

双源CT双能非线性融合技术显示甲状腺疾病

陆祎¹, 朱景雨², 汪登斌², 蔡静², 丁茗², 刘世杰², 宋黎涛¹, 任刚²

1. 上海中医药大学附属第七人民医院放射科, 上海 200137; 2. 上海交通大学医学院附属新华医院放射科, 上海 200093

【摘要】目的:探讨双源CT双能非线性融合(NLB)技术显示甲状腺病灶的能力。**方法:**对32例怀疑甲状腺病变患者行颈部双能量CT增强扫描,将扫描数据进行后处理,分成5组图像,分别为A组:80 kV;B组:线性融合图像0.5LB;C组:NLB($\lambda=80$ HU, $\omega=250$ HU);D组:NLB($\lambda=80$ HU, $\omega=500$ HU);E组:NLB($\lambda=160$ HU, $\omega=250$ HU)。测量5组图像颈部动脉期的甲状腺病灶的对比度值和图像噪声值,计算病灶的对比噪声比值。由两位资深放射科医生共同评价图像。**结果:**5组图像间对比度、噪声和对比噪声比值均有统计学差异,D组图像对比噪声比值最高,图像质量最优。**结论:**NLB技术可以提升甲状腺疾病显示能力,优化图像质量。

【关键词】甲状腺结节;双能量;体层摄影术;非线性融合技术

【中图分类号】R445.3;R581

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)10-1047-04

Thyroid disease displayed by using non-linear blending technology on dual-energy CT

LU Yi¹, ZHU Jing-yu², WANG Deng-bin², CAI Jing², DING Ming², LIU Shi-jie², SONG Li-tao¹, REN Gang²

1. Department of Radiology, Shanghai Seventh People's Hospital Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200137, China; 2. Department of Radiology, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To explore the capacity of non-linear blending (NLB) technology on dual-energy CT for displaying thyroid lesion. **Methods** Totally, 32 patients with suspicious thyroid lesion who underwent neck dual-energy enhanced CT scan were selected. The scan data were post-processed and divided into five groups of images. The five groups of images were separately reconstructed with 80 kV (group A), linear blending image 0.5LB (group B), NLB with λ of 80 HU and ω of 250 HU (group C), NLB with λ of 80 HU and ω of 500 HU (group D), NLB with λ of 160 HU and ω of 250 HU (group E). The contrast value of thyroid lesion and image noise value were measured in artery phase, and signal-to-noise ratio (SNR) of lesion was calculated. Five groups of images were also evaluated by two experienced radiologists. **Results** Statistical differences were found in contrast value, image noise and SNR among five groups of images. Images of group D had the highest SNR, with the best image quality. **Conclusion** NLB technology improves the display capacity of thyroid lesion and optimizes the image quality.

Key words: thyroid nodule; dual energy; tomography; non-linear blending

前言

近年来,甲状腺疾病发病率呈明显上升趋势,CT作为一种鉴别甲状腺结节和肿瘤的影像学方法,由于其检查的便利性而颇受青睐。然而良恶性甲状腺

结节的影像学表现并不典型,术前诊断非常困难。双源CT的问世,双能量扫描技术作为一种新的能量成像技术^[1],能够提高扫描物质的组织鉴别能力,优化图像质量,提高诊断准确率。非线性融合(NLB)技术作为双源CT独有的图像处理方法,有别于传统的图像线性融合方式,并不是按两球管即80 kV和140 kV通过设置比例线性融合而成的图像,而是一种全新的能量融合方式,对于每个像素按不同能量比例进行融合^[2]。有学者报道利用双能CT扫描技术优化

【收稿日期】2016-06-28

【基金项目】上海市卫生局科研基金(2010029)

【作者简介】陆祎,女,主管技师,E-mail: luyi920@sohu.com;朱景雨,男,硕士,E-mail: loverainboy@sina.com

【通信作者】任刚,教授,硕士生导师,E-mail: rengang527@163.com

颈部淋巴结病变图像^[3],以及通过双能量NLB提高门静脉和肺动脉图像质量,肝脏病灶显示等^[4-6]。本文旨在评估NLB在显示甲状腺疾病方面的应用价值。

1 材料与方法

1.1 一般资料

收集上海中医药大学附属第七人民医院2016年1月~4月共32例临床上怀疑有甲状腺病变且行双能量CT扫描的患者纳入研究,男12例,女20例,年龄(51.0±17.3)岁。其中甲状腺肿16例,甲状腺恶性占位8例,甲状腺良性结节3例,甲状腺钙化5例。排除标准:严重心、肝、肾衰竭,扫描后有严重运动伪影及碘造影剂过敏患者。

