

# 螺旋 CT 图像锥形伪影的模拟与实验

林意群, 杨克桢, 余晓镠 (南方医科大学生物医学工程学院数字化医疗设备质量检测中心, 广东 广州 510515)

**摘要:** 目的 研究螺旋 CT 插值算法引起的锥形伪影的特征。方法 根据插值算法和反投影重建基本原理建立重建图像的数学模型, 阐明锥形伪影与扫描参数和被扫描物属性的函数关系; 采用自制体模在 Siemens Plus 4 扫描仪上进行实验验证。结果 理论分析发现, 伪影占图像的比重与扫描仪机架旋转 1 周的进床距离和锥形体模半锥角的正切值成正比, 与重建位置的体模半径成反比。体模实验结果与理论分析相符。结论 插值算法引起的锥形伪影与扫描参数和被扫描物属性存在确定关系。

**关键词:** 螺旋 CT; 插值算法; 锥形伪影; 体模

中图分类号: R814.42 文献标识码: A 文章编号: 1673-4254(2006)11-1616-03

## Simulation and experimental study of cone artifact in spiral CT

LIN Yi-qun, YANG Ke-cheng, YU Xiao-e

School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

**Abstract:** **Objective** To study regular patterns of cone artifact resulted from interpolation algorithm of spiral CT. **Methods** Based on the principle of interpolation algorithm and back-projection reconstruction, a mathematical model of the reconstructed image was established to clarify the relation of the scanning parameters and the characteristics of the scanned object with the cone artifact. Experiments were carried out by a set of acrylic phantoms on Siemens plus 4 CT scanners. **Results** The artifact in the image was directly proportional to the table increment per gantry rotation of the scanner, and was positively correlated to the tangent of half cone-angle and inversely to the radii in the reconstruction plane of the phantom. The theoretical analysis was validated by experimental results. **Conclusion** The cone artifact is related to the scanning parameters and the characteristics of the scanned object.

**Key words:** spiral computed tomography; interpolation algorithm; cone artifact; phantom

CT 螺旋扫描获得的投影数据集是稀疏的, 在任意重建平面至多只有一个投影数据, 所以图像重建必须经历插值的步骤, 导致噪声、空间分辨率和剂量指数等参数的变化<sup>[1-6]</sup>。其中, 插值算法的不对称性引起的伪影表现为典型的规则形状, 如脑部图像中颅骨边缘的阶梯状伪影<sup>[7]</sup>。这对某些临床应用极为不利, 尤其是结构复杂的部位如脑部和肺脏等。本研究根据插值算法的基本原理, 建立图像重建的数学模型, 基于 MATLAB 7.0 编程模拟, 并设计体模进行了实验验证。

### 1 原理

假设均匀锥形体模和背景的密度分别为 1 和 0。体模的轴线与扫描中心线重合, 投影数据  $P(\theta)$  所对应的 X 射线焦点轨迹与体模表面的交线为一螺旋线, 把它与重建平面的相交的投影角设为  $0^\circ$  角, 如图 1 所示。假定图像重建为理想的还原过程, 根据反投影重建原理, 在任意角度, 经插值生成的投影等于重建图像在同方向的像素值积分剖面线。

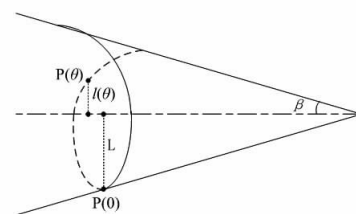


图 1 螺旋扫描原理

Fig.1 Principle of spiral scanning

以 HS 插值算法为例, 参与插值的投影数据集的投影角  $\theta$  的范围为  $[-\pi, \pi]$ , 插值投影  $P(\theta)$  的投影角范围为  $[0, \pi]$ 。假设重建位置的体模半径为  $L$ , 那么, 任意扫描平面所对应的体模半径  $l(\theta)$  与  $\theta$  的关系:

$$l(\theta) = L \cdot \frac{P \cdot S \cdot \tan \beta}{2\pi} \cdot \theta, \theta \in [-\pi, \pi] \quad (1)$$

其中,  $\beta$  为体模半锥角,  $p$  为螺距,  $s$  为层厚。根据线性插值原理, 权重与投影至重建平面的距离成反比, 即与投影角的绝对值成反比。所以:

$$P'(\theta) = \omega_1 \cdot P(\theta) + \omega_2 \cdot P(\theta - \pi), \theta \in [0, \pi] \quad (2)$$

$$= \frac{\pi - \theta}{\pi} \cdot P(\theta) + \frac{\theta}{\pi} \cdot P(\theta - \pi)$$

