

宽探测器 CT——多层 CT 技术新进展

黄光亮 综述 唐秉航 审核

【中图分类号】R814.42 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2009)02-0215-03

2007 年北美放射年会上飞利浦公司和东芝公司分别推出了 256、320 层多层螺旋 CT 机,探测器宽度分别达到 80 mm 和 160 mm,标志着宽探测器 CT 正式从试验走向临床应用。宽探测器 CT 沿着多层螺旋 CT 主要发展方向,在提高扫描速度的同时,探测器宽度最宽已拓展到接近平板探测器 CT 设计达到的水平。有关宽探测器 CT 的物理性能和临床应用情况,目前了解的仍十分有限。此前的数年时间里,开发宽探测器 CT 厂家的合作伙伴,相继发表了 10 余篇有关设备原型机(主要是 256 层 CT 原型机)基本物理性能和初步试验性临床应用论文。对照推出的商品机型,许多技术参数已有重大改进,例如扫描时间已由原型机的 0.5~1.0 s 提高到 0.35 s,最快达到 0.27 s,但有关设备的基本物理性能、优缺点以及临床应用前景,透过原型机已有所昭示。

256 层 CT 原型机的基本物理性能

1. 256 层 CT 原型机的基本设计和构造特点

256 层 CT 原型机是在现有 CT 技术上把宽圆柱形 2D 探测器安装在 16 层 CT (Aquilion, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan)的机架上。探测器数目为 912(横向)×256(纵向),探测器宽度为 128 mm,每个旋转中心大小为 0.58 mm×0.50 mm。锥角接近 12°,机架旋转 1 周的时间为 1 s。一次旋转的覆盖范围为 100 mm,数据采样率为 900 幅/秒, A-D 转换器的动态范围为 16 bits。探测器元件由闪烁器和光电二极管组成,闪烁器为 Gd₂O₂S 陶瓷,光电二极管由单晶硅组成,这些与常规 MSCT 一致^[1]。

Mori 等^[1]首先通过模具实验对 256 层 CT 原型机的物理性能进行评估,并且与 16 层 CT 机作比较。他们采用和传统 CT 同样方法对模具测量了以下项目: Point spread function (PSF)、Slice sensitivity profile (SSP)、图像噪声和一致性、高低对比可测性、失真、射线剂量和曝光剂量。结果发现图像噪声和一致性、高对比可测性, 256 层 CT 原型机和 16 层 CT 几乎一样;而 PSF,原型机优于 16 层 CT;至于低对比可测性、SSP 和失真方面, 16 层 CT 的性能更好。

随后, Mori 等^[2]又对 256 层 CT 原型机的临床潜能做了评价。8 名健康男性志愿者参加了这次研究,他们都做了连续轴面扫描的头、胸、腹和盆腔的非增强检查。放射剂量与常规使用的多层 CT 检查一样。结果发现不用二次重建就可多平面清楚显示 3D 精细结构,而轴面图像的质量和常规 CT 一样好,在扫描区域边缘可见阴影和条纹伪影,后者称为 Feldkamp 伪影,但是总体上并不影响图像判断。冠状胸部图像显示有心脏搏

动伪影。

2. 扫描剂量

Mori 等^[3]对 256 层 CT 原型机与 16 层 CT 的剂量作了比较,并对动态 3D 成像(容积电影成像)作了一个初步的评价。为了获得对剂量准确的评估,他们在直径为 160 mm 或 320 mm、长度为 300 mm 的 PMMA 假体模具上测量总的线性剂量。至于在临床上,他们是对 4 位健康男性志愿者进行成像的,所有对象都做无增强检查,包括头、胸、腹、盆腔。吸气末屏气后开始胸部扫描,而腹部和盆腔检查则于呼气末屏气后开始扫描。结果显示在所有检查中,原型机的剂量都比 16 层 CT 小。256 层 CT 原型机剂量比 16 层 CT 小的原因是多层螺旋 CT 探测器实际的束宽是层厚乘以层数加上一些余数。这些余数用于覆盖边缘部分和机械错误。边缘部分发生的 X 线光子不构成图像,但它们会增加剂量。如果名义的束宽变大,这部分就会变小。由于 256 层 CT 原型机有大的射线束宽,平均计量加权值就较 16 层 CT 小。至于容积电影成像,扫描剂量较大,为了降低剂量,如果把剂量限于平时常规多层螺旋 CT 所用的剂量,扫描时间就会延长,如胸部需要 6 s,腹部 11 s,盆腔 9 s。对某些患者来说,这些扫描时间可能还不足以进行动态 3D 成像。随着诸如自动剂量控制等减少剂量方法的开发,容积电影成像将会给放射学家提供更多的诊断信息, 256 层 CT 原型机有望在冠状动脉血管成像及全脑灌注等方面获得新的应用。

