

## Dual energy CT measurement of iodine concentration in a phantom

TIAN Zhi-hui<sup>1</sup>, WANG Qi<sup>1</sup>, SHI Gao-feng<sup>1\*</sup>, CAO Yan-kun<sup>2</sup>

(1. CT Division, 2. Department of Radiation Oncology, Hebei Medical University  
Forth Hospital, Shijiazhang 050011, China)

**[Abstract]** **Objective** To validate the utility of dual-source dual energy CT in quantifying iodine concentration in a phantom. **Methods** Non-ionic contrast iodine dispersed with distilled water were filled into 16 test tubes with concentration of 0, 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.9, 1.0, 2.0……10.0 (mg/ml), and the tubes were placed into the phantom. Dual-source dual-energy CT scanning of the phantom was performed using two kinds of scan voltage, i. e. method 1 (tube A, 80 kV; tube B, 140 kV) and method 2 (tube A, 100 kV; tube B, 140 kV), respectively. There were 4 groups: group A, 80, 140 kV and 5 mm reconstruction slice thickness, group B, 100, 140 kV and 5 mm, group C, 80, 140 kV and 1 mm, group D, 100, 140 kV and 1 mm. Analysis of variance and *Pearson* correlation analysis were used to compare the calculated outcomes with known iodine concentration. **Results** The iodine measurements in all groups positively correlated to the real values of the ion ( $r=0.999$ ). No significant difference was found between the calculated and true iodine concentration ( $P=0.998$ ). CT values were not statistically different among 4 groups ( $P=0.860$ ). CT values of high concentration tubes showed warp with different scan voltage. The curve of monochromatic imaging of spectral CT showed that CT values dropped off with the gradual increase of monochromatic energy. **Conclusion** Dual-source CT has good accuracy in the material composition analysis of different concentrations of iodine solution.

**[Key words]** Iodine-containing; Tomography, X-ray computed; Compared study

## 双能 CT 测定体模碘含量

田志辉<sup>1</sup>, 王琦<sup>1</sup>, 时高峰<sup>1\*</sup>, 曹彦坤<sup>2</sup>

(1. 河北医科大学第四医院 CT 室, 2. 放疗科 河北 石家庄 050011)

**[摘要]** **目的** 利用体模验证双能 CT 碘含量测定的可靠性。 **方法** 配置 16 种不同浓度碘对比剂的试管放置于体模中, 浓度梯度为 0、0.1、0.3、0.5、0.7、0.9、1.0、2.0……10.0 (mg/ml)。采用两种能量模式进行双能 CT 扫描, 管电压分别为 80、140 kV 和 100、140 kV。分为 4 组处理对象: 80、140 kV, 5 mm 重建层厚组 (A 组); 100、140 kV, 5 mm 重建层厚组 (B 组); 80、140 kV, 1 mm 重建层厚组 (C 组); 100、140 kV, 1 mm 重建层厚组 (D 组)。采用方差分析和 *Pearson* 相关分析比较真实值与测量值。 **结果** 4 组碘测量值与真实碘含量之间均具有明显相关性 ( $r=0.999$ )。4 组测量值与真实值间差异无统计学意义 ( $P=0.998$ )。试管的 CT 值在 4 组间差异无统计学意义 ( $P=0.860$ ); 随试管内碘浓度逐渐增高, CT 值测量受扫描电压影响出现偏移。单能量曲线显示试管的 CT 值随能量的增加而减小。 **结论** 双源 CT 定量分析不同浓度溶液碘含量的准确性较高。

