

· 综 述 · doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2019.09.033

网络首发 <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1097.r.20190222.1417.010.html>(2019-02-25)

CT 能谱成像在血管造影中的应用进展

周 颖 综述,黄劲柏[△] 审校

(长江大学附属第一人民医院/长江大学第一临床医学院放射科,湖北荆州 434000)

[摘要] 能谱 CT 是指具有快速千伏峰值切换技术的单源双能计算机断层扫描,它通过使用单个 X 射线源和探测器同时采集患者的低能量和高能量数据,精确重建出从 40~140 keV 的单能量图像,并获得物质密度图像、能谱曲线及有效原子序数等。了解这些能谱 CT 技术可提高 CT 在血管应用中的价值,包括改善血管对比度,改善病变的显示情况,减少图像伪影,减少辐射剂量及器官灌注成像等。

[关键词] CT 能谱成像;血管;单源双能 CT

[中图分类号] R445.3

[文献标识码] A

[文章编号] 1671-8348(2019)09-1576-03

能谱 CT 是基于单个 X 射线源和探测器的组合^[1],这可以通过高压发生器及探测器的快速采样功能,使其能够在 80、140 kVp 电压之间快速转换。能谱 CT 能克服常规 CT 的不足,在临床上逐步得到了广泛应用,能谱 CT 在血管造影应用方面展现出了优势,其中包括患者暴露于致癌辐射和肾毒性造影剂,血管造影剂增强不足,来自金属和光束硬化的伪影,以及有限的物质分离和灌注评估。本文就能谱 CT 技术及能谱 CT 的血管应用方面进行综述。

1 能谱 CT 的一般介绍

能谱 CT 是通过 X 线穿过物体时的衰减来成像的,管电压即 X 线的质,也就是 X 线穿透物质的能力,能谱 CT 的管电压、管电流和能谱过滤可以针对 X 线管/探测器进行优化,从而增加能谱分离并改善图像质量^[2]。X 线穿过物质时发生光电及康普顿效应,光电与康普顿效应共同决定了 X 线的衰减,每种物质都有其特定的 X 线衰减曲线^[3]。能谱 CT 通过对采集的能量数据进行分析,先获得基物质对的密度图像以实现物质的分离与定量,然后通过水/碘等已知的物质随能量变化的质量吸收函数以获得单能量图像、能谱曲线及有效原子序数。

1.1 物质密度图像 能谱 CT 中的光束硬化校正正在物质分解的过程中以两种不同能量(例如 80、140 kVp)对物体进行精确的 X 射线衰减测量。通过基于投影的过程,能谱 CT 通过快速千伏峰值切换以重建物质分解图像(或物质密度图像)。在具有快速千伏峰值切换的能谱 CT 中,可以任意选择两种不同的物质作为基物质对,即物质低密度和高密度的物质(如水和碘等常用于医学诊断成像的基物质对)。以水和碘为基物质对时,含水或碘的像素被鉴别和提取,水/碘和碘/水密度图像被重建。碘/水密度可以通过使水的衰减失效来增强碘的衰减,在 CT 血管造影图像上,它们能改善血管对比度,在降低造影剂剂量时能保留相似的血管对比度。

1.2 单能量图像 在能谱 CT 中,根据在 80、140 kVp 获得的双能 CT 投影数据自动重建出从 40~140 keV(以 1 keV 间隔)获得的 101 个单能量图像^[4]。在使用碘造影剂的 CT 血管造影中,随着单能量图像的能级降低,血管对比度增加,因为在较低能量下(即 33.2 keV),电子 k 壳结合碘的能力最强^[5]。在较低能量下的单能量图像虽然提高了血管对比度,但同时增加了图像噪声,通过使用迭代重建算法[如自适应统计迭代重建(ASiR)]可以对较低能量下获得的单能量图像中增加的图像噪声进行补偿^[6-7],而在 65~70 keV 获得的图像噪声最低^[8]。目前认为,65 或 70 keV 的单能量图像可以用作替代品,因为 CT 衰减值在 120 kVp 的单能 CT 处与在 65~70 keV 能量水平下的单能量图像相似^[9],即被认为等同于在 120 kVp 的常规单能 CT 下获得的图像^[10]。因此在能谱 CT 中,通常选择在 65~70 keV 获得的单能量图像作为标准图像。随着能级的增加,单能量图像中的光束硬化,晕染和金属伪影减少^[11]。