从上式知,  $P'(\theta)$  所对应的体模剖面等效于由密度分别为  $\omega_1$  和 1 的一个圆环和一个圆组成, 如图 2 所

收稿日期: 2006-4-26

基金项目: 军队医药卫生科研基金 (01Q 072)

作者简介: 林意群 (1943-), 男, 1968 年毕业于清华大学, 教授, 电话: 020-61648296, E-mail: linyiqun@fimmu.com

通讯作者: 杨克桢 (1971-), 男, E-mail: yk2002@fimmu.com

示。不难想象,如图 3 所示,重建图像近似圆形且旋转对称,其轮廓由两条距离中心分别为  $l(\theta-\pi)$  和  $l(\theta)$  的曲线决定,  $\theta \in [0, \pi]$ 。居于外围的部分灰度较低,就是伪影。它源于被扫描物的锥形边界,故称之为锥形伪影 (cone artifact)。

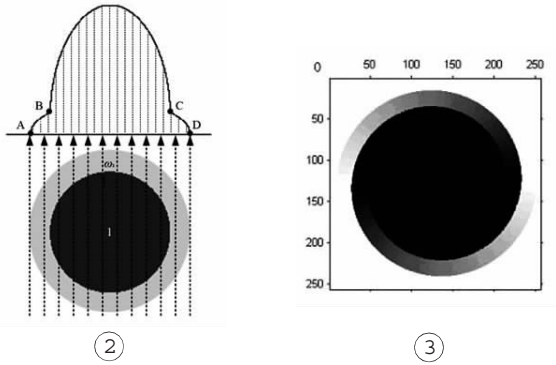


图 2 插值投影

Fig.2 An interpolated projection

图 3 理论推导的重建图像

Fig.3 An theoretically derived reconstructed image

锥形伪影占图像的比重可用面积比  $\sigma$  来描述,即伪影面积  $A'$  与原像面积  $A$  的比值:

$$\sigma = \frac{A'}{A} = \frac{2 \int_0^{\pi} \frac{1}{2} [l^2(\theta-\pi) - l^2(\theta)] \cdot d\theta}{\pi L^2} = \frac{P \cdot S \cdot \tan \beta}{2L} \quad (3)$$

这说明,锥形伪影的面积在图像中所占的比重是确定的函数,与扫描参数的螺距、层厚和体模参数的半锥角的正切成正比,与重建位置的体模半径成反比。

### 2 体模实验

如图 4 所示,锥形体模采用纯有机玻璃制成。实验在 Siemens Plus 4 扫描仪上进行,管电压和电流分别为 120 kV 和 50 mA,取不同层厚和螺距。数据处理在 MATLAB 7.0 上编程进行,通过判断像素值是否处于阈值范围,累计得到伪影面积。



图 4 锥形有机玻璃体模

Fig.4 Conic acrylic phantom

### 3 结果

体模图像中存在明显的呈对称分布的锥形伪影,如图 5A 所示。空气和有机玻璃的 CT 值分别约为 -1000 和 113。理论上,图像中 CT 值介于二者之间的部分都是伪影,但是为排除噪声干扰,把阈值的上限定位略小于 113,下限略大于 -1000,这里分别取 -990 和 100,如图 5B 中 M 和 N 两点所示。事实上,阈值范围的微小变化对结果影响不大。

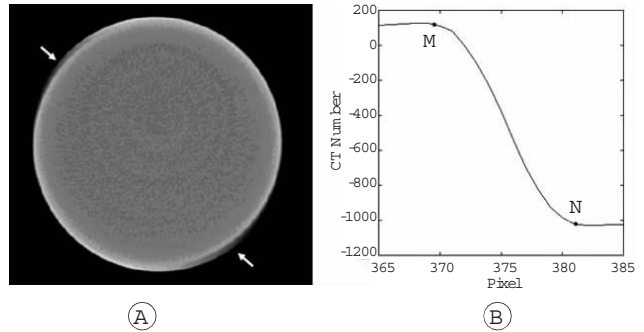


图 5 锥形体模图像分析

Fig.5 Analysis of an image of the phantom

A : A n image of the phantom ; B : A profile of the image through its center. S= 5 mm , p= 1, β= 45 , L= 2 cm

#### 3.1 锥形伪影与螺距的关系

保持层厚  $S=5\text{ mm}$  不变,螺距从 0.5 至 2 递增;锥形体模的半锥角  $\beta$  等于  $45^\circ$ ,并选择在半径  $L=2\text{ cm}$  处的图像进行分析。同时,把以上参数代入式(3),得:  $\sigma_A = p/\beta$ 。结果如图 6 所示。