1.2 检查设备与方法

检查前禁食6 h,所有患者均在SIEMENS Somatom Definition Flash DSCT上行双能量颈部增强扫描。先行常规CT平扫,扫描范围自颅底至主动脉弓水平。动脉期行双能量扫描,使用MALLINCKRODT高压注射器,经肘正中静脉入路,注射碘海醇(370 mgI/mL)70 mL,流速3.5 mL/s,对比剂注射完毕后以同样速率注射生理盐水20 mL。采用BOLUS TRACKING技术,感兴趣点设置在降主动脉,阈值150 HU触发动脉期扫描,延时2 s扫描。采用CARE 4D电流智能调节技术。双能扫描:A球管为140 kV、50 mAs,B球管为80 kV、200 mAs。扫描层厚3 mm,螺距0.7,转速0.5 s/r,准直器64 mm×0.6 mm。

1.3 图像后处理和评价

扫描完成,图像自动生成80 kV、140 kV和线性融合系数为0.5LB 3种不同能量的图像,并回顾性重建为层厚1 mm,重建间隔1 mm,滤波函数为I31f。将颈部动脉期双能图像导入Siemens Multi Modality工作站中进行后处理,使用Optimum Contrast最佳对比度处理软件中的移动滑块,调整Blending Center(λ)和Blending Width(ω)值,得到3组NLB图像,即NLB1(λ=80 HU, ω=250 HU),NLB2(λ=80 HU, ω=500 HU)和NBL3(λ=160 HU, ω=250 HU)。将动脉期80 kV、0.5LB、NLB1、NLB2、NLB3不同能量图像数据分成A~E共5组,并在甲状腺最大层面分别测量5组图像甲状腺正常组织和病灶组织的CT值,将甲状腺正常组织的SD值作为背景噪声值。测量甲状腺组织CT值时,将感兴趣点(Range of Interesting, ROI)置于组织密度较高区域,不同组图像上的ROI大小和位置保持一致,计算甲状腺病灶对比度和对比噪声比(SNR)。SNR=(CT_{正常}-CT_{病灶})/SD_{正常}。由两位资

深放射科医生对图像质量共同评价,用4分评定法:4分,图像无伪影,噪声很轻;3分,图像略有噪声和伪影,但不影响临床诊断;2分,图像有一定的噪声和伪影,仍能满足临床诊断;1分,图像噪声伪影较大,无法满足诊断要求。

1.4 统计学分析

采用SPSS 19.0统计学软件进行分析,计量资料采用均数±标准差表示,对5组图像的对比度、噪声值和SNR值,采用完全随机设计方差分析法,组间比较采用LSD法。医生评价采用t检验,两位医师的评价一致性进行Kappa检验。以P<0.05作为差异有显著意义的检验标准。

2 结果

2.1 客观测量结果

5组图像之间组织对比度、图像噪声值和SNR均有统计学差异(P<0.05,表1)。A组图像对比度在5组数据中相对较大,而A组图像噪声值与B、C、D、E组相比均有统计学差异。B、C、D、E组图像SNR值相比A组,分别增加约47%、61%、75%和50%。

表1 5组图像客观测量指标比较
Tab.1 Comparison of objective measurement in 5 groups of images

| Group | CT value of contrast | SD value | SNR |
|---------|----------------------|------------|------------|
| A | 122.62±52.32 | 18.69±4.84 | 6.65±2.21 |
| B | 86.15±39.63 | 9.53±2.61 | 9.77±4.85 |
| C | 113.99±42.73 | 11.52±3.91 | 10.69±4.38 |
| D | 105.37±41.92 | 9.22±2.06 | 11.66±4.49 |
| E | 101.01±38.43 | 10.89±3.14 | 10.01±4.63 |
| F value | 5.067 | 16.370 | 2.590 |
| P value | <0.01 | <0.01 | <0.05 |