**[关键词]** 碘含量; 体层摄影术, X 线计算机; 对比研究

**[中图分类号]** R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2012)07-1406-05

**[基金项目]** 河北省卫生厅科研基金项目(20110134)。

**[作者简介]** 田志辉(1978—), 男, 河北保定人, 硕士, 主管技师。E-mail: tzhhui106@126.com

**[通讯作者]** 时高峰, 河北医科大学第四医院 CT 室, 050011。E-mail: gaofengs62@sina.com

**[收稿日期]** 2011-08-18 **[修回日期]** 2012-01-19

目前 CT 诊断组织器官或病变有无强化主要依据 CT 值变化,但单一球管成像应用的 X 线具有一定能谱范围,线束硬化伪影可影响 CT 值测量的准确性,进而影响诊断<sup>[1]</sup>。双能 CT 使用两种不同能量级的 X 线同时扫描,利用不同物质在不同能量条件下衰减系数不同而达到分辨物质成分的目的<sup>[2-3]</sup>。因此,理论上双能 CT 可通过碘的含量和分布鉴别正常组织和病变组织,并以碘图呈现<sup>[4-6]</sup>,为更精确地判定病变性质提供了良好手段。本研究利用体模实验模型进行不同碘浓度的测量,验证该技术的可靠性,并初步评估双能扫描的最优模式。

### 1 材料与方法

1.1 实验材料 使用碘普罗胺 300 非离子型对比剂,用蒸馏水稀释成 16 种不同的浓度 (mg/ml),置于 15 ml 硬塑料管(图 1)体模中,塑料管的直径 1.5 mm,长度 9.5 mm,使用 30 cm×21 cm×18 cm 的塑料水箱作为模拟人体内环境的水模。材质中均无可能产生伪影的物质。配置浓度依次为 0、0.1、0.3、0.5、0.7、0.9、1.0、2.0、3.0、4.0、5.0、6.0、7.0、8.0、9.0、10.0 mg/ml。试管排列方式见图 1,以最大限度地避免伪影的影响。

1.2 仪器与方法 采用 Siemens Somatom Definition

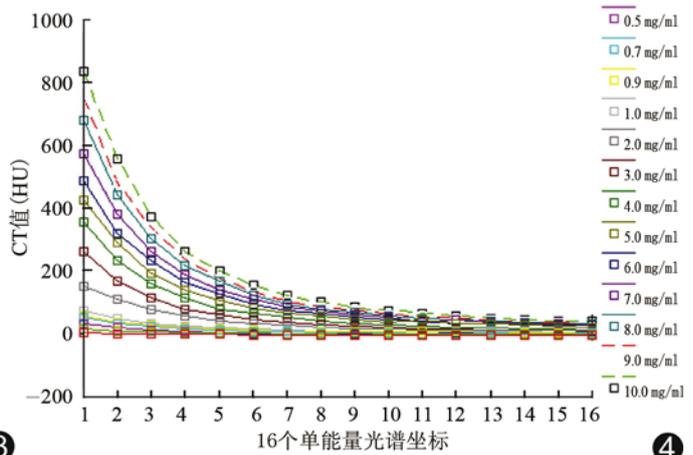
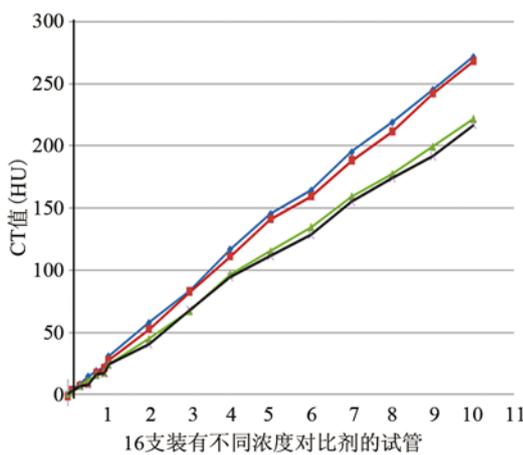
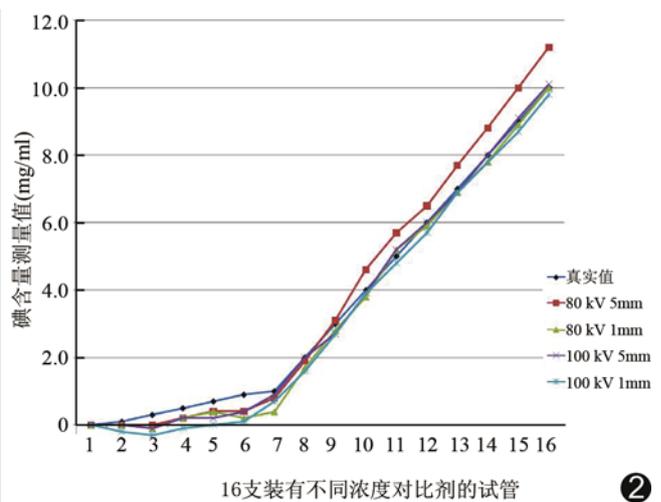
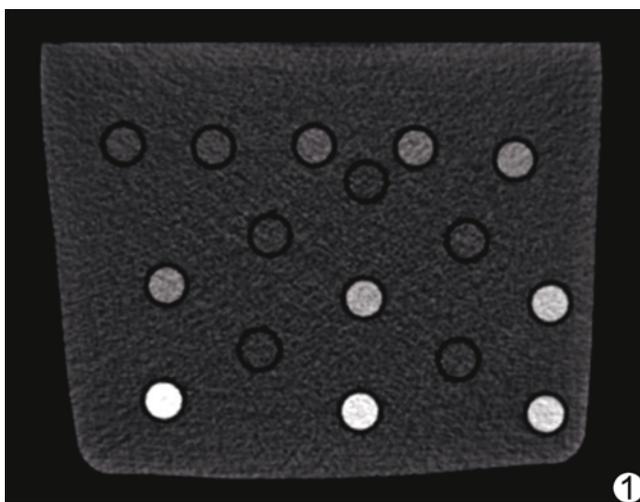


