

颈动脉 CT 血管成像检查技术的现状

复旦大学附属中山医院放射科 上海市医学影像研究所 (200032)

周建军综述 周康荣 陈祖望审校

摘要 颈部组织层次多, 颈动脉对比剂峰值持续时间短, 颈静脉回流快, 采用高浓度对比剂、智能促发、双相注射是大范围颈动脉多层螺旋 CT 血管成像的有效选择。最大密度投影 (MIP) 可以明确病变的性质、斑块狭窄的原因和狭窄的程度, 其灰阶值可以真实反映颈动脉的实际 CT 值; 表面遮蔽显示 (SSD) 影像立体感很强, 但具有夸大效应; 容积再现影像有深度感, 能真正再现颈动脉的空间解剖关系, 其操作简单, 受层厚等技术因素影响小; CT 血管仿真内窥镜技术为详细研究斑块提供了有效的新方法。

关键词 颈动脉; 体层摄影术, X 线计算机; 血管造影术; 影像后处理

螺旋 CT (spiral CT, SCT) 扫描机采用电刷和滑环技术, 球管的热容量高, 探测器信号转换率高, 为颈动脉 CT 血管成像 (CTA) 提供了可能。但是, SCT 的 Z 轴分辨力有限, 颈动脉 CTA 的检查范围仅局限于颈动脉分叉水平的一小段。多层螺旋 CT (multi-slice spiral CT, MSCT) 扫描机可以在一次扫描旋转过程中同时获得多个层面影像, 其时间分辨力、空间分辨力和密度分辨力以及先进的软件为更广泛更深入的颈动脉成像提供了有力支持, 使得人们重新评价 DSA 的金标准地位^[1]。本文结合 MSCT 颈动脉成像方面的技术进展, 针对对比剂的使用、扫描技术和三维重组影像方法等方面的研究进展进行综述。

一、对比剂使用参数的选择

颈部组织层次多, 成分复杂。首先, 颈部骨组织间的密度差异大, 颅骨、下颌骨、椎体、筛板、肋骨等存在巨大的密度差异, 其中, 许多骨组织密度与颈动脉血管强化密度有重叠, 使得颈动脉重建时阈值的设置非常困难。其次, 颈部软骨相对较多, 如气管软骨、会厌软骨等, 各类软骨间还有不同程度的钙盐沉积, 增加了颈动脉 CTA 的背景密度, 提高了对颈动脉强化峰值的要求。颈部骨和软骨与血管靠得很近, 影像后处理时, 勾画方法的使用受到一定的限制。再次, 颈部软组织层次多而复杂, 除了一般的组织结构外, 强化早且强化程度明显的甲状腺和颌下腺的存在, 增加了影像后处理的难度。注射速率和延迟时间

选择不当, 可能使颈部软组织明显强化, 增加了影像的本底密度, 影响后处理影像质量。因此, 其他部位血管 CTA 可以耐受的不太显著的血管强化密度, 可能影响颈动脉 CTA 的影像后处理和成像质量。

血流动力学方面, 对比剂到达颈动脉延迟时间的个体差异大, 延迟时间难以确定; 个体心功能的差异对颈动脉血流速度的影响特别明显; 颈动脉血流速度特别快, 对比剂通过颈动脉的时间窗窄; 颅内血液再循环时间非常短, 对比剂又不通过血脑屏障, 常引起与颈动脉紧贴的颈内静脉过早和过度显示, 过度显影的静脉影响对颈动脉斑块的评价。上述因素限制了颈动脉对比剂使用参数的选择。因此, 颈动脉 CTA 技术参数选择的目标为: 颈动脉的密度尽可能高于密度差异很大的软骨和骨组织; 同时, 使动脉周围结构如颈静脉、软组织 (尤其是腺体) 尽可能不强化或少强化, 以减少本底密度和颈静脉的重叠, 这就需要优化对比剂的浓度、总量、注射速率和延迟时间等技术参数^[2]。