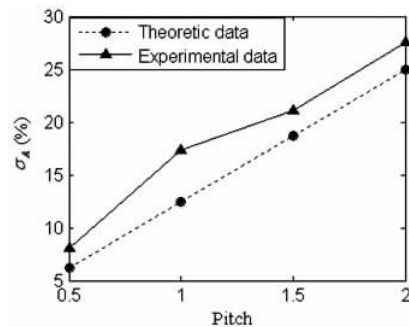


图 6 锥形伪影的面积比与螺距的关系

Fig.6 Relation in proportion between the cone artifact area and the pitch

#### 3.2 锥形伪影与体模属性的关系

层厚  $S=5\text{ mm}$ ,螺距  $p=1$ ;体模的半锥角  $\beta$  等于  $45^\circ$ ,并选择在半径  $L=0.5, 1, 1.5, 2\text{ cm}$  处的图像进行分析。同时,把以上参数代入式(3),得:  $\sigma_A = 1/4L$ 。同样,其他参数不变,锥形体模的半锥角越大,图像中锥

形伪影所占比重越大。扫描参数不变,半锥角  $\beta$  分别等于  $15^\circ$ 、 $30^\circ$  和  $45^\circ$ ,并选择在半径  $L=2\text{cm}$  处的图像进行分析。同时,把以上参数代入式 (3),得:  $\sigma_A=1/\beta \tan \beta$ 。结果如图 7 所示。

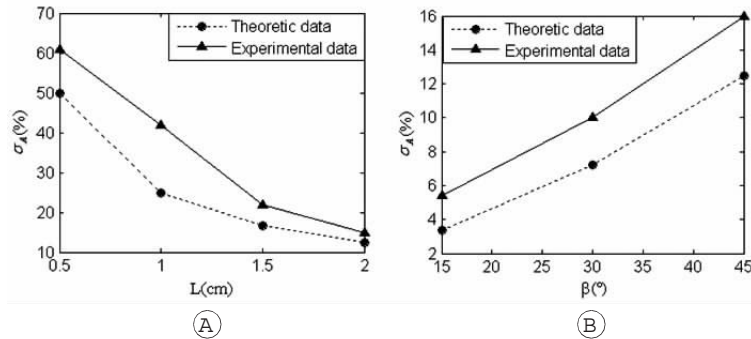


图 7 锥形伪影的面积比与体模属性的关系  
Fig.7 Relation between the cone artifact area and characteristics of the phantom

A : The radii in the reconstructed plane; B : The half cone-angle

#### 4 讨论

除了插值算法外,层厚引起部分容积效应,也是导致图像伪影的重要因素,突出表现在高对比度边界<sup>[8-9]</sup>。所以,实验中体模图像的伪影面积比比理论计算值略高。但是从二者的比较结果来看,变化规律大致相符。

脑部的颅骨和肝脏边缘都等效于大锥角的锥形体模,在较大螺距条件下,图像中存在明显锥形伪影,具体表现为形状和 CT 值两方面的改变,如图 8A 中颅骨内侧的高密度阴影和图 8B 中肝脏边缘的低密度阴影。而这些部位又是病变高发区,因此锥形伪影的存在对临床诊断构成不可忽略的影响。

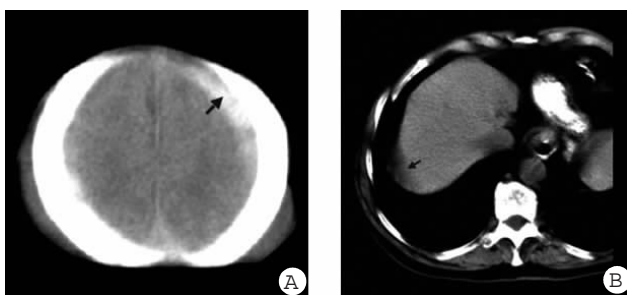


图 8 Siemens Plus 4 的锥形伪影实例

Fig.8 Examples of cone artifacts of a Siemens plus 4 scanner

A : Head of a new-born baby; B : Liver

体内任何结构与周围组织和结构间都存在边界,所以锥形伪影的存在具有普遍性。尽管不能完全消除,但是在临床应用中,可根据它的产生机制合理选择扫描参数,使之得到最大限度的抑制。根据式 (3),

当机架旋转 1 周的进床距离一定时,锥形伪影只与扫描物属性有关。为了抑制 PVE 从而提高空间分辨力,可以考虑在减小层厚同时增大螺