图 1 80~140 kV 双能模式扫描,16 支装有不同浓度对比剂的试管的 CT 轴位图像(层厚 1 mm) 从上到下:第一排试管的浓度从左至右分别是 0.9、1.0、2.0、3.0、4.0 mg/ml;第二排为 0;第三排从左至右为 0.5、0.7 mg/ml;第四排从左至右为 5.0、6.0、7.0 mg/ml;第五排从左至右分别为 0.1、0.3 mg/ml;第六排从左至右为 10.0、9.0、8.0 mg/ml 图 2 4 种扫描方式测量碘浓度梯度为 0.0、0.1、0.3……9.0、10.0 mg/ml 的 16 支试管碘含量值与真实值对比图 4 种扫描模式获得的碘含量值与真实值间一致性好 图 3 4 种扫描方式测量碘浓度梯度为 0、0.1、0.3……9.0、10.0 mg/ml 的 16 支试管的 CT 值 不同电压扫描图像中所测的 CT 值有所不同,且碘浓度越高,CT 值差异越明显 图 4 碘浓度不同的 16 支试管在 40~190 keV 单能光谱中的 CT 值变化曲线 随光谱能量提高,CT 值呈现出下降趋势,含碘越高的试管变化趋势越显著

Flash 双源 CT 机, 双能扫描模式, 扫描条件: 模式 1, 管电压 80、140 kV, 管电流 217、93 mA, 螺距 0.9, 重建层厚 1.5 mm, FOV 332 mm, 准直器宽度 0.6 mm, 旋转时间 0.5 s; 模式 2, 管电压 100、140 kV, 管电流 105、87 mA, 余扫描参数与模式 1 相同。CTDIvol 固定设置为 8.71 mGy。

1.3 图像处理 将扫描获得的图像数据导入 Multi Modality Workplace 工作站, 具有双能处理软件。依据两种管电压和两种重建层厚, 将研究对象分为 4 组: A 组, 80、140 kV, 5 mm 重建层厚组; B 组, 100、140 kV, 5 mm 重建层厚组; C 组, 80、140 kV, 1 mm 重建层厚组; D 组, 100、140 kV, 1 mm 重建层厚组。首先使用双能软件包中的虚拟平扫 (virtual non-contrast) 处理<sup>[7]</sup>, 调节融合系数, 得到碘含量分布图。在碘图中对 16 支试管每次扫描均在相邻层面测量 3 次, ROI 均为 1 cm<sup>2</sup>, 共获得 192 个数据, 观察窗宽 180 HU, 窗位 50 HU。然后进行单光谱成像分析, 使用 Dual Energy 中的光谱分析软件, 间隔 10 keV, 在 40~190 keV 间进行 16 种不同能量的单能量图像重建, 并利用单能量图像测得的 CT 值绘制能谱曲线。