1.3 能谱曲线 在宝石能谱 CT 中,通过使用工作站分析应用程序,可通过绘制物质的 CT 衰减值来生成每个从 40~140 keV 的单能量图像,因为曲线是基于给定物质的已知平均衰减特性来绘制的,这有助于分析特定的组织类型。例如,已知脂肪的衰减在较低的能量下降低(除脂肪以外的大多数物质显示相反的模式),以及含脂质斑块的能谱曲线显示为弓背向上的上升曲线(及随着能量的增高,CT 值也随之增高)^[12]。这种分析有助于区分未钙化的富含脂质的斑块与未钙化的纤维斑块,然而使用常规的单能 CT 是无法进行区分的。

1.4 有效原子序数 在宝石能谱 CT 中,工作站分析应用程序可用于推导物质的有效原子序数。有研究报道表明,通过使用有效原子序数可对肾结石中的非尿酸结石成分进行准确的分析^[13]。有效原子序数是根据物质的 X 线衰减特征来定义的;如果物质的衰减

类似于试验号 X 的周期性元素,则物质的有效原子序数被确定为 X。富含脂质斑块的有效原子序数图显示出与已知脂肪组织的有效原子序数直方图类似的峰值和分布。

2 能谱 CT 的血管应用

2.1 临床应用 能谱 CT 可以为临床上提供密度图像、单能量图像、各种分析工具及能谱曲线。当能谱 CT 采用从 80~140 kVp 快速千伏峰值切换时,光束硬化校正后的双能 CT 投影数据可自动重建,其能使用任意成对的基础物质,通过后处理得到从 40~140 keV 的单能量图像,以及有效原子序数。所有这些图像可以通过安装在专用工作站中的专用 CT 软件即时生成,在工作站上轻松灵活地显示和观察,并在必要时发送至图片归档和通信系统。

2.2 血管钙化斑块 在临床上,血管病变中最常见的即动脉粥样硬化,动脉粥样硬化的原因即斑块的形成。动脉 CT 血管造影(CTA)已成为动脉粥样硬化性动脉狭窄评估中一个重要的检查方法,有助于确定不同的治疗策略,如药物治疗,颈动脉内膜剥脱术或支架放置。在存在严重钙化的动脉粥样硬化斑块时,这种评估可能是具有挑战性的,其可能出现邻近等密度的残余造影增强的管腔,基于钙物质分解的能谱 CTA 技术在此情况下是有用的^[14]。能谱 CTA 后处理技术可用于突出或去除钙化斑块,可更好地观察残余腔、具有更精确的狭窄分级定量测量方法^[15]。单能量 CTA 重建可以进一步提高狭窄评估的准确性,但必须注意的是,因为能量水平的选择可以通过改善或夸大来改变钙化斑块的表观大小“效果”^[16]。

2.3 改善血管对比度 常规单能 CT 的 CTA 检查失败的最常见原因之一是血管造影增强不佳,能谱 CT 检查时低能量下的单能量图像和碘/水物质密度图像可改善 CTA 的血管对比度^[17]。特别是低能量下的单能量图像可以改善各种 CTA 中小血管和周围血管的显示度^[18-19]。常规单能 CT 使用低管电压时虽然也可以达到类似的效果,但是会增加图像噪声,从而影响图像的诊断。CT 研究中造影剂的给予可导致造影剂诱导的肾病,尤其是对肾功能不全的患者,造影剂剂量是造影剂诱导肾病的独立预测因子。然而通过使用能谱 CT 获取低能量下的单能量图像可合理降低肾毒性造影剂的剂量,而不会明显降低血管对比度^[20],这是常规 CT 所不能达到的。

2.4 降低辐射剂量 在具有快速千伏峰值切换的能谱 CT 中,在较低(80 kVp)能量水平下比在较高(140 kVp)能量水平下的曝光时间较长。80 kVp 的较长曝光时间可平衡 80~140 kVp 的量子噪声,以优化整体图像噪声并降低辐射剂量。一项研究报道,在获得相同图像质量的条件下,使用能谱 CT 比使用常规头部 CT 时的 CT 图像剂量指数提高了大约 22%,比使用常规体部 CT 时的图像剂量指数提高了大约 14%^[21]。这证明了能谱 CT 在头部的应用更能显示出其在提高

