Spiral CT angiography in abdomen

CHEN Qing-hua, LIU Cheng

(*Shandong Medical Imaging Reseach Institute, Jinan* 250021, *China*)

[**Abstract**] With the development of spiral CT and multi-slice CT technique, CT angiography has been applicated in abdomen widely. The succeeded CT angiography need special technique of scanning and post-processing. This article reviews the technical aspects and progress of CT angiography.

[**Key words**] Angiography; Spiral computed tomography; Abdomen

腹部螺旋 CT 血管成像技术

陈青华 综述，柳 澄 审校

（山东省医学影像学研究所，山东 济南 250021）

[**摘 要**] 随着螺旋 CT 和多层螺旋 CT 技术的发展，CT 血管成像（CTA）在腹部的应用范围扩大。腹部 CTA 对扫描和后处理技术有较高要求。本文对 CTA 的各方面技术及其进展作一综述。

[**关键词**] 组织成像技术；螺旋 CT；腹部

[**中图分类号**] R814.42 [**文献标识码**] A [**文章编号**] 1003-3289(2004)04-0641-04

亚秒级的螺旋 CT（spiral CT，SCT）和随后出现的多层螺旋 CT（multi-slice CT，MSCT）为 CT 技术的进步和临床应用提供了史无前例的机遇，其中最有影响力的进步之一就是 CT 血管成像（CTA）的发展，它使用薄层扫描及多种三维重建技术等影像后处理技术获取血管图像，在许多临床应用中可以与传统血管造影相媲美甚至略胜一筹[1]，CTA 在评价血管疾病方面已经成为一种重要的诊断工具[2]。CTA 在腹部的应用已不再局限于对腹部大血管本身的病变的诊断和评价，而是开始逐渐扩展到中小血管，螺旋 CT 血管造影特别是多层螺旋 CT 血管造影（SCTA、MSCTA）能清晰地显示胰周血管、门静脉、肠系膜血管的分支等细管径血管，对胰腺癌术前评价、肠缺血的早期诊断、肠 Crohn 病活动性的评价、肝切除术、肝移植术、肝灌注化疗前计划、各种原因所致门静脉扩张的治疗前评价等方面显示出其独特的价值。三维 CTA 已经成为入侵性最小的血管成像新形式之一[3]。CTA 的成像技术对 CTA 成功与否及其图像质量关系密切，相应地开始得到越来越多地关注。

获取高质量 CTA 图像所涉及因素较多，主要包括两方面：扫描技术和后处理技术，具体涉及 CT 扫描仪的技术水平、准直器宽度（collimation）（层厚）、螺距（helical pitch）、曝光参数、扫描野、重建间隔（reconstruction increment）、内插运算方法（linear interpolation algorithm，LIA）、后处理技术、背景密度与血管密度的差值、小血管走行方向与扫描层面的关系、对比剂的应用和生理病理因素的影响等。上述各种因素对 CT 血管造影图像质量的影响程度和方式不同，且各因素之间相互影响。

1 CTA 扫描技术

专业的扫描技术对 CTA 数据的获取及疾病研究至关重要[2,4,5]，具体如下：

1.1 螺旋 CT 及多层 CT 进行 CTA 检查的优势 SCT 和 MSCT 能快速获得薄层图像，实现了从层扫描模式向容积扫描模式的飞跃，其三维图像不是单层图像的叠加而是真正的容积图像，在此基础上的三维重建技术能清晰地显示细小血管的形态及管腔有无狭窄、异常血管存在与否及其位置，还能改变后处理参数以同时显示多种组织（如同时显示胰腺肿块和肠系膜上动脉）[1]。