1.4 统计学分析 采用 SPSS 11.5 统计软件包, 采用单因素方差分析比较各组中碘含量测量值与真实值间及各组测量值间的差异; 真实值与测量值间两两比较采用 LSD 法; 用 Pearson 相关分析观察选择性能谱纯化技术图像碘含量测量值与碘含量真实值间的相关性; 采用方差分析比较 16 只不同浓度样品试管的 4 组 CT 值。以  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

16 种不同浓度的样品碘含量值结果见表 1。4 组碘测量值与碘含量真实值之间均有明显相关性 ( $r=0.999$ ,  $P$  均  $< 0.001$ , 图 2)。4 组测量值与真实值间差异无统计学意义 ( $F=0.058$ ,  $P=0.998$ )。真实值与测量值两两比较差异均无统计学意义 (A 组:  $P=0.854$ , B 组:  $P=0.869$ , C 组:  $P=0.923$ , D 组:  $P=0.794$ )。

碘含量  $\leq 1$  mg/ml 时, 4 组测量值均略小于真实值。碘含量  $> 3$  mg/ml 后, A 组的测量值均略高于真实值, 其他 3 组测量值可相对较好地反映真实值。

4 组间 CT 值的差异无统计学意义 ( $F=0.252$ ,  $P=0.860$ )。但随碘浓度升高, CT 值有逐渐增高的趋势, 且低电压组的 CT 值高于高电压组, 但差异无统计学意义 (图 3)。以 10 keV 为间隔, 经双能单光谱模式重建获得 40~190 keV 区间 16 种单光谱图像资料, 不同能量条件下 CT 值随 keV 增加而减小, 含碘量越高的试管曲线变化越明显 (图 4), 密度越接近于水, 曲线越接近于平行直线。

## 3 讨论

CT 成像的原理是基于人体不同组织对 X 线吸收能力的差异, 而组织对不同能量的 X 线吸收率不同, 提示要得到正确的 CT 值, 必须使用同一能量的 X 线。但实际工作中 CT 机发出的 X 线涵盖了一系列从低到高的混合能量, 导致同一物质会表现出不同的 CT 值。硬化效应导致 CT 值的“偏移”, 从理论上可以出现在同一患者的同一个扫描野中, 也会出现在不同患者中。

表 1 两种电压及两种重建层厚条件下测得的碘摄取值 (mg/ml)

实际值	A 组		B 组		C 组		D 组	
	测量值	差值	测量值	差值	测量值	差值	测量值	差值
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.1	0	-0.1	0	-0.1	0	-0.1	-0.2	-0.3
0.3	0	-0.3	-0.1	-0.4	-0.1	-0.4	-0.3	-0.6
0.5	0.2	-0.3	0.2	-0.3	0.2	-0.3	-0.1	-0.6
0.7	0.4	-0.3	0.2	-0.5	0.4	-0.3	0	-0.7
0.9	0.4	-0.5	0.4	-0.5	0.2	-0.5	0.1	-0.8
1.0	0.8	-0.2	0.9	-0.1	0.4	-0.6	0.7	-0.3
2.0	1.9	-0.1	2	0	1.7	-0.3	1.6	-0.4
3.0	3.1	0.1	2.7	-0.3	2.8	-0.2	2.7	-0.3
4.0	4.6	0.6	3.9	-0.1	3.8	-0.2	3.9	-0.1
5.0	5.7	0.7	5.2	0.2	5.2	0.2	4.8	-0.2
6.0	6.5	0.5	6.0	0	5.9	-0.1	5.7	-0.3
7.0	7.7	0.7	6.9	-0.1	6.9	-0.1	6.9	-0.1
8.0	8.8	0.8	8.0	0	7.8	-0.2	7.8	-0.2
9.0	10	1	9.1	0.1	8.9	-0.1	8.7	-0.3
10.0	11.2	1.2	10.1	0.1	10	0	9.8	-0.2