NLB: Non-linear blending; SD: Standard deviation; SNR: Signal-to-noise ratio; Group A: 80 kV; Group B: Linear blending image 0.5LB; Group C: NLB (λ=80 HU, ω=250 HU); Group D: NLB (λ=80 HU, ω=500 HU); Group E: NLB (λ=160 HU, ω=250 HU)

2.2 主观评价

放射科医师对5组图像的主观评价:A~E组4分评定法分值分别为2.15±0.38、3.15±0.69、3.61±0.51、3.77±0.44和3.53±0.52(F=20.6,P<0.01)。5组图像间除B组与E组间无统计学差异(P>0.05)外,其余各组两两比较均有统计学差异(P<0.05),其中D组图像评分最高,A组图像评分最低。两位医师评价一致性较高,KAPPA值为0.875。

由结果可知,A组80 kV的组织对比度高于其他能量组,B组图像的对比度明显低于其他各组。但由于A组图像噪声值也远高于其他各组,因此图像SNR值反而低于其余各组,图像SNR值和医生评价

较高的出现在NLB能量的C、D、E组(图1)。B组线性融合图像优于80 kV图像,与NLB组图像相比,除E组外,均有统计学差异($P<0.05$),但仍可满足日常诊断要求。

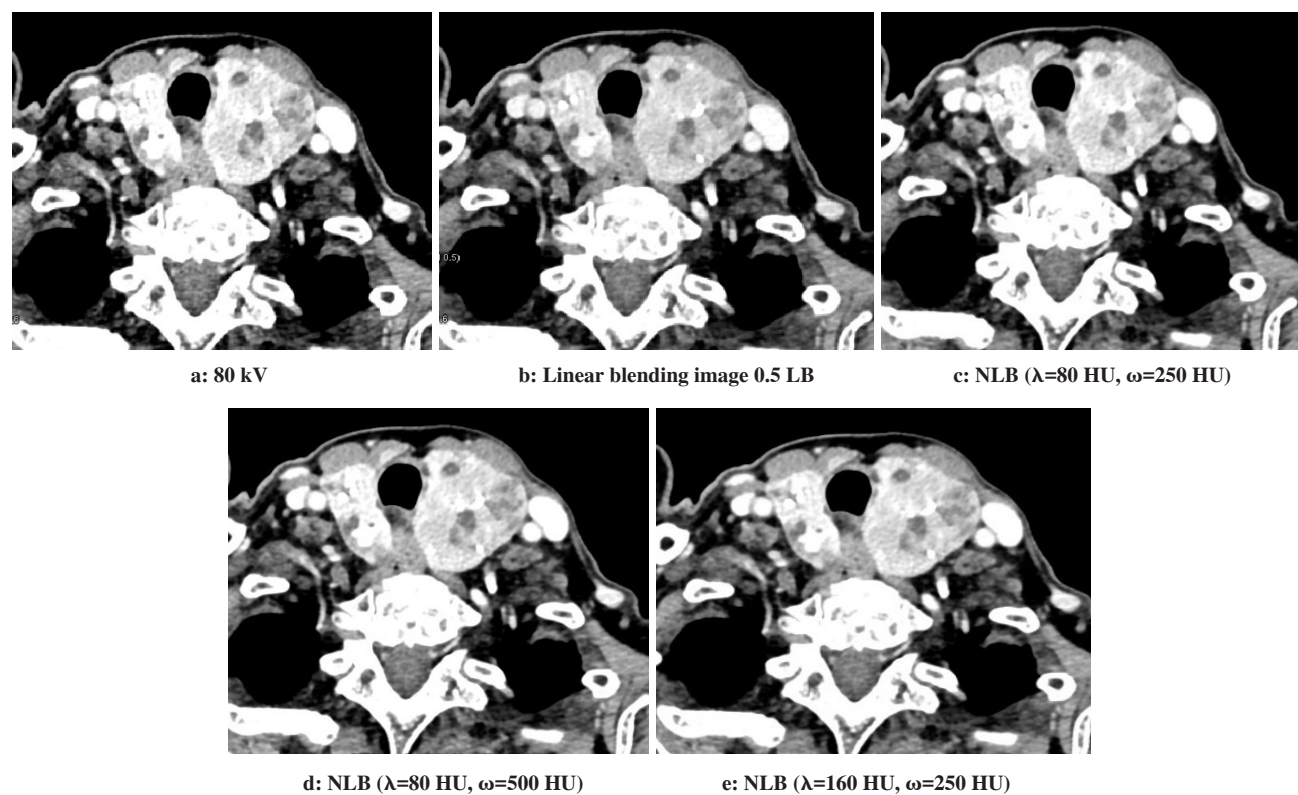


图1 同一病患甲状腺肿伴多发钙化轴位图
Fig.1 Axial view of goiter with multiple calcifications of the same patient