(一) 对比剂浓度 维持颈动脉轴流内的高浓度对比剂有 2 种途径, 一是通过加快注射速率, 二是选择使用高浓度对比剂。加快注射速率受到病人心功能、血管情况等情况的影响。老年病人动脉硬化容易破裂, 可能引起对比剂渗漏, 降低检查的成功率。而且, 注射速率的增加终究有一定的限度。高浓度对比剂的使用可以避免上述缺

陷。目前,可供临床选择的对比剂有 300、350 和 370 mgI/mL 等浓度。在相同注射速度的前提下,高浓度对比剂的影像质量优于低浓度对比剂。

(二) 注射速率 颈动脉对比剂的强化峰值最终由注射速率决定。一般血管成像时,要求动脉的 CT 值升高至 110 HU 以上,才能获得满意的 MIP 重组影像质量。颈动脉 CTA 时,由于颈部组织复杂,颈动脉流速快,因此,注射速率的要求比一般血管 CTA 要求高。但注射速率过快,颈静脉内对比剂的回流也加快,软组织也明显强化,易遮盖颈动脉。此外,在扫描范围不变的情况下,高注射速率也增加了对比剂用量。无论颈动脉 SCTA 还是 MSCTA,有关其注射速率的选择,始终缺乏统一标准,也缺乏直接的对照研究。多数作者认为 3 mL/s 较好,少数作者应用 4 mL/s,甚至 5 mL/s,而 Provenzale 等^[3]认为无需超过 3 mL/s。

与其他部位血管 CTA 不同,颈动脉的血流速度快、搏动明显,低注射速率使得对比剂难以从轴流进入边流,颈动脉 CTA 影像边缘毛糙,血管密度不均匀。针对不同注射速率引起血液内对比剂浓度峰值变化的状况,有研究显示,注射速率愈高,血液内对比剂的峰值愈高,但注射速率高于 4 mL/s 后,血液内对比剂的峰值增加并不明显,而静脉回流明显增加。因此,目前倾向于 4 mL/s 的注射速率。

颈动脉 MSCTA 多为大范围成像,颈部软组织和甲状腺强化程度(背景或本底)、颈静脉强化程度与颈动脉强化峰值之间的矛盾更为突出。目前倾向于采用双相注射,即 4 mL/s 注入 2/3 剂量,余下 1/3 采用 2 mL/s 相对低的注射速率,不仅可以延长血管内对比剂的峰值持续时间,而且有助于使上述矛盾的缓解。为了使血管边缘更光滑,如果病人条件允许,应尽可能选择高注射速率,因为高注射速率能确保轴流内对比剂维持一定程度的压强,使其更易进入边流,获得的颈动脉影像的边缘更为光滑。

(三) 对比剂总量 即在确保一定注射速率的前提下,维持一定的注射持续时间所需的对比剂用量。对比剂总量过小,不仅颈动脉对比剂峰值持续时间短,而且颈动脉与周围软组织之间的密度差难以保证。对比剂总量过大,注射速率过快,颈动脉内对比剂浓度峰值固然高,但颈静脉的回流也快,软组织强化也明显,与颈动脉容易重叠,

对颈动脉影像的信噪比和颈动脉病变的判断有影响。Verhoek 等^[6]认为,对比剂总量为 100 mL 即可满足颈动脉 CTA 的需要,少数作者认为 150 mL 才能满意地显示血管,而大多数作者采用 120 mL^[3,5]。目前的临床研究显示,对于多层螺旋 CT,100 mL 对比剂就可以满足大范围颈动脉 MSCTA 的需要。

(四) 延迟时间 指从开始注射对比剂到启动颈动脉区扫描的时间间隔。延迟时间是颈动脉 CTA 成败的关键。确定颈动脉 CTA 的延迟时间必须考虑到个体差异、受检者的心功能等。延迟时间过短,颈动脉内对比剂未达峰值,且对比剂与血液混合不均匀,不仅影像的分辨力受影响,而且容易造成血管狭窄或破坏的假象。若延迟时间过长,颈动脉内对比剂峰值已过,而且,周围静脉及软组织也有强化,同样影响颈动脉的成像质量。有关颈动脉 CTA 的延迟时间,Verhoek 等^[6]认为平均延迟时间 12 s 为佳。Rubin 等^[8]提倡以试验注射来确定延迟时间。目前,临床上大多采用 15 s^[5,7,8]。由于个体差异极大,智能促发技术可能是颈动脉 MSCTA 的最好选择。扫描延迟时间存在差异的原因很多,个体差异、受检者的心功能为其主要原因。研究者在计算延迟时间时,是否计算球管的加速时间(不同厂家有差异)也是造成差异的常见的原因之一。