然而单层螺旋 CT Z 轴方向仅有一排探测器，因此单位时间内的扫描范围（长度）不足以适应腹部大范围检查的需要，如果在一次屏气内扫描完长距离的整个腹部，只能牺牲图像质量采用较大的螺距或者较厚的准直宽度，如此则无法满足诊断的要求。MSCT 由于 Z 轴方向的探测器由单排变为多排和采用了新的图像重建技术，使扫描速度明显提高，在胸腹部应用时，SCT 能避免呼吸运动造成的病灶遗漏并保持扫描层面的连续性，有利于显示血管及其与周围脏器的关系，同时空间分辨力特别是 Z 轴上的空间分辨力明显提高，相应图像质量也得到明显改善，有利于进行 CTA 检查。其优势主要表现在以下四点：①短时间内大范围扫描适应了腹部血管检查的需要；②扫描速度的提高可减少对比剂的用量，相应不良反应减少；③能多期相分别获取动脉和静脉的成像数据；④允许对图像进行薄间距再重建，从而能在无需延长扫描时间和增加对比剂的情况下，获得更高质量的重建图像[6]。

1.2 CTA 扫描参数的选择 CTA 扫描参数的选择应兼顾扫描区域的长度（或体积）、兴趣血管的直径及其走行方向、个体差异、受检者所能摒气的时间等因

[**作者简介**] 陈青华（1976－），女，山东济南人，硕士，医师。研究方向：影像诊断及影像后处理技术。E-mail：chenqinghua0120@sina.com

[**收稿日期**] 2003-06-20

素的影响。SCT 扫描长度＝准直宽度×螺距×连续扫描时间，因此准直宽度和螺距是两个重要的选择因素，它们通过层敏感曲线（section sensitivity profile，SSP）影响空间分辨力。SSP 决定 Z 轴方向像素的大小及特征，准直宽度增加，SSP 宽度增加，有效层厚加大，部分容积效应增加，空间分辨力下降。扫描参数的选择对后期的三维重建等图像后处理也有重要影响[7]。

1.2.1 准直宽度（层厚）的选择　准直宽度和层厚是两个完全不同的概念，二者关系密切。准直宽度指准直器间距，有效层厚指一幅 CT 图像所代表的人体实际厚度。对非螺旋 CT 来说二者大小相等；对螺旋 CT 来说二者大小不等，一般来说有效层厚大于准直宽度，二者存在正相关，增大准直宽度，层厚相应增大，反之亦然。二者对图像质量的影响结果是一致的；CT 机和照片上所标记的“层厚”有的是准直宽度，有的是有效层厚，实际工作中使用者经常将二者混为一谈，许多学者所说的层厚往往是指准直宽度，而不是有效层厚。值得注意的是有效层厚在准直宽度相等的条件下，受螺距和重建算法的不同而产生大小的不同变化，其影响是间接的，因此本文以准直宽度为准讨论二者对图像质量的影响和选择。

准直宽度是影响 CTA 空间分辨力的最重要因素[8]。腹部血管的走行很多都与身体长轴平行（与扫描面垂直、与 Z 轴平行）或斜行，因此 Z 轴的空间分辨力对血管成像质量的影响非常大，合适的准直宽度是获得良好重建图像质量的关键。准直宽度越小，SSP 宽度越小，有效层厚越薄，空间分辨力越高。同时减小准直宽度还可降低部分容积效应[9]。若兴趣血管与扫描层面平行，理论上准直宽度应小于兴趣血管直径的一半，则部分容积效应对重建图像质量影响较小，所得重建血管清晰。国外文献报道，腹部 CTA 宜采用 3 mm 准直宽度（单螺旋 CT）、1～2.5 mm 准直宽度（MSCT）[1]；国内文献报道，一般采用 5 mm 准直宽度（单螺旋 CT）、3 mm 准直宽度（MSCT）。有学者认为不应一味追求准直宽度超薄，因为这样将同时伴有图像噪声增大、密度分辨力降低、扫描时间延长（受检者屏气时间延长）并导致血管内对比剂浓度下降（或需要较大量的对比剂来保持血管内的浓度），从而影响重建图像质量，而且受检者辐射剂量也会相应增加。

多层螺旋 CT 在这方面有着不可替代的优势，既能采取较薄的层厚以保证血管成像的高质量，又不会延长扫描时间，同时节约了对比剂。

1.2.2 螺距的选择　螺距是影响密度分辨力的重要因素。准直宽度不变时，减小螺距，密度分辨力增加，Z 轴分辨力提高（better longitudinal resolutions）[10]；增大螺距，单位时间内进床距离增大，可缩短给定扫描长度的总扫描时间或延长 Z 轴扫描范围（长度）[11]，但同时图像分辨力（主要是密度分辨力）下降，部分容积效应明显[9]，重建图像梯形伪影发生率增加。但当准直宽度小到一定程度（≤3 mm）时，螺距从 1.0 增加到 2.0，扫描速度提高一倍，而重建图像的密度分辨率下降不明显。

1.2.3 准直宽度与螺距的匹配　准直宽度对 SCTA 图像质量（主要是空间分辨力）的影响大于螺距对其（主要是密度分辨力）的影响。血管成像主要要求较高的空间分辨力，减小准直宽度可使空间分辨力增大，以提高细小血管的显示能力；螺旋 CT 血管造影时，血管强化显著，血管与周围组织密度差别大，可忍受较大噪声；加大螺距导致密度分辨力的下降并没有多少能力影响图像质量的总体水平。因此对给定长范围的扫描，可尽量选用小准直宽度、大螺距[10]，以获取最大的 Z 轴分辨力（主要是空间分辨力）[12]，从而提高 SCTA 的图像质量。但是，门静脉成像与其他血管成像不同，门脉期扫描时肝脏强化程度正是高峰，与门静脉本身的 CT 差值较小，因此采用过薄的准直宽度会因密度分辨力的下降而实际影响门静脉边缘的清晰度、降低血管成像的质量。

1.2.4 曝光参数的选择　增加管电流和（或）管电压可提高密度分辨力和信噪比。由于 CTA 采用薄层扫描，要求较高的曝光量才能得到较大的信噪比，CT 扫描仪预设扫描参数用于国人已较高，可不必调整或稍做调整。一般采用管电流 160～220 mAs，管电压 120 kVp。

1.2.5 扫描野的选择　较小的扫描野可获得较高的空间分辨力。因此在实际扫描中要尽量地缩小扫描野，以提高血管成像质量。

1.3 对比剂对 CTA 的影响　对比剂的合理应用是决定 CTA 优劣成败的关键。对比剂合理应用的影响因素主要是对比剂的注射流率、总剂量、延迟扫描时间及对比剂种类的选择。这些因素决定了对比剂在靶血管中的最佳强化状态。

1.3.1 对比剂的注射流率和剂量的选择　对比剂在血管内保持较高浓度可增大血管与周围组织的密度差，使二者对比明显，靶血管容易获得显影，重建图像质量高。

对比剂注射流率和总剂量通过影响靶血管强化峰值（maximum contrast enhancement，Imax）、到达时间（time to maximum enhancement，Tmax）和持续时间（time to equilibrium phase，Teq）影响血管成像质量。提高注射流率，Imax 相应增加，所得三维重建图像优于慢速率者，但注射流率过快易导致对比剂外渗等不良反应。增大对比剂总量，Imax，Tmax，and Teq 相应增大[13]，即较大的剂量可在较长时间内维持较高的血药浓度。CTA 的对比剂用量大于一般增强所用剂量，单螺旋 CT 的对比剂用量大于 MSCT。

使用相同的对比剂总量和注射流率时，由于生理、病理因素的影响，图像质量水平仍存在个体差异。有学者研究发现正常组和肝硬化组门静脉与肝脏密度差之间存在差异，可能会影响后者的门静脉血管造影图像质量。肝脏疾患（如肝硬化、门脉高压、巨块型肝癌或弥漫性肝癌、门脉栓塞等）可影响门脉强化或使门脉管腔变细，使血管成像质量下降。

1.3.2 对比剂种类的选择　由于不同对比剂的碘浓度和渗透压不同，使用相同注射流率所得血管强化程度和持续时间相应不同。碘浓度高者的平均峰值强化（mean peak enhancements）比碘浓度低者高，碘浓度相同者平均峰值强化无显著性差异；碘浓度相同时，低渗者的峰值后血药浓度衰减比高渗者慢，低渗低碘浓度者与高渗高碘浓度者无显著性差异。对于 CT 血管成像，扫描范围长，使用相同碘浓度对比剂时，选用低渗者所得血管图像质量高[14]。

1.3.3 延迟扫描时间的选择　选用合理的延迟扫描时间是保证 CTA 图像质量的关键因素之一。过早扫描靶血管内血

药浓度不够，过晚扫描则扫描后期血药峰值已过，二者均导致全部或部分血管显影不良[7]。延迟时间主要与受检者循环时间有关，受生理、病理影响而存在个体差异。

较准确的延迟时间可通过小剂量预实验技术估算，亦可采用对比剂追踪触发软件智能扫描，后者是注入对比剂后，在同一层面用 CT 透视方式监测感兴趣区 CT 值的变化，当达到预设的阈值时，自动启动扫描程序，更好地显示靶血管的同时，省去了小剂量实验，减少了对比剂用量。设置恰当的阈值是触发智能扫描成功的关键[15]。

1.3.4 口服对比剂对 CTA 的影响 阳性胃肠对比剂可干扰强化血管的显示，尤其是干扰三维后处理图像质量。因此腹部 CTA 常规用水作为胃肠标记物。

2 CTA 的后处理技术

一旦 CTA 影像数据采集、传输结束，可在工作站上进行多种图像后处理，以得到最优化显示的血管图像。

2.1 重建条件

2.1.1 重建算法（reconstruction algorithm） 腹部 CTA 多采用标准函数（standard）算法，既可避免采用锐利函数所造成的密度分辨力下降，又可避免采用平滑函数所造成的空间分辨力下降。

2.1.2 重建间隔（reconstruction increment） SCT 容积数据采样结束后，可以从 Z 轴上任意一点开始重建二维图像，重建间隔可以任意设定。缩小重建间隔，部分容积效应降低[10]，MPR 和三维重建图像质量提高，但重建图像数量增加，重建时间延长[11]。在腹部重建间隔宜≥层厚的 1/2 即可，小于层厚的 1/2 时数据重复使用超过 50%，这对降低部分容积效应和提高三维图像质量效果不明显，所以不必选用过小的重建间隔。

2.1.3 重建视野 减小重建视野或使用靶重建可使单位面积内像素增多从而可获得较高的空间分辨力。

2.2 重建方法 螺旋 CT 目前主要有以下六种重建方法。

2.2.1 最大密度投影（maximum intensity projection，MIP） MIP 能反映相应像素的 X 线衰减值，较小的密度变化也能在 MIP 图像上显示，能很好地显示血管的狭窄、扩张、充盈缺损及区分血管壁上的钙化与血管腔内的对比剂[8]，正确及熟练运用 MIP 技术可对直径＞2～3 mm 血管清晰成像，并能提供较 DSA 更多的信息，对寻找血管狭窄的病因和治疗有一定指导意义；与其他血管重建图像比较，在血管径线的测量方面最接近实际数据。缺点是不能对深度关系进行编码，立体感较差，但通过绕轴旋转多角度观察或放电影式观察，也能反映血管结构的深度关系。

2.2.2 表面遮盖显示（shaded surface display，SSD） SSD 可以用多个 CT 阈值进行重建，并以不同色彩显示。例如对于动脉夹层，可利用真假腔之间 CT 值的差别，分别用不同色彩标记，可更清晰显示动脉夹层的病理改变。优点是能多角度观察，空间立体感强，解剖结构显示清晰，有利于对病变定位。其缺点是丢失了大量与 X 线衰减有关的信息，钙化斑和增强的血管腔密度都高于所选的阈值时被显示为同一种结构，而阈值以下的小血管不能被显示或导致血管失真（如过度狭窄等）。因此在实际应用中，主要用来显示血管之间、血管与邻近其他解剖结构的毗邻关系，一般不用于测量血管的径线或者判断血管的狭窄程度和血管是否闭塞。

2.2.3 多平面重组技术（multi planar reformation，MPR） 将直接扫描图像叠加，沿一定方向重新组合得到任意方向的二维断层图像，能反映相应原始像素的 X 线衰减值。在工作站放电影式连续观察，可获得三维印象。容积扫描基础上的 MPR 或各向同性 MPR 图像质量与原始图像相仿，可作为诊断依据。由于血管的走行多纡曲，直线的 MPR 难以显示血管的长轴，所以血管的多方位重组大多采用曲面重组。

2.2.4 曲面重组（curved planar reformation，CPR） CPR 可将扭曲、缩短和重叠的血管伸展拉直展示在一个平面上，缺点是在设定轨迹时存在人为误差，空间分辨力不恒定，一幅图像仅能显示血管的一个断面。16 层 CT 后处理软件可自动沿血管中轴线剖开血管，所得 CPR 去除了人为影响，还能沿中轴线连续旋转 180°，得到具有多个断面的动态 CPR 图像。CPR 对纡曲血管和血管内支架术后评价有一定价值，对腹腔动脉的复杂分支 CPR 无明显优势。

2.2.5 容积再现（volume rendering，VR） VR 能使表面与深部结构同时立体地显示。VR 能检出由于狭窄的动脉与扫描层面平行而在轴位 CT 图像上未清楚显示的动脉狭窄。李晓兵等[16]报道，MSCTA 的 VR 成像对正常腹腔动脉、肠系膜上动脉、门静脉主干、脾静脉、肠系膜上静脉的显示率均为 100%，对胃十二指肠的显示率为 90.9%。多层 CT 的 VR 软件功能更强大，操作简单，还可测量非圆形血管（如管壁上有软斑块）的截面积，评价狭窄程度更准确。与其他三维重建方法比较，VR 既能显示血管之间、血管与邻近组织器官的三维立体关系，又有一定的透明度，更适合用于观察血管，VR 优于 MIP 和 SSD[17]。

2.2.6 CT 仿真内镜（CT virtual endoscopy，CTVE） 可显示血管内表面的情况，如管腔内的粥样斑块，管壁的钙化、溃疡，动脉分支与动脉瘤的关系，动脉瘤的血栓形成及破裂口等。缺点是不能进行活检，阈值的选择可影响病变的几何形状，可产生穿透伪影（pierced surface artifact）、漂浮伪影（floating shape artifact）。

2.3 重建方法的比较与选择 在腹部 CTA 中最常用 VR、MIP、MPR、SSD 等容积重建技术[18]。各向同性 MPR 可直接作为诊断依据，其他三维技术需结合原始断层图像。测量血管直径和长度时，首选 MPR 和/或 MIP；判断血管是否闭塞和血管的狭窄程度时，可选 MPR、MIP 或 VR；VR 和 SSD 的立体感强，而且 VR 血管细腻，所显示细小分支更多，操作更简便，需要观察血管之间、血管与邻近其他解剖结构的毗邻关系时，首选 VR。

总之，CTA 的成像技术对 CTA 成功与否及其图像质量有直接影响，随着 CTA 成像技术的研究和发展必将促进其图像质量的提高和得到更广阔的临床应用。

[参考文献]

[1] Fishman EK. CT angiography: Clinical applications in the abdomen[J]. Radiographic, 2001, 21(5): S3-S16.

[2] Chow LC, Rubin GD. CT angiography of the arterial system[J]. Radiol Clin North Am, 2002, 40(4): 729-749.

[3] Rubin GD, Dake MD, Semba CP. Current status of three-dimensional spiral CT scanning for imaging the vasculature[J]. Radiographics, 2002, 22 (5): S3-S19.
[4] Johnson PT, Heath DG, Kuszyk BS, et al. CT angiography with volume rending: advantages and applications in splanchnic vascular imaging[J]. Radiology, 1996, 200 (3): 564-568.
[5] Kuszyk BS, Heath DG, Ney DR, et al. CT angiography with volume rending: imaging findings[J]. AJR, 1995, 165(2): 445-448.
[6] Kelingenbeck Regn K, Schaller S, Flohr T, et al. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications[J]. Eur J Radiol, 1999, 31(2): 110-124.
[7] Brink JA. Technical aspects of helical (spiral) CT[J]. Radiol Clin North Am, 1995, 33(5): 825-841.
[8] Luboldt W, Weber R, Seemann M, et al. Influence of helical CT parameters on spatial resolution in CT angiography performed with a subsecond scanner[J]. Invest Radiol, 1999, 34(6): 421-426.
[9] Heuscher DJ, Vembar M. Reduced partial volume artifacts using spiral computed tomography and an integrating interpolator [J]. Med Phys, 1999, 26(2): 276-286.
[10] Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging[J]. Med Phys, 1996, 23(12): 1943-1954.
[11] Liu C. Clarification of three choas of conception in spiral CT[J]. Journal of Medical Imaging, 2002, 12(6): 467-468.
柳澄. 多层螺旋 CT 应用中 3 个混乱概念的澄清[J]. 医学影像学杂志, 2002, 12 (6): 467-468.
[12] Reynolds DM, Hazle JD, Johnston DA, et al. Evaluation of helical computed tomography scan parameters for vascular imaging[J]. Med Phys, 1998, 25(2): 176-182.
[13] Han JK, Kim AY, Lee KY, et al. Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model[J]. J Comput Assist Tomogr, 2000, 24(3): 400-406.
[14] Rouviere O, Ecochard R, Berger P, et al. Low-versus high-osmolality contrast media[J]. Acta Radiol, 2000, 41(5): 508-513.
[15] Kirchner J, Kickuth R, Laufer U, et al. Optimized enhancement in helical CT: experiences with a real time bolus tracking system in 628 patients[J]. Clin Radiol, 2000, 55(5): 368-373.
[16] Li XB, Tian JM, Wang PJ, et al. Dual-phases angiography of pancreas with multi-slice helical CT[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2002, 18(5): 428-430.
李晓兵, 田建明, 王培军, 等. 多层螺旋 CT 胰腺双期血管成像研究[J]. 中国医学影像技术, 2002, 18(5): 428-430.
[17] Kuszyk BS, Fishman EK. Technical aspects of CT angiography[J]. Semin Ultrasound CT MR, 1998, 19(5): 383-393.
[18] Rieker O, Duber C, Pitton M, et al. CT angiography versus intraarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease[J]. AJR, 1997, 169(4): 1133-1138.

Clavicular fracture of the newborn: analysis of 387 cases
新生儿锁骨骨折 387 例 X 线分析

檀建华
(北京妇产医院放射科, 北京 100006)

[**Key words**] Clavicular; Fracture; Neonate [**关键词**] 锁骨; 骨折; 新生儿
[**中图分类号**] R683.41; R814.41 [**文献标识码**] B [**文章编号**] 1003-3289(2004)04-0644-02

新生儿锁骨骨折常见于分娩过程中,多与分娩中胎儿肩部娩出困难及其他因素有关,现将我院经 X 线照相检查证实的 387 例新生儿锁骨骨折报告如下。

1 资料与方法

我院 1980 年 1 月至 2000 年 12 月间有 102506 例新生儿出生,发生锁骨骨折 387 例,发生率为 0.38%。其中男婴 222 例(57.36%),女婴 165 例(42.64%);头位分娩 375 例(96.89%),臀位分娩 9 例(2.33%),剖宫产 3 例(0.78%)。新生儿出生体重 2200～4800 g,＜2500 g 5 例(1.29%),＜3000 g 17 例(4.39%),292 例(75.45%)体重 3000～4000 g 之间,＞4000 g 73 例(18.86%)。男婴平均体重 3585 g,女婴平均体重 3475 g。产妇年龄 23～35 岁,30 岁以上 42 例(10.85%)。初产妇 368 例(95.09%),经产妇 19 例(4.91%)。孕 33～37 周分娩 8 例,38～42 周分娩 374 例(96.64%),43 周 5 例。自然分娩 46 例(11.89%),手术助产 338 例(87.34%),剖宫产 3 例(0.78%)。



图 1 左锁骨骨折,内上外下错位

[**作者简介**] 檀建华(1955—),男,河北人,中专,主治医师。
E-mail:1010tjh@sohu.com
[**收稿日期**] 2003-11-04