

# 螺旋 CT 门静脉三维成像技术及其临床应用

张红丽 综述 郭启勇 钱铭辉 审校

【中图分类号】R814.42, R816.5 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2003)01-0070-03

螺旋 CT 门静脉三维成像(three-dimensional spiral computed tomography portography)为螺旋 CT 门静脉成像后的三维重建,是利用螺旋 CT 在受检者门静脉对比剂充盈的高峰期行连续原始数据容积采集,然后运用计算机后处理功能,重建成门静脉立体影像的血管成像技术。近年来,螺旋 CT 门静脉三维成像的应用日渐增多,并显示了一定的优势。本文就螺旋 CT 门静脉三维成像的技术原理、临床应用加以综述。

## 技术原理

螺旋 CT 门静脉三维成像包括螺旋 CT 门静脉成像和三维重建两部分。

### 1. 螺旋 CT 门静脉成像

依据对比剂注入方式不同,分为经静脉螺旋 CT 门静脉造影(spiral computed tomography portography, SCTP)和经动脉螺旋 CT 门静脉成像(spiral computed tomography during arterial portography, SCTAP)。

#### ①SCTP: 增强及扫描技术

SCTP 经外周静脉团注对比剂,对比剂用量、注射流率、延迟时间直接影响血管分辨率,心血管因素、肾功能、肝功能等生理因素亦影响血管强化状态。

SCTP 对比剂常用量为 2ml/kg,注射流率为 3~4ml/s。对比剂用量大,注射流率快,血管内峰值高,小血管显示佳,但从安全角度,每次检查对比剂用量应 < 25g 碘剂,注射流率也不宜过快,一般不超过 6ml/s。延迟时间的设置要求在门静脉对比剂高峰期扫描,国内外研究采用延迟时间相差甚大,40~70s 不等。国内学者主张将扫描中心点设在 60s 左右<sup>[1]</sup>。

选择适宜的螺旋 CT 扫描参数对获得一幅高质量的 SCTP 图像和良好的 3D 影像都是重要的,而层厚、螺距及重建间隔是最重要的因素。SCTP 层厚一般为 2~5mm,螺距为 1,成像范围大、分辨率要求不高时,螺距可大于 1,但不主张大于 2。相对而言,层厚较螺距更影响重建图像质量。使用较小间隔重建有助于减少部分容积效应,重建间隔一般为层厚的 30%~50%。

#### ②SCTAP

导管技术<sup>[2]</sup>:采用 Seldinger 技术,经股动脉穿刺插管,行腹腔干和肠系膜上动脉血管造影,了解肝动脉解剖及脾动脉、肠系膜上动脉和门静脉的开放情况。后将导管置于肠系膜上动脉或脾动脉。

需要注意的问题:血管造影时,注射对比剂尽可能少,防止

扫描前肝实质和肿瘤的动脉灌注。

常规将导管置于肠系膜上动脉(特别是同时行 CTAP、CTA),但 Little 等<sup>[2]</sup>推荐采用脾动脉,因为脾动脉不存在禁食调节,且缺乏近侧分支。但脾功能亢进时,大量对比剂淤积于脾窦,影响强化效果。扫描前动脉内使用血管扩张剂,将增加门静脉血流,提高 SCTAP 效果。

增强及扫描技术<sup>[2,3]</sup>:经导管用高压注射器注射对比剂,注射流率为 3ml/s,用量 80~150ml(经验是 1:1 稀释)。延迟 30s,层厚为 8mm,床进速度 8mm/s(螺距 1),重建间隔 4mm。有学者<sup>[3]</sup>认为延迟时间为 20s。我们认为延迟 30s,扫描能在门静脉强化高峰完成,肝静脉亦能较好强化,此外扫描由足侧向头侧,肝实质及肝静脉更充分强化。

### 2. 三维重建(three-dimensional reconstruction)

螺旋 CT 完成肝脏容积扫描,将信息传至工作站,借助 3 维软件进行三维重建。三维重建是从原始数据产生三维图像的过程。目前主要有 3 种重建技术:表面遮盖显示法(surface shaded display, SSD)、最大密度投影法(maximum intensity projection, MIP)和容积再现法(volume rendering, VR)。

#### ①SSD<sup>[4,7]</sup>

最早用于医学三维重建的算法,最初用于骨成像。是扫描物体一定阈值范围内所有像素的表面数学模拟成像。通过一假设光源提供深度信息。SSD 要求设定一个或多个阈值,计算机将 ROI 内每个体素和阈值比较,把体素分成属于重建结构和不属于两种。重建图像中仅使用表面模型。利用不到 10% 的数据。