图像剂量指数及降低辐射剂量方面的作用。并且有研究报道,在对头颈部微小动脉瘤诊断准确率差异不大的前提下,能谱 CT 检查对辐射剂量的降低更具优势^[22]。

2.5 减少金属伪影 尽管常规 CT 技术在不断进步,但金属伪影仍然是各种 CTA 研究的主要限制。在较高能量获得的单能量图像增加了 X 射线束的穿透性,并有利于减少模糊和金属伪影^[23]。为评估在 CTA 术中支架或覆膜支架植入后血管腔的显示,用较高能量获得的单能量图像显示出减少的金属和光束硬化伪影,但血管对比度降低。然而,用较低能量获得的单能量图像增加了血管对比度,但金属和光束硬化伪影较差。在碘/水密度图像上,血管对比度增加而伪影没有增加。在具有快速千伏峰值切换的能谱 CT 中,CTA 的单能量图像中的金属伪影减少软件(MARs,GE Healthcare)可用于克服金属,线圈和支架的严重伪影,特别是致密金属物质^[23]。已有研究结果表明,颅脑的 CT 能谱成像中,后颅窝的硬化伪影可以得到降低^[24]。

2.6 器官灌注成像 在具有快速千伏峰值切换的能谱 CT 中,碘/水物质密度图像能够对各种器官的灌注进行精确的定性和定量评估。除单能量图像外,如果采用低能量采集图像,或者在肺 CTA 时采用碘/水密度图像,肺灌注成像可以提高肺栓塞的诊断准确性^[25]。心肌灌注 CT 是诊断限制性冠状动脉疾病的有效非侵入性检查,特别是对于冠心病冠状动脉 CTA 时诊断结果的不确定(如中间冠状动脉狭窄)。在常规单能 CT 中,因为易受光束硬化伪影的影响,心肌中低模拟灌注缺损的区域通常出现在左心室的基底下壁。然而,报道显示,具有快速千伏峰值切换的能谱 CT 可减少射束硬化伪影,通过使用单能量图像或使用碘/水密度图像,使心肌灌注显像清晰可提高心肌缺血诊断的准确性^[26-27]。

3 总 结

综上所述,能谱 CT 能精确地重建出从 40~140 keV 的单能量图像,各种基础物质的密度图像,以及详细的能谱曲线分析。低能量下的单能量图像和碘/水密度图像的采集可合理降低造影剂剂量,改善血管对比度。通过使用 MARs 和碘/水密度图像的单能量图像可以减少金属伪影而不会降低血管对比度。采集碘/钙计量吸入器可减少血管钙化并改善血管腔的描绘。使用脂肪/水密度图像和能谱曲线可以较灵敏的检测出富含脂质的斑块,碘/水密度图像还能用于评估器官灌注,熟悉能谱 CT 中的快速千伏峰值切换技术对于 CTA 的最大化临床实用性,改善患者护理和临床管理都非常重要。

参考文献

- [1] DANAD I, FAYAD Z A, WILLEMINK M J, et al. Recent advances in cardiac computed tomography: dual energy,

