像噪声远高于kVCT图像,导致 ρ_e 测量值的可靠性降低,测量误差标准差约在10%左右(图2);其中,肺组织等效材料的超过20%,可能与材料本身的工艺有关。除了噪声水平,MVCT图像的其他质量参数,包括空间分辨率、低对比度分辨率和时间分辨率等均明显低于kVCT图像,但足以满足分次治疗期间修正摆位误差的目的^[13-15]。剂量测定实验表明,其CTDI约为2.5 cGy,不到kVCT成像(本实验为28.9 cGy)的十分之一,有利于控制病人受照剂量^[16]。由于量子噪声正比于X射线剂量,假设提高mAs使得二者的CTDI相当,容易推论图像噪声水平也大致相当。

研究工作存在一些不足。首先,受采用的CIRS 062体模所限,插件的 ρ_e 分布在1左右相对集中而在0.0~0.9和1.1~2.0采样不足,影响实验结果的可靠性;其次,未采用治疗计划系统或剂量计算模拟软件对MVCT图像用于剂量计算的可行性进行进一步验证。

总之,根据X射线与物质的相互作用规律可推导出3.5 MV的X射线在人体组织衰减的一元线性模型。体模实验表明,Hi-ART螺旋断层放疗系统的MVCT值与 ρ_e 呈线性关系,与理论分析相符;根据拟合直线方程计算的 ρ_e 测量误差除肺组织等效材料外均在 $\pm 2\%$ 以内。这说明MVCT图像应用于放疗剂量计算是可行的,但其应用性能还有待进一步研究。

【参考文献】

- [1] KUPELIAN P, LANGEN K. Helical tomotherapy: image-guided and adaptive radiotherapy [J]. *Front Radiat Ther Oncol*, 2011, 43: 165-180.
- [2] LANGEN K M, MEEKS S L, POOLE D O, et al. The use of megavoltage CT (MVCT) images for dose recomputations [J]. *Phys Med Biol*, 2005, 50(18): 4259-4276.
- [3] SONG J Y, AHN S J. Effect of image value-to-density table (IVDT) on the accuracy of delivery quality assurance (DQA) process in helical tomotherapy [J]. *Med Dosim*, 2012, 37(3): 265-270.
- [4] CROP F, BERNARD A, REYNAERT N. Improving dose calculations on tomotherapy MVCT images [J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2012, 13(6): 3986.
- [5] MARTIN S, YARTSEV S. KVCT, MVCT, and hybrid CT image studies-- treatment planning and dose delivery equivalence on helical tomotherapy [J]. *Med Phys*, 2010, 37(6): 2847-2854.
- [6] RUCHALA K J, OLIVERA G H, SCHLOESSER E A, et al. Calibration of a tomotherapeutic MVCT system [J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(4): N27-N36.
- [7] BERGER M J, HUBBELL J H, SELTZER S M, et al. XCOM: photon cross section database (version 1.5). National Institute of Standards and Technology [EB/OL]. (2010). <http://physics.nist.gov/xcom>.
- [8] 孔栋, 顾思毅, 倪婕, 等. 6 MV 医用加速器电子对效应的蒙特卡罗模拟研究 [J]. *原子能科学技术*, 2014, 48(11): 2116-2122.
KONG D, GU S Y, NI J, et al. Monte carlo simulation study on electron-pair effect of 6 MV medical accelerator [J]. *Atomic Energy Science and Technology*, 2014, 48(11): 2116-2122.
- [9] SCHNEIDER U, PEDRONI E, LOMAX A. The calibration of CT hounsfield units for radiotherapy treatment planning [J]. *Phys Med Biol*, 1996, 41(1): 111-124.
- [10] SCHNEIDER W, BORTFELD T, SCHLEGEL W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions [J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(2): 459-478.
- [11] 冯国生, 梁远, 吴丹玲, 等. CT值-相对电子密度转换曲线的影响因素分析 [J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2012, 21(3): 281-284.
FENG G S, LIANG Y, WU D L, et al. Impact factor of relationships between CT value and relative electron density for treatment planning system [J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2012, 21(3): 281-284.
- [12] VANDERSTRAETEN B, CHIN P W, FIX M, et al. Conversion of CT numbers into tissue parameters for Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study [J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(3): 539-562.
- [13] MEEKS S L, HARMON J J, LANGEN K M, et al. Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit [J]. *Med Phys*, 2005, 32(8): 2673-2681.
- [14] 戴相昆. 螺旋断层加速器MVCT影像质量分析及剂量重算的研究 [D]. 北京: 清华大学, 2010.
DAI X K. Evaluation of image quality of megavoltage computed tomography for helical tomotherapy unit and application for dose recalculation [D]. Beijing: Tsinghua University, 2010.
- [15] 岳麒, 段继梅, 王志伟, 等. 对HT系统MVCT扫描图像CT值及噪声影响因素的研究 [J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2014, 23(6): 527-529.
YUE Q, DUAN J M, WANG Z W, et al. The research on the factors of effecting the CT number and noise of Tomo Therapy MVCT [J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2014, 23(6): 527-529.
- [16] HEN M, CHAO E, LU W. Quantitative characterization of tomotherapy MVCT dosimetry [J]. *Med Dosim*, 2013, 38(3): 280-286.

(编辑: 薛泽玲)