SSD 的优势:有深度信息,图像立体直观。所需的计算机容量小、计算速度快、省时。

SSD 的局限:利用不到 10% 数据,不具代表性;没有表面内部及后部信息,不能显示包膜内血管及血管内血栓;分辨率受阈值影响;灰阶不反映 CT 值,为假设光源反射的光量。如采用单一阈值显示血管,不能区分管壁钙化与强化,不能同时显示肿瘤;图像堆积效果明显,易产生阶梯状伪影。

#### ②MIP<sup>[5,9]</sup>

最早用于 MRA,是从预先选择的视角,对每条投射线上最高强度像素编码的二维显示。它选择每条投射线上最大密度的体素进行图像重建,并以灰阶形式显示。高密度结构,诸如强化血管优先显示。MIP 不需要切割,但有不属于重建物体更高密度阻挡时,通常采用连接算法(connectivity algorithm)予以编辑。尽管单幅 MIP 图像为二维的,多个视角 MIP 图像,可以以电影形式显示,动态观察立体关系。而且每幅图像还可任意调整角度,进行多角度连续观察,了解深层或前后重叠血管的立体关系。

作者单位:110004 沈阳,中国医科大学第二临床学院放射科(张红丽、郭启勇);215004 江苏,苏州大学附属第二医院放射科(钱铭辉)  
作者简介:张红丽(1975~),女,辽宁铁岭人,医师,主要从事腹部影像诊断工作。

MIP 的优势:能区分血管与非血管;计算机容量要求不大,重建时间较 VR 短、省时;灰阶反映 CT 值,能区分血管钙化与强化;

限度:无深度信息,立体感不强;不能显示重叠结构;利用的数据不到 10%;不易显示血管与肿瘤的关系,特别是小肿瘤。

### ③VR<sup>[5,9-11]</sup>

计算机硬件的改善,使其成为现实。VR 算法是对穿过容积数据投射线上全部体素总计的影像显示,分析扫描物体感兴趣物质的每个像素。VR 常将深度、表面遮盖和旋转相结合,使图像有真实的立体感。采用不同的透明度和彩色编码,可同时显示表浅及深在结构。完全不透明的图像与 SSD 图像相似。使用标准百分比切割技术将扫描物体各物质——肝实质、血管、病变区分开。它使 CT 血管造影更精确。VR 血管造影图与常规经血管造影图像近似,能显示血管厚度、腔内特性和重叠血管。

VR 的优势:图像质量高,立体感真实、准确;能同时显示表浅和深层结构;可同时显示多种物质(肿瘤、血管及肝实质),反映肿瘤与血管的关系;几乎利用了所有数据,保存了原始的空间解剖关系;不需确定表面,特别适用于边缘模糊不清的结构;VR 算法本身很少产生伪影。

限度:所需计算机容量大;图像质量取决于数据切割。

## 临床应用

### 1. 评价肝节段解剖及肝内静脉解剖<sup>[6,12-15]</sup>

SCTP 和 SCTAP 可显示肝内静脉节段分支,对评价肝脏节段解剖及肝内静脉解剖可发挥重大作用。Soyer 等<sup>[6,12]</sup>用螺旋 CT 门脉三维成像评价肝脏节段解剖并表明,MIP 图像质量优于 VR 和 SSD,这与 Uchida 等<sup>[13]</sup>的结果存在分歧,究竟那种方法更可取还有待进一步研究。Jim 等<sup>[14,15]</sup>的结果显示:螺旋 CTAP 三维成像可准确评价肝内门静脉解剖。

### 2. 肿瘤的节段定位

随着肝脏外科学的发展,亚肝段甚至楔形切除已成为现实,病变的精确定位日渐重要。门静脉、肝静脉是肝脏分段的主要标志,CT 门脉成像可以清晰显示这些标志,但 Couinaud 等<sup>[14]</sup>描述的肝外科解剖为三维概念,二维图像有时力不从心。三维重建能提供直观立体的三维图像,VR 和 SSD 能提供血管深度信息,增加了对血管空间关系的理解,并可在工作站进行任意方向旋转,另外 VR 图像还保存了血管解剖的原始空间关系。对于肝肿瘤定位,3D 图像比 2D 螺旋 CTAP 更准确<sup>[12]</sup>。SCTP 三维重建术前定位准确率可达 100%<sup>[17]</sup>。

### 3. 确定肿瘤与血管的关系<sup>[5,18]</sup>

螺旋 CT 门静脉三维成像(VR 重建图像)保持了血管与内脏器官的相互关系,可以清楚、准确、直观地判定肿瘤与肝血管的关系,为外科制定手术计划提供依据。这已由 Woodhouse 等<sup>[18]</sup>和 Health 等<sup>[5]</sup>证实。此外应用中还可通过彩色编码将肝实质、血管、肿瘤直观鲜明地区分开。