3. 扫描方式

256 层 CT 原型机使用锥形线束扫描,线束总宽度为 128 mm,1 次曝光有效覆盖范围 100 mm。

主要有 3 种扫描方式,分别为轴面扫描模式、容积电影成像模式、透视模式;此外还有螺旋扫描方式。

可实现容积电影成像,机架旋转一圈就可以用小于 0.5 mm 的空间分辨力在 Z 轴方向上覆盖 100 mm 范围。扫描 1 次可以获得 0.5~0.8 mm 各向同性的容积数据,可以提供高空间分辨力的冠状面和矢状面图像,这就不必要进行二次重建了。轴面成像模式可获得头尾方向上的容积图像,扫描范围比短时间扫描探测器的覆盖范围还要大;容积电影成像模式可用于获得诸如肺呼吸状态下和头 CT 血管造影的动态容积数据;透视模式主要用于介入手术,如细针穿刺、引流或者用于固定探测器进行消融^[2]。

4. 扫描速度

第一代 256 层 CT 原型机的扫描速度为 1.0 秒/周。2006 年, Mori 等^[4]报道已经开发出第二种模型,性能比第一代有了进一步提高,包括旋转时间加快了,从 1.0 s 提高到 0.5 s,探测器动态范围从 16 bits 延长到 18 bits。

初步临床应用报道

256 层 CT 原型机在心血管循环、灌注、运动及放疗计划等

作者单位: 528403 广东, 中山市人民医院 CT 室

作者简介: 黄光亮(1981—), 男, 广东汕头人, 硕士研究生, 住院医师, 主要从事中枢神经系统影像研究。

通讯作者: 唐秉航, E-mail: jmfthb@sina.com

方面的初步临床应用研究已有报道^[5]。它在肝脏功能彩色图、肺部肿瘤放疗计划及心脏成像等方面具有独特的优势。

1. 心脏

Mori 等^[6]运用 256 层 CT 原型机对猪的心脏进行容积电影成像,结果显示 4D CT 扫描能够满意获得心脏的连续增强。随后他们做了关于活体内和活体外猪的心脏容积冠状动脉血管造影的对比研究,得到的结果是不用心电门控就可以在活体内显示猪冠状动脉的二级分支,在活体外显示猪冠状动脉的三级分支。虽然结论来自于动物,但由于猪的心脏比成人小,它反而更接近小儿的心脏,并且它的心率比成人的心率快。现有的结果表明不用心电门控的心脏容积电影成像对人的心脏成像、心肌灌注以及显示冠状动脉形态、室壁运动和收缩期心肌的增厚程度有着广泛的应用前景^[7]。Kondo 等首先用没有心电门控的 256 层 CT 原型机对 2 个正常人类心脏成像进行了可行性研究,结果探测到左心室心肌的连续增强,左右冠状动脉的头尾段显示良好也没有模糊不清。虽然左心室壁的运动在电影图像上不光滑,但仍可以测量心室容积和射血分数^[8]。Kido 等作了 256 层 CT 原型机在人的心脏成像方面初步临床应用报道。他们用第二代原型机评价 5 个冠状动脉疾病患者的冠状动脉和心脏功能。参照美国心脏病协会(AHA)冠状动脉分段,参与评价的有冠状动脉 1、2、3、5、6、7、9 和 11 段,除去 6 段装了支架和两段阻塞外一共有 32 段参与了评价,结果有 29 段可用于评价。在这 5 例患者的扫描图像中,由于图像质量好没有带状伪影,只要存在冠状动脉狭窄都可以判断出来,而 2D 或 3D 动画都足以用于评价室壁运动和收缩期心肌的增厚程度^[9]。