二、后处理技术

临床应用日趋广泛的多层螺旋 CT 正在解决颈动脉长轴的覆盖范围与空间分辨力之间的矛盾^[5],为颈动脉大范围 CTA 提供了机遇。原始数据采集后,以较小间隔重组原始影像,形成一系列有部分重叠的横断面影像,有利于减少部分容积效应,提高重组影像光滑度,但并非重组间隔越小越好,一般采用层厚的 30%~50%作为重组间隔,不仅充分提高了影像质量,也可节省计算机内存和减少影像的重组时间。

(一) 最大密度投影(maximum intensity projection, MIP) MIP 的最大优势是其灰阶值可以真实反映颈动脉的实际 CT 值,能区分颈动脉管壁的钙化与血管内对比剂的密度^[9]。MIP 可以明确病变的性质、斑块狭窄的原因和狭窄的程度。颈动脉 MIP 的不足之处包括:①数据运用不充分^[3,5]。因为 MIP 所采用的信息仅是投影角度上所遇到的最强密度值,所以被采用的信息量较少。此外,由于 MIP 每条射线仅用一个最大像素,当有颈动

脉狭窄或有 2 条血管重叠时,不能真实反应其密度,只有用多角度多方位投影进行弥补。②背景平均密度增强。由于 MIP 取其每条射线上强度分布的最大值,增加了重组影像本底的平均值(相当于投影厚度增加)。此外,在增强计划不当时,颈静脉和颈部实质组织增强也能增加本底密度^[10, 11]。③许多报道认为^[7,8,10,11],运用 MIP 成像时,颈动脉管壁的钙化影响其狭窄部位残腔的显示。④空间解剖关系显示较差。

(二) 减影技术 减影的要点是在增强扫描前增加 1 次低毫安平扫,2 次扫描结束后,容积数据按照相同的间隔重组。原始数据获得前,先做平扫数据的 MIP,保存其组织数据,然后将保存的组织数据与 CTA 时的原始数据一起选择做 MIP 处理,可以直接获得 MIP 血管影像。

理论上,减影技术可以有效地去除骨骼的影响,尤其可以显示与骨骼关系密切的血管段,真正再现颈部动脉。此外,减影技术使得颈动脉 MIP 相对精确和省时。对于减影技术,目前尚存在争议^[12]。减影的成功与否,关键在于 2 次扫描时,病人的体位不能有丝毫差异。与其他部位不同,颈部运动难以控制,包括吞咽动作、病人对注射对比剂不适的抱怨以及环境因素等可引起其位置改变,所以,颈动脉减影的成功率相对低,往往难以完全去除骨骼。实际工作中,需要进行必要的二次后处理。此外,该方法增加了被检者甲状腺的射线摄入量。

(三) 容积再现 (volume rendering VR) VR 利用每个层面容积资料中的所有体积元,可获得真实的颈动脉三维影像。Leclerc 等^[5]研究认为,即使有严重的钙化存在,VR 也能精确评价颈动脉病变。VR 对血管狭窄也能精确定量^[7]。Verhoek 等^[4]认为,与 MIP 和 SSD 相比,VR 明显提高了颈动脉狭窄的诊断准确度。

容积再现显示颈动脉的同时,邻近骨骼与静脉同时显影,而斑块好发的颈动脉分叉水平与颈静脉关系最为密切,左侧分叉水平颈静脉甚至有包绕局部颈动脉的趋势,后处理难以完全剪去静脉,影响了对局部斑块的评价。因此,理想的 VR 技术对注射速率、延迟时间的要求非常高。在确保颈动脉内对比剂浓度与邻近静脉和软组织强化程度差异尽可能大的前提下,VR 在数据的应用、病变性质的判断、空间解剖关系的显示等方面有