- spectral and molecular CT imaging[J]. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2015, 8(6):710-723.
- [2] EULER A, PARAKH A, FALKOWSKI A L, et al. Initial results of a Single-Source Dual-Energy computed tomography technique using a Split-Filter: assessment of image quality, radiation dose, and accuracy of Dual-Energy applications in an in vitro and in vivo study[J]. *Invest Radiol*, 2016, 51(8):491-498.
- [3] 赵永霞, 常津, 左紫薇, 等. 不同浓度对比剂联合能谱 CT 扫描在肾动脉 CT 血管成像中的应用[J]. *中国医学影像学杂志*, 2016, 2(2):153-156.
- [4] 刘佳悻, 张俊. 能量 CT 在胰腺肿瘤诊断中的研究现状[J]. *实用放射学杂志*, 2013, 29(6):1008-1010.
- [5] FORGHANI R, LEVENTAL M, GUPTA R, et al. Different spectral hounsfield unit curve and high-energy virtual monochromatic image characteristics of squamous cell carcinoma compared with nonossified thyroid cartilage[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2015, 36(6):1194-1200.
- [6] FUCHS T A, STEHLI J, FIECHTER M, et al. First experience with monochromatic coronary computed tomography angiography from a 64-slice CT scanner with gemstone spectral imaging (GSI) [J]. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2013, 7(1):25-31.
- [7] 肖虎. 双能量 CT 低剂量成像结合迭代重建技术在超重者冠状动脉成像中的研究[J]. *实用放射学杂志*, 2017, 6(27):617-620.
- [8] 殷小平, 王佳宁, 田笑, 等. 能谱 CT 最佳单能量成像优化肝脏血管图像质量的研究[J]. *放射学实践*, 2017, 32(9):942-946.
- [9] ZHANG D, LI X H, LIU B. Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode[J]. *Med Phys*, 2011, 38(3):1178-1188.
- [10] FORGHANI R, DE MAN B, GUPTA R. Dual-Energy computed tomography: physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: part 2[J]. *Neuroimaging Clin N Am*, 2017, 27(3):385-400.
- [11] MACHIDA H, FUKUI R, TANAKA I, et al. A method for selecting a protocol for routine body CT scan using Gemstone Spectral Imaging with or without adaptive statistical iterative Reconstruction: phantom experiments[J]. *Jpn J Radiol*, 2014, 32(4):217-223.
- [12] 任小璐, 刘云, 王杏娟, 等. 能谱 CT 评估颈动脉粥样硬化非钙化斑块成分[J]. *中国医学影像技术*, 2013, 29(2):202-205.
- [13] KULKARNI N M, EISNER B H, PINHO D F, et al. Determination of renal stone composition in phantom and patients using single-source dual-energy computed tomography[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2013, 37(1):37-45.
- [14] MANNELLI L, MITSUMORI L M, FERGUSON M, et al. Changes in measured size of atherosclerotic plaque calcifications in dual-energy CT of ex vivo carotid endarterectomy specimens: effect of monochromatic keV image reconstructions[J]. *Eur Radiol*, 2013, 23(2):367-374.
- [15] POSTMA A A, DAS M, STADLER A A, et al. Dual-Energy CT: what the neuroradiologist should know[J]. *Curr Radiol Rep*, 2015, 3(5):16-20.
- [16] MANNELLI L, MACDONALD L, MANCINI M, et al. Dual energy computed tomography quantification of carotid plaques calcification: comparison between monochromatic and polychromatic energies with pathology correlation[J]. *Eur Radiol*, 2015, 25(5):1238-1246.
- [17] KULKARNI N M, SAHANI D V, DESAI G S, et al. Indirect computed tomography venography of the lower extremities using single-source dual-energy computed tomography: advantage of low-kiloelectron volt monochromatic images[J]. *J Vasc Interv Radiol*, 2012, 23(7):879-886.
- [18] MACHIDA H, TANAKA I, FUKUI R, et al. Current and novel imaging techniques in coronary CT[J]. *Radiographics*, 2015, 35(4):991-1010.
- [19] HE J Z, MA X X, WANG Q, et al. Spectral CT demonstration of the superior mesenteric artery: comparison of monochromatic and polychromatic imaging[J]. *Acad Radiol*, 2014, 21(3):364-368.
- [20] RAJU R, THOMPSON A G, LEE K, et al. Reduced Iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: a prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography[J]. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2014, 8(4):282-288.
- [21] 林惠岚. 头颈部 CTA 能谱成像与头颈部 DSA 对微小动脉瘤筛查及诊治的比较研究[J]. *中西医结合心脑血管病杂志*, 2017, 15(15):1918-1921.
- [22] LI B J, YADAVA G, HSIEH J. Quantification of head and body CTDI (VOL) of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching[J]. *Med Phys*, 2011, 38(5):2595-2601.
- [23] PESSIS E, CAMPAGNA R, SVERZUT J M, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT[J]. *Radiographics*, 2013, 33(2):573-583.
- [24] 吴瑶媛, 董江宁, 曹锋, 等. 能谱 CT 最佳单能量成像优化甲状腺结节图像质量的研究[J]. *影像诊断与介入放射学*, 2017, 26(2):103-107.
- [25] GEYER L L, SCHERR M, KÖRNER M, et al. Imaging of acute pulmonary embolism using a dual energy CT system with rapid kVp switching: initial results[J]. *Eur J Radiol*, 2012, 81(12):3711-3718.
- [26] SCHESKE J A, O'BRIEN J M, EARLS J P, et al. Coronary artery imaging with single-source rapid kilovolt peak-switching dual-energy CT[J]. *Radiology*, 2013, 268(3):702-709.
- [27] SO A, HSIEH J, IMAI Y, et al. Prospectively ECG-triggered rapid kV-switching dual-energy CT for quantitative imaging of myocardial perfusion[J]. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2012, 5(8):829-836.