2. 肝脏功能彩色图

Mori 等用 256 层 CT 原型机对肝细胞癌进行动态增强和彩色图标,从而把肝细胞癌和正常肝组织区分开来。扫描完定位像后,静脉注射 90 ml 对比剂于动脉期 30 s 对患者开始扫描。扫描条件 120 kV, 200 mA, 1 s 旋转时间, 256 mm×0.5 mm 准直,总扫描时间为 10 s,扫描方式为容积电影成像。由于正常肝组织主要是由门脉供血,肝细胞癌主要是由动脉供血,在开始扫描之前,主动脉对比剂浓度已经达到高峰,动脉供血为主和静脉供血为主的组织分别显示下降和上升的时间密度改变。扫描时静脉供血为主的组织对比剂浓度增加,而动脉供血为主的组织对比剂浓度则下降。通过软件对 256 层 CT 原型机容积电影数据进行分析并计算像素对像素时间密度回归线梯度从而得到功能彩色图。红色端代表动脉供血为主,蓝色端代表门脉供血为主,肝癌由于色彩衰退(红色→蓝色)可以被清晰地检测出来。这种方法对短扫描时间内检出肝脏恶性肿瘤很有价值^[10]。

3. 肺部肿瘤放疗计划

由于呼吸诱导的运动对肺部肿瘤放疗很重要,内靶体积概念对肺肿瘤放疗是非常重要的。CT 能够以较高时间、空间分辨率对运动器官成像,故目前对运动器官的研究主要以 CT 为主。在肺部对大多数治疗位置而言,常规 CT 对整个肿瘤体积(GTV)描述的可重复性和精确性是不够的,因为这些图像临床上是厚层、短采集时间拍摄的。成像方式不同,GTV 的形状

和大小变化较大。自主呼吸下的 CT 扫描并不是肿瘤时间平均位置和总的呼吸运动距离。此外,呼吸引起的伪影也会模拟疾病的特征。因此,如果能够在每个呼吸时相精确捕获肿瘤的运动那是最好的。为了更准确获得目标,许多研究者采用了 RGCT 和 4DCT 扫描技术,但这二者都有局限性。相反,256 层 CT 原型机以薄层(0.5 mm)和高时间分辨率(250 ms)取得容积电影数据,能够在多平面显示肿瘤。Mori 等用该机在自由呼吸下对 14 例接受放疗的患者进行容积电影成像,并在数量上评价肿瘤的位移,结果发现该机改善了肿瘤位移的评价和克服了现有 CT 的一些不足,容积电影 CT 为肿瘤放疗提供了一些有用的数据。常规 4DCT 和呼吸门控 RGCT 扫描方法需要从不同呼吸循环把不同 CT 层面修补在一起,而该机在所有层面上都是相同的呼吸周期。虽然大多数肿瘤显示滞后运动,但那些与胸膜接触的肿瘤其运动与胸膜一致,这些结果对测定肿瘤内部边缘很有价值^[11]。

存在的主要问题及改进之处

在锥束几何学中,如果锥角相当宽的话,图像质量就会下降或者出现伪影。这是因为沿着圆形轨道锥束扫描不能获得一整套数据来实现真正容积数据成像^[12]。256 CT 原型机也有它自己的局限性,那就是 Feldkamp 伪影,随着锥角的扩大,Feldkamp 伪影出现的频率将会更多,这是锥束 CT 所特有的。在头尾方向上,当 X 线衰减变化迅速时,伪影就会出现,它表现为阴影或条纹,特别是在骨组织或气体与软组织交界处^[2]。Mori 等^[13]用该机分别在模型和临床上评价锥束 CT 所特有的 Feldkamp 伪影,并比较轴面扫描和螺旋扫描的重建准确性。用假体模型评价该机的图像噪声 SSP 和伪影,并把结果与 64 层 CT 作比较。结果显示该机螺旋扫描在图像噪声和 FWHM 上都比 64 层 CT 螺旋扫描要好。他们也用该机对志愿者作了胸部和腹部扫描。轴面扫描时可以在模型扫描边缘看到高频条状伪影。同样在志愿者软组织接近骨头或气体旁边的地方也可看到。由于 Feldkamp 伪影会导致误诊,在观察图像时必须注意这些伪影可能出现的地方,以避免误诊。该机产生的 Feldkamp 伪影总的并没有影响图像诊断。螺旋扫描可以作为一种减少伪影的方法。据 Mori 等报道,在用螺旋方式扫描的冠状面和矢状面图像上,Feldkamp 伪影受到明显抑制,在很长的扫描区域内,没有看到明显的伪影,即使在伪影出现机会较多的肋骨旁,肋骨依然显示非常清晰。与轴面扫描相比,螺旋扫描确实可以明显减少 Feldkamp 伪影的出现。