3 讨论和结论

CT双能量成像是多年前就出现的概念^[7],直到双源CT问世才广泛应用于临床领域^[8],已经逐渐从单一的解剖学影像向功能型影像转化。双能量融合技术也在飞速发展,两个不同能量(140 kV和80 kV)的CT图像有各自不同的特点和劣势。140 kV图像对比度和密度分辨率低,然而图像噪声小,反之,80 kV图像有良好的对比度,但是噪声大。双源CT的图像融合技术,可以通过适当的参数设置,得到既保留高对比和高密度分辨率,又不增加噪声的CT图像。双源CT双能量扫描后会自动加权生成一个线性融合图像^[9],本文中为0.5LB,然而这样的一种融合是按比例融合两种不同能量而得到图像的方式。与LB方式不同,NLB不采用统一的能量比例融合,而是对图像每个像素选择不同的能量比例进行融合,根据像素在80 kV上的CT值大小,通过设定 λ 和 ω 值来决定每个像素在NLB上140 kV和80 kV能量混合比例。

由文献^[9]可得,NLB图像上某个像素中80 kV

能量所占比例的计算公式为:80 kV能量比例= $1/[1+e^{-(I_{80}-\lambda)/\omega}]$,其中 I_{80} 是指80 kV图像上CT值。因此可以得知,如某像素在80 kV上的CT值高于 λ 值时,则图像上的80 kV能量所占比例相对较高。由于甲状腺是摄碘组织,当 λ 值设为80 HU时,甲状腺病灶CT一般均大于该值,因此像素中80 kV能量信息所占比例大大增加。由公式可知,当 λ 值一定时, ω 值增大时,像素中80 kV能量信息会减少,同时正常甲状腺组织内80 kV能量信息也会减少,这样就可以大大避免80 kV能量图像噪声的增长,这也证实了D组图像相较于C组噪声值小、SNR高的原因。作者应用80 kV进行腹部CTA研究,虽然可以大幅度降低辐射剂量,提高血管对比度,然而对于体型肥胖患者,可能会造成图像噪声过大无法诊断^[10]。有一点需要指出,据以往文献报道,双能量成像剂量小于常规CT相同部位的成像剂量^[11]。