不同 CT 机之间,因球管不同、探测器不同、重建算法不同,所得 CT 值不具可比性,即日常工作中获得的 CT 值是一个相对值,只能提供形态学信息,不能真正提供病理学的信息<sup>[8-9]</sup>。双源 CT 的双能扫描技术可直接获得组织器官的碘摄取值<sup>[10]</sup>,并可同时呈现 40~190 keV 低能量到高能量的任意单一能量 CT 图像数据,一次扫描获得多能量序列的图像。

理论上,双能 CT 可定量分析一种已知其化学组成的混合物中的组织成分。目前双能 CT 解决了诸如高压发生器、热容量、球管冷却等硬件问题,提高了时间及空间分辨率,为 CT 解决新的问题提供了可能<sup>[2]</sup>。双源 CT 辨别物质成分所依据的原理同样是 X 线穿过不同密度物质后的衰减不同。美国国家标准暨技术学会(National Institute of Standards and Technology, NIST)制定了人体不同元素或物质 X 线衰减系数表,几乎包括了人体所有元素或化合物的衰减系数值。双能 CT 可同时进行高能量与低能量数据采集,通过双能扫描获得某种物质内不同元素的成分及所占比例,生成新的图像。

本研究中 80、140 kV 和 100、140 kV 两种能量模式扫描均可获得 ROI 的碘含量,且测量值与真实值之间有很好的相关性( $r=0.999$ ),且其间差异无统计学意义( $F=0.058$ ,  $P=0.998$ )。但是,仍有两个问题未能解决:①碘浓度低于 1.0 mg/ml 时,测量值总是略低于真实值,考虑与计算机的算法有一定关系:选择性能谱纯化技术测量物质的浓度可能存在一个阈值限制,超过阈值限制时,测量值与真实值之间的偏差增大;②80、140 kV, 5 mm 重建层厚组(A 组)的测量值波动较大,虽差异无统计学意义,但实际工作中获取碘值最好不选用上述条件,因低电压 80 kV 的光子在穿过高浓度含碘物质时衰减较为显著,导致测量值存在一定偏差,在本实验中使用较薄层面(C 组)可减少这一现象造成的影响。对比图 2 和图 3,发现双能扫描碘值测量软件的准确性高于 CT 值,特别是受不同扫描电压的影响相对较小。本研究中测量的 4 组 CT 值统计分析中无明显差异,提示测量 CT 值可反映组织密度和含碘量变化的趋势,但在浓度高于 1.0 mg/ml 后,受电压和碘浓度的影响,CT 值出现分离。

根据双能扫描数据可以计算碘摄取值,同时也可通过软件获得 40~190 keV 范围内任意一个或多个图像的单能谱数据(图 4)。图 4 为不同浓度试管的能谱曲线,16 支能谱曲线均为自低能到高能的下型曲线,均反映了在不同能量条件下其 CT 值变化的特点;

曲线依次排列,但下降幅度各有不同,不同的单能量成像所得到的组织器官或病变的 CT 值会随能量增加而呈线性降低。

双源双能 CT 能谱成像技术和碘摄取技术为 CT 成像和影像分析提供了新的模式,通过相应软件可以较为简便地获取组织器官或病变的碘含量,得到单能谱的图像资料和数据<sup>[10]</sup>。本研究证实了其可靠性,但还有一些不足和需要进一步解决的问题:①本研究是实验研究,未涉及临床病例,在实际工作中 ROI 的测量还会受到背景噪声、部分容积效应等因素的影响;②能谱曲线的图像如何应用于临床尚需进一步研究,能谱曲线的出现使影像工作者从简单的 CT 值测量向曲线形式转变,这种由点到线的变化带来新的研究方向和挑战;③本研究侧重于碘值的分析,对于 CT 值的变化特点仅作简单统计分析,未详尽探讨。