显著优势。

(四) 遮蔽表面显示 (shaded surface display, SSD) 根据颈动脉 CT 值设置一定的阈值,沿一定径线,将落在预设阈值范围内的像素重组成影像。SSD 影像上的物体界面并非颈动脉本身真正的界面,而是阈值内和阈值外像素接触面的模拟界面,立体感很强,但具有夸大效应。其阈值的选择很关键,阈值过低,颈部周围组织遮盖血管,使颈动脉血管的轮廓模糊不清。阈值过高,易造成颈动脉狭窄或狭窄夸大的假象。

由于颈部腺体组织强化明显,颈动脉各段间强化峰值存在差异,颈静脉容易过早和过度显影。因此,SSD 的阈值设置难度大。颈动脉 SSD 重组影像的边缘光滑度差,分支血管的显示范围也有限。SSD 不能准确反映密度衰减灰阶,颈动脉管壁的钙化也影响狭窄部位残腔的显示^[7,8,10,11],Magnusson 等^[13]甚至认为,SSD 根本不能提供颈动脉血管残腔的信息。以上因素限制了 SSD 在颈动脉 CTA 中的应用。

(五) 多平面重组 (multiplanar reformation, MPR) 和曲面重组 (curved multiplanar reformation, CPR) MPR 是将横断面的许多像素块沿某一层面取其最大密度重组而成。CPR 技术是沿扭曲血管画一条径线,然后进行重组。所得影像将原来的扭曲行径拉直展开,显示在同一层面上。它能分辨颈动脉管腔、颈动脉壁的钙化和颈动脉内支架的情况。但容易受画线影响,测距不准。相对于其他部位的血管,由于颈动脉走行迂曲,邻近组织结构复杂,故 CPR 在颈动脉的临床应用受到一定的限制。有作者将此重组方法与 DSA 进行对照研究,认为斑块的长轴与垂直轴的比例影响对病变的判断^[14]。

(六) 颈动脉 CT 仿真内窥镜 基本原理涉及到一系列不同内插法和投影法,尤其是透视投影法等。透视投影可以与不同的重组技术相结合。

与气管和结肠仿真内窥镜不同,由于没有黏液等内容物影响,颈动脉 CT 仿真内窥镜成像客观;可以同时显示斑块的形态及其与血管的关系^[15]。但是,颈动脉 CT 仿真内窥镜技术对斑块有夸大效应,对斑块的显示受原始图像检查技术和对比剂使用技术的影响。

在颈动脉影像后处理重组技术中,多平面重组最简单^[9],MIP 应用最广泛^[16,17],VR 是最近几

年才开始运用，却吸引了人们的关注。VR 影像融合了 SSD 的立体感强和 MIP 具有深度感的优势。最近，有关 VR 的研究越来越多^[3-5, 20]。从理论上讲，VR 才是真正的三维影像，因其运用了所有的容积数据。

目前的研究显示，在横断面影像辅助下，颈动脉 CTA 在显示颈动脉狭窄的程度、狭窄的长度以及血管内表面有显著优势^[19-21]，但是，SCT、MSCT 技术期待着与之相适应的对比剂使用参数和螺旋 CT 扫描参数的深入研究，各种新型软件技术也期待着一线医技人员的掌握。如果先进的 CT 技术、对比剂的使用参数、螺旋 CT 扫描参数和成熟的后处理技术能有机地融合，将为神经科和血管外科病人的诊疗带来巨大的益处。