该机的另一个局限就是进行容积电影成像时放射剂量较高,这是目前此机不可避免的。因为该机的线束宽度是 64 层 CT 的 3 倍,而散射线剂量随着线束宽度的增加而增加。虽然目前难以减少锥束 CT 的剂量,但是随着探测器性能的改善和其他减少剂量方法的临床应用,该机在临床上具有广泛应用前景。

综上所述,256 层 CT 原型机具有在大范围头尾方向电影成像特点,在研究运动器官的容积电影成像方面有着 16 层、64 层 CT 无可比拟的优势。随着新的 X 线球管的应用 256 层 CT 原型机将会比现有的设备提供更准确的诊断信息,通过增加 Z 轴方向上的扫描范围从而实现容积电影成像,增加 CT 新的应用。

参考文献:

- [1] Mori S, Endo M, Tsunoo T, et al. Physical Performance Evaluation of a 256-slice CT-scanner for Four-dimensional Imaging[J]. Med Phys, 2004, 31(6): 1348-1356.
- [2] Mori S, Endo M, Obata T, et al. Clinical Potentials of the Prototype 256-detector Row CT-scanner[J]. Acad Radiol, 2005, 12(2): 148-154.
- [3] Mori S, Endo M, Nishizawa K, et al. Comparison of Patient Doses in 256-slice CT and 16-slice CT Scanners[J]. Br J Radiol, 2006, 79(937): 56-61.
- [4] Mori S, Endo M, Obata T, et al. Properties of the Prototype 256-Row (Cone Beam) CT Scanner[J]. Eur Radiol, 2006, 16(9): 2100-2108.
- [5] Mori S, Obata T, Kato H, et al. Preliminary Study: Color Map of Hepatocellular Carcinoma Using Dynamic Contrast-enhanced 256-detector Row CT[J]. Eur J Radiol, 2007, 62(2): 308-310.
- [6] Mori S, Endo M, Komatsu S, et al. Four-dimensional Measurement of Lung Tumor Displacement Using 256-multi-slice CT-scanner[J]. Lung Cancer, 2007, 56(1): 59-67.
- [7] Kondo C, Mori S, Endo M, et al. Real-time Volumetric Imaging of Human Heart without Electrocardiographic Gating by 256-detector Row Computed Tomography: Initial Experience[J]. J Comput Assist Tomogr, 2005, 29(5): 694-698.
- [8] Mori S, Kondo C, Suzuki N, et al. Volumetric Cine Imaging for Cardiovascular Circulation Using Prototype 256-detector Row Computed Tomography Scanner (4-dimensional Computed Tomography): a Preliminary Study with a Porcine Model[J]. J Comput Assist Tomogr, 2005, 29(1): 26-30.
- [9] Mori S, Kondo C, Suzuki N, et al. Volumetric Coronary Angiography Using the 256-detector Row Computed Tomography Scanner: Comparison in Vivo and in Vitro with Porcine Models[J]. Acta Radiol, 2006, 47(2): 186-191.
- [10] Kido T, Kurata A, Higashino H, et al. Cardiac Imaging Using 256-detector Row Four-dimensional CT: Preliminary Clinical Report[J]. Radiat Med, 2007, 25(1): 38-44.
- [11] Mori S, Endo M. Candidate Image Processing for Real-time Volumetric CT Subtraction Angiography[J]. Eur J Radiol, 2007, 61(2): 335-341.
- [12] Mori S, Endo M, Obata T, et al. Noise Properties for Three Weighted Feldkamp Algorithms Using a 256-detecotor Row CT-scanner: Case Study for Hepatic Volumetric Cine Imaging[J]. Eur J Radiol, 2006, 59(2): 289-294.
- [13] Mori S, Nishizawa K, Ohno M, et al. Conversion Factor for CT Dosimetry to Assess Patient Dose Using a 256-slice CT Scanner[J]. Br J Radiol, 2006, 79(947): 888-892.