总之,双能 CT 计算碘摄取值较为准确,对强化程度的评估优于常规 CT 单纯测量 CT 值,有望成为分析物质成分和鉴别诊断疾病的可靠工具。

#### [参考文献]

- [1] 柴瑞梅,任克,曲胜,等.双源 CT 双能量成像在肝癌经皮肝动脉化疗栓塞术后复查中的应用价值.中华放射学杂志,2011,45(10):980-984.
- [2] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience. Eur Radiol, 2007, 17(6):1510-1517.
- [3] 王万勤,刘斌,周勇,等.能谱 CT 最佳单能量成像去除体模对比剂硬化伪影及图像噪声.中国医学影像技术,2011,27(11):2349-2352.
- [4] Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, et al. Dual-source CT cardiac imaging: Initial experience. Eur Radiol, 2006, 16(7):1409-1415.
- [5] Thieme SF, Johnson TR, Lee C, et al. Dual-energy CT for the assessment of contrast material distribution in the pulmonary parenchyma. AJR Am J Roentgenol, 2009, 193(1):144-149.
- [6] Graser A, Johnson TR, Hecht EM, et al. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: Can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? Radiology, 2009, 252(2):433-440.
- [7] Ferda J, Novák M, Mírka H, et al. The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography. Eur Radiol, 2009, 19(10):2518-2522.
- [8] Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, et al. Renal cyst pseudoenhancement: Beam hardening effects on CT numbers. Radiology, 1999, 213(2):468-472.
- [9] Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, et al. Renal cyst pseudoen-

hancement: Influence of multidetector CT reconstruction algorithm and scanner type in phantom model. Radiology, 2007, 244 (3):767-775.

[10] 邵伟光,周茂义,刘典美,等. 宝石能谱 CT 测定成人甲状腺碘浓度. 中国医学影像技术, 2011, 27(12):2389-2392.

## 《中国介入影像与治疗学》杂志 2012 年征订启事

《中国介入影像与治疗学》杂志创刊于 2004 年,是由中国科学院主管,中国科学院声学研究所主办,中国工程院医药卫生工程学部协办的国家级学术期刊,主编为邹英华教授。刊号:ISSN 1672-8475, CN 11-5213/R。是中国精品科技期刊、中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)、中国科学引文数据库核心期刊、中国期刊全文数据库全文收录期刊、荷兰《医学文摘》收录源期刊、俄罗斯《文摘杂志》收录源期刊、波兰《哥白尼索引》收录源期刊、荷兰《斯高帕斯数据库》收录期刊、英国《物理学、电技术、计算机及控制信息社数据库》(INSPEC 数据库)收录期刊。

《中国介入影像与治疗学》杂志以报道介入影像与治疗学、介入超声学、介入材料学、药物学与护理学等方面的临床研究、基础研究以及医、理、工结合的成果与新进展为主,在学术上追求高起点、创新性;在技术上追求先进性、实用性和规范化;信息报道上追求真实性、时效性、可读性。本刊是介入影像、治疗学工作者学习、交流的园地,也是图书馆必备的学术刊物。

《中国介入影像与治疗学》为月刊,64 页,大 16 开本,彩色印刷。单价:16 元,全年定价 192 元。订户可随时向当地邮局订阅,邮发代号:80-220;亦可向编辑部直接订阅,免邮寄费(欢迎通过银行转账,附言栏请注明订阅杂志名称)。

联系电话:010-82547903 传真:010-82547903

E-mail:cjiit@mail.ioa.ac.cn 网址:www.cjiit.com

编辑部地址:北京市海淀区北四环西路 21 号大猷楼 502 室 邮编:100190

银行账户名:《中国医学影像技术》期刊社 账号:110907929010201

开户行:招商银行北京分行清华园支行 联系人:孟辰凤