### 4. 体积测量

肝脏肿瘤随访及治疗方案制定时,常常进行肿瘤和肝段体

积测量。三维 CT 门静脉成像可以有效地进行肝体积评估<sup>[19,20]</sup>。

### 5. TIPSS 前后评估

CT 门脉三维成像可显示肝内门静脉及肝静脉分支立体关系,为 TIPSS 前分流支架的空间定位、评价门静脉系统开放性提供重要信息,指导手术方案的设计和完成。此外,亦可检测 TIPSS 术后吻合口的通畅性<sup>[21]</sup>。

### 6. 门静脉受侵的显示

螺旋 CT 门静脉三维成像可用于检测门静脉癌栓,但对于门脉癌栓的研究,国内外报道较少,且对于三种重建技术的比较也未见详尽的报道。Calulli 等<sup>[22]</sup>的研究表明:螺旋 CT 门脉三维重建评估胰腺肿瘤侵犯门静脉敏感性和特异性高达 100%。

### 7. 门静脉高压评估<sup>[20,23,24]</sup>

SCTP 可显示门静脉高压患者门静脉系统和血管改变情况,如评价门静脉大小、走行、分布及门静脉开放性,能显示侧支血管范围<sup>[23]</sup>,并初步估计其程度。SCTP 三维重建可以准确显示门体侧支循环,几乎可以替代血管造影<sup>[24]</sup>。

多层 CT 机的应用,使容积显示的实时成像和实时切割成为现实,重建时间进一步缩短,SSD 重建最多可设置 16 个阈值,部分克服了其本身的限度。随着计算机容量的扩增和重建软件的开发,三维重建技术将更加完善,三维图像质量会有新的突破,螺旋 CT 门静脉三维成像在临床上也会有更广阔的应用空间。

## 参考文献

- 1 吴东,周康荣,陈祖望,等.螺旋 CT 门静脉造影延迟时间选择[J].临床放射学杂志,1999,18(8):172-176.
- 2 Little AF, Baron RL, Peterson MS, et al. Optimizing CT portography: prospective comparison of injection into the splenic versus superior mesenteric artery [J]. Radiology, 1994, 193(3):651-655.
- 3 Graf O, Dock WI, Lammer J, et al. Determination of optimal time window for liver scanning with CT arterial portography [J]. Radiology, 1994, 190(1):43-47.
- 4 Takahashi M, Ashtari M, Pappz, et al. CT angiography of carotid bifurcation: artifacts and pitfalls in shaded-surface display [J]. AJR, 1997, 168(3):813-817.
- 5 Health DG, Soyer PA, Kwzyk BS, et al. Three dimensional spiral CT during arterial portography: comparison of three rendering techniques [J]. Radiographics, 1995, 15(4):1001-1011.
- 6 Soyer P, Health D, Bluemke B, Choti MA, et al. Three-dimensional helical CT of intrahepatic venous structure: comparison of three rendering techniques [J]. J Comput Assist Tomogr, 1996, 20(1):122-127.
- 7 Brink J. Technical aspects of helical (spiral) CT [J]. Radiol Clin North Am, 1995, 33(5):825-841.
- 8 Napel SA, Makes MA, Rubin GD, et al. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection [J]. Radiology, 1992, 185(2):607-610.
- 9 Johnson PT, Health DG, Kuszyk BS, Fishman EK. CT angiography with volume rendering: advantages and applications in splanchnic vascular imaging [J]. Radiology, 1996, 200(2):564-568.
- 10 Johnson PT, Health DG, Bliss DF, et al. Three-dimensional CT: real-time in-