(收稿日期: 2008-07-10)

· 综述 ·

肝脏炎性肌纤维母细胞瘤的影像学诊断

唐威 综述 周纯武 审校

【中图分类号】R445; R735.7 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2009)02-0217-04

炎性肌纤维母细胞瘤(inflammatory myofibroblastic tumor, IMT)是一种少见、独特的以纤维结缔组织增生伴大量慢性炎性细胞浸润形成境界清楚的局灶性良性肿瘤样病变,它具有恶性肿瘤的外观,但都呈良性病变的组织学改变和临床生物学行为,因其在大体病理观察时类似肿瘤团块而得名。长期以来人们在命名上非常混乱,诸如炎性假瘤、浆细胞肉芽肿、组织细胞瘤、假淋巴瘤、纤维黄瘤等^[1],甚至还有粘液样错构瘤、炎症性纤维肉瘤、浆细胞瘤、假肉瘤样肌纤维母细胞增生等等。2002年新的WHO软组织肿瘤分类中将其归为纤维母细胞/肌纤维母细胞肿瘤,中间性、少数可转移类^[2],对该病进行了明确限定,避免以往命名及诊断的杂乱和模糊。

原发于肝脏的炎性肌纤维母细胞瘤(inflammatory pseudotumor of the liver, IPL)在临床上极为罕见。Pack 于 1953 年首次报道^[3]。Horiuchi 等^[4]统计 1953 年~1990 年文献中有关 IPL 的报道仅为 20 例。近年来由于影像学技术与方法的进步以及病理学的发展, IPL 的报道相对增多,笔者统计到 2007 年

国外报道约 160 例,国内报道约 100 例。

临床与病理

本病好发于任何年龄,以婴幼儿和青少年居多,且男性发病率远远高于女性,比例约为 29:1^[5]。IPL 病程长,症状轻或不明显,有患者仅在体检时偶然发现。其临床表现包括发热、上腹部疼痛、呕吐等消化道症状,以发热特别是高热多见。当肿物位于肝门部时,若压迫或累及胆道,可发生胆汁淤积性黄疸。绝大多数患者无慢性乙肝病史,且无肝掌、蜘蛛痣等肝硬化体征。实验室检查通常提供炎性病变的证据。肝功能多正常,肝肿瘤标记物如甲胎蛋白(alpha fetoprotein, AFP)及癌胚抗原(carcinoembryonic antigen, CEA)多为阴性。

IPL 是以肝脏局部非肝实质性细胞成分炎性增生形成瘤样结节为主要病理特征的病变。大体上病灶可表现为孤立性结节、无包膜的多发结节或多个结节融合,肝右叶多见,大小为<1 cm 或>25 cm 不等,通常境界清楚,有时有完整包膜。其外观有时与肝癌相似,剖面呈灰白色或黄白色,部分可见出血、坏死,少数可有中央疤痕。镜检病变处肝组织正常结构破坏消失,由不同数量的纤维母细胞及毛细血管所代替,其间散在有较多增生组织细胞、多克隆浆细胞,也可有淋巴细胞、嗜酸性粒细胞等慢性炎性细胞浸润。纤维组织呈片层样排列,部分病灶

作者单位:100021 北京,中国医学科学院 中国协和医科大学 肿瘤医院影像诊断科

作者简介:唐威(1979—),男,北京人,住院医师,主要从事肿瘤影像诊断工作。

通讯作者:周纯武, E-mail: cjr. zhouchunwu@vip. 163. com