综上所述,双源CT双能量NLB可以提高甲状腺病灶的SNR,通过设定 λ 和 ω 值,可以得到噪声低、高

对比的CT图像,起到辅助临床诊断的效果,可广泛应用于临床。

【参考文献】

- [1] 刘兴龙,孙宏,李琛玮,等. CT能量成像技术原理和应用[J]. 中国医疗设备, 2012, 27: 1-7.
LIU X L, SUN H, LI C W, et al. Principle and application of CT dual energy imaging technology [J]. Chinese Medical Device, 2012, 27: 1-7.
- [2] YU L, PRIMAK A N, LIU X, et al. Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT [J]. Med Phys, 2009, 36(3): 1019-1024.
- [3] 李青青,杨斌,吴岩,等. 颈部淋巴结病变的具有SPS双能量扫描图像质量评估[J]. 中国医学计算机成像杂志, 2015, 21(4): 318-321.
LI Q Q, YANG B, WU Y, et al. Evaluation of image quality of dual energy scan technique with selective photon shield in enlarged cervical lymph nodes [J]. Chinese Journal of Medical Computed Image, 2015, 21(4): 318-321.
- [4] 王琦,刘响,王丽佳,等. 双能CT非线性融合技术提高门静脉血管图像质量[J]. 中国医学影像学杂志, 2014, 22(6): 427-430.
WANG Q, LIU X, WANG L J, et al. Improving image quality of portal venography using non-linear blending technique on dual energy CT [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2014, 22(6): 427-430.
- [5] 卞佳,张莉,姜兴岳,等. 双源双能量CT非线性融合技术对肺动脉成像图像质量的影响[J]. 实用放射学杂志, 2014, 30(6): 1018-1020.
BIAN J, ZHANG L, JIANG X Y, et al. The effect of non-linear blending function for dual-energy CT image of pulmonary angiography [J]. Journal of Practical Radiology, 2014, 30(6): 1018-1020.
- [6] 曹建新,王一民,杨诚,等. 双源CT双能量融合图像显示肝癌病灶[J]. 中国医学影像技术, 2012, 28(9): 1690-1694.
CAO J X, WANG Y M, YANG C, et al. Image fusing with dual-energy blending for detecting hepatic carcinomas using dual-source CT [J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2012, 28(9): 1690-1694.
- [7] AVRIN D E, MACOVSKI A, ZATZ L E. Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results [J]. Invest Radiol, 1978, 13(13): 217-222.
- [8] JOHNSON T R, KRAUSS B, SEDLMAIR M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience [J]. Eur Radiol, 2006, 17(6): 1510-1517.
- [9] HOLMES D R, FLETCHER J G, APEL A, et al. Evaluation of non-linear blending in dual-energy computed tomography [J]. Eur J Radiol, 2008, 68(3): 409-413.
- [10] 朱景雨,李惠民,陈兆学,等. 80 kV结合迭代算法进行多层螺旋CT门静脉成像的可行性研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2013, 33(5): 569-572.
ZHU J Y, LI H M, CHEN Z X, et al. Feasibility of MSCT portal vein imaging with 80 kV combined iterative method [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2013, 33(5): 569-572.
- [11] ZHANG Q W, WANG D, ZHANG J H, et al. Dual-energy CT myelography on detection spontaneous spinal cerebrospinal fluid leaks: initial study [J]. Chin J Radiol, 2011, 45(3): 235-239.

(编辑:黄开颜)

(上接第1029页)

- [9] GOHARRIZI A Y, KWONG R H, CHOPRA R. A self-tuning adaptive controller for 3-D image-guided ultrasound cancer therapy [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(3): 911-919.
- [10] NAKAMURA K, UEDA K, TOMITAKA A, et al. Self-heating temperature and AC hysteresis of magnetic iron oxide nanoparticles and their dependence on secondary particle size [J]. IEEE Trans Magn, 2013, 49(1): 240-243.
- [11] 陈文静,江汉保,孙明义,等. 2 450 MHz微波对子宫模型内照射的比吸收率(SAR)分布[J]. 四川大学学报(自然科学版), 1998, 35(3): 85-89.
CHEN W J, JIANG H B, SUN M Y, et al. The SAR distribution of woman uterus models exposed to microwaves [J]. Journal of Sichuan University (Natural Science Edition), 1998, 35(3): 85-89.
- [12] 席晓莉,汪文秉,王丽黎. 微波热疗天线在生物组织中温度分布的模拟[J]. 微波学报, 2005, 21(1): 66-69.
XI X L, WANG W B, WANG L L. Thermal analysis of microwave hyperthermic antennas in biological tissues [J]. Journal of Microwaves, 2005, 21(1): 66-69.
- [13] 吴双,王小鹏,王称意,等. 基于标记控制分水岭和Snake交互的乳腺腺体分割[J]. 计算机工程与应用, 2014, 50(22): 189-192.
WU S, WANG X P, WANG C Y, et al. Interactive mammary gland segmentation based on marker-controlled watershed and snake model [J]. Computer Engineering and Applications, 2014, 50(22): 189-192.
- [14] 许新征,丁世飞,史忠植,等. 图像分割的新理论和新方法[J]. 电子学报, 2010, 38(2A): 76-82.
XU X Z, DING S F, SHI Z Z, et al. New theories and methods of image segmentation [J]. Acta Electronica Sinica, 2010, 38(2A): 76-82.
- [15] 张石,董建威,余黎煌. 医学图像分割算法的评价方法[J]. 中国图象图形学报, 2009, 14(9): 1872-1880.
ZHANG S, DONG J W, SHE L H. The methodology of evaluating segmentation algorithms on medical image [J]. Journal of Image and Graphics, 2009, 14(9): 1872-1880.
- [16] 李万捷,郝晋. 微波体模的制备及其介电特性[J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(1): 79-82.
LI W J, HAO J. Preparation of microwave phantom and its specific dielectric properties [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2003, 22(1): 79-82.

(编辑:陈丽霞)