参考文献

- 1 De Monti M, Ghilardi G, Caverni L. Multidetector helical angio CT oblique reconstructions orthogonal to internal carotid artery for preoperative evaluation with us color Doppler, digital subtraction angiography and intraoperative data. *Minerva Cardioangiol*, 2003,51 (4) :373-385
- 2 Foley WD, Karcaaltincaba M. Computed tomography angiography: principles and clinical applications. *J Comput Assist Tomogr*, 2003, 27 [Suppl 1] :23-30
- 3 Provenzale JM, Beauchamp NJ. Recent advances in imaging of cerebrovascular disease. *Radiol Clin North Am*, 1999, 37 (3) : 467-488
- 4 Verhoek G, Costello P, Khoo EW, et al. Carotid bifurcation CT angiography: assessment of interactive volume rendering. *J Comput Assist Tomogr*, 1999,23 (4) : 590-596
- 5 Leclerc X, Godefroy O, Lucas C, et al. Internal carotid arterial stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology*,1999, 210 (4) :673-682
- 6 Rubin GD, Jeffrey RB. 3D spiral CT angiography of the abdomen and thorax. In: Fishmen EK, eds. *spiral CT*. New York:Raven, 1995. 183-184
- 7 Dillon EM, Van Leeuwen MS, Fernandez MA. CT angiography: application to the evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology*,1993,189 (1) : 211-219
- 8 Schwartz RB, Jones KM, Chernoff DM. Common carotid artery bifurcation: evaluation with spiral CT. *Radiology*,1992,185 (2) : 513-519
- 9 Gorzer H, Heimberger K, Schindler E. Spiral CT angiography with digital subtraction of extra- and intracranial vessels. *J Comput Assist Tomogr*,1994,18 (5) : 839-841
- 10 Leclerc X, Godefroy O, Pruvo JP, et al. Computed tomographic angiography for the evaluation of carotid artery stenosis. *Stroke*, 1995, 26 (9) : 1577-1581
- 11 Marks MP, Napel S, Jordan JE, et al. Diagnosis of carotid artery disease:preliminary experience with maximum intensity projection spiral CT angiography. *AJR*,1993,160 (6): 1267-1271
- 12 Venema HW, den Heeten GJ. Subtraction helical CT angiography of intra- and extracranial vessels: technical considerations and preliminary experience --rediscovery of matched mask bone elimination?. *AJNR*, 2003, 24 (7) :1491-1492
- 13 Magnusson M, Lenz R, Danielsson PE. Evaluation of methods for shaded surface display of CT volumes. *Comput Med Imaging Graph*,1991,15 (4) : 247-256
- 14 Hirai T, Korogi Y, Ono K, et al. Maximum stenosis of extracranial internal carotid artery: effect of luminal morphology on stenosis measurement by using CT angiography and conventional DSA. *Radiology*, 2001, 221 (3) : 802-809
- 15 Rilinger N, Seifarth H, Sokiranski R, et al. Virtual intra-arterial angiography (VIA) of the carotid artery based on helical CT data. *Br J Radiol*, 2003,76 (911) :792-797
- 16 Link J, Brossmann J, Penselin V, et al. Common carotid artery bifurcation:preliminary results of CT angiography and color-coded duplex sonography compared with digital subtraction angiography. *AJR*,1997,168 (2) : 361-365
- 17 Papp Z, Patel M, Ashatari M, et al. Carotid artery stenosis: optimization of CT angiography with a combination of shaded surface display and source images. *AJNR*,1997,18 (3) : 759-763
- 18 Kuszyk BS, Heath DG, Ney DR, et al. CT angiography with volume rendering:imaging findings. *AJR*,1995,165 (2) : 445-448
- 19 Randoux B, Marro B, Koskas F, et al. Carotid artery stenosis: prospective comparison of CT, three-dimensional gadolinium-enhanced MR, and conventional angiography. *Radiology*, 2001, 220 (1) :179-185
- 20 Porsche C, Walker L, Mendelow AD,et al. Assessment of vessel wall thickness in carotid atherosclerosis using spiral CT angiography. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2002, 23 (5) :437-440
- 21 Berg MH, Manninen HI, Rasanen HT,et al. CT angiography in the assessment of carotid artery atherosclerosis. *Acta Radiol*, 2002,43 (2) :116-124

(收稿 2004-04-28)

下期重点预告 Alzheimer 病的早期磁共振表现、嗅觉的脑功能磁共振成像、通过分子生物学实现肿瘤影像学
与放射治疗学的融合、螺旋 CT 血管成像在腹部的应用进展、血管重塑与血管成形术后再狭窄、放射性粒子种植治
疗肿瘤的进展、盆底结构影像学研究进展、灌注 CT：一种有价值的增补技术等。