- teractive volume rendering[J]. AJR, 1996, 167(3):581-583.
- 11 Ney DR, Drebin RA, Fishman EK, et al. Volumetric rendering data: principles and techniques[J]. Computer Graphics App, 1990, 10(1):24-32.
  - 12 Soyer P, Roche A, Gad M, et al. Preoperative segmental localization of hepatic metastases: utility of three dimensional CT during arterial portography[J]. Radiology, 1991, 180(3):653-658.
  - 13 Uchida M, Ishibashi M, Abe T, et al. Three-dimensional imaging of liver tumors using helical CT during intravenous injection of contrast medium[J]. J Comput Assist Tomogr, 1999, 23(3):435-440.
  - 14 Cho A, Okazumi S, Takayama W, et al. Anatomy of the right anterosuperior area (segment 8) of the liver: evaluation of helical CT during arterial portography[J]. Radiology, 2000, 214(2):491-495.
  - 15 Jin W, Miura K, Nakao N, et al. Anatomy of intrahepatic portal branches visualized by three-dimensional imaging analysis of CT arterial portography[J]. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 1999, 59(13):765-773.
  - 16 Nelson RC, Cheznar JL, Sugarbaker PH, et al. Preoperative localization of focal liver lesions to specific liver segments: utility of CT during arterial portography[J]. Radiology, 1990, 176(1):89-94.
  - 17 Takeshita K, Furu S, Ban S, et al. Three-dimensional images of hepatic tumors and hepatic vessels obtained by helical computed tomography[J]. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 1996, 56(11):744-746.
  - 18 Woodhouse CE, Nney DR, Sitzmann JV, et al. Spiral computed tomography arterial portography with three-dimensional volume rendering for oncologic surgery planning[J]. Invest Radiology, 1994, 29(12):1031-1037.
  - 19 Soyer P, Roche A, Elias D, et al. Hepatic metastases from colorectal cancer: influence of hepatic volumetric analysis on surgical decision making[J]. Radiology, 1992, 184(3):695-697.
  - 20 Tudoret L. Measurement of the volume of the liver by 3D computed tomography with anatomic correlation[J]. Ann Radiol, 1994, 37(5):401-404.
  - 21 Wunsch C, Richter GM, Hansmann J, et al. CT-angiography as a non-invasive method for the evaluation of the patency of TIPSS[J]. Radiologie, 1998, 38(11):958-966.
  - 22 Calculli L, Casadei R, Diacono D, et al. Role of spiral computerized tomography in the staging of pancreatic carcinoma[J]. Radiol Med, 1998, 95(4):344-348.
  - 23 Ito K, Higuchi M, Kada T, et al. CT of acquired abnormalities of the portal venous system[J]. Radiographics, 1997, 17(4):897-917.
  - 24 Matsumoto A, Kitamoto M, Imamura M, et al. Three-dimensional portography using multislice helical CT is clinically useful for management of gastric fundic varices[J]. AJR, 2001, 176(4):899-905.

(2002-03-07 收稿 2002-04-27 修回)

## 肺部球形病变测量与倍增时间的计算

· 经验介绍 ·

宋国祥

【中图分类号】R814.3, R734.2 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2003)01-0072-01

胸部 X 线检查中肺内球形病变比较常见, 作为影像科医生一般都对病灶的大小进行前后对照, 以确定病变性质。但是, 我们查阅文献, 往往看到的只是平面尺寸的比较, 而大多数忽略了立体大小的观察, 更鲜见在球形病变测量与倍增时间(DT)等方面的具体论述, 因此, 笔者将自己的经验介绍如下, 以期共同探讨。

方法 ①测量球形病变直径, 在胸部后前位立片和患侧侧位片上, 测量病变左右径、上下径、前后径, 以 3 条径线的平均值为球形病变直径。把原病变直径定为  $D_1$ , 增大后的直径为  $D_2$ 。

②计算 DT, 我们已经知道, 球体积是  $\pi$  乘以直径 3 次方的六分之一(即  $V_{球} = 1/6\pi D^3$ ), 球形病变增大的倍数(d)是增大部分的体积除以原体积。

$$d = (1/6\pi D_2^3 - 1/6\pi D_1^3) \div 1/6\pi D_1^3$$

$$\text{化简得 } d = (D_2/D_1)^3 - 1$$

增大 1 倍所需的时间为 DT, 等于病灶增大所需的时间(t)除以病灶增大的倍数。

$$\text{所以 } DT = t/d$$

应用举例: 患者, 女, 48 岁, 2001 年 12 月 27 日摄胸部正侧位

片, 发现右上肺野中外带一球形病变,  $D_1 = 2.1\text{cm}$ , 2002 年 5 月 8 日胸部正侧位片复查,  $D_2 = 2.7\text{cm}$ , 代入  $d = (D_2/D_1)^3 - 1$  得  $d = 1.1$ (近似值)。

从 2001 年 12 月 27 日~ 2002 年 5 月 8 日, 经过 132d, 所以 DT 为 120d(132/1.1)。

上述计算结果表明, 球形病灶经过 132d, 体积比原来增大 1.1 倍, 增大一倍所需时间 120d。据此再结合病变形态特征, 考虑周围型肺癌。

小结 肿瘤的增长速度有一定规律, 研究证明肺癌 DT 中数为 88.5~120d, 其中鳞癌 92~100d, 腺癌 168~183d<sup>[1]</sup>。在我们实际应用 DT 时, 要考虑投照距离, 呼吸以及测量误差等技术因素对病变大小的影响, 同时结合临床及 X 线表现特征, 作出正确诊断。

### 参考文献

- 1 祝惠民. 内科学(第 3 版)[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000. 47.

(2002-05-28 收稿)

作者单位: 312000 浙江, 绍兴市第五医院放射科  
作者简介: 宋国祥(1957~), 男, 浙江绍兴人, 主治医师, 主要从事放射影像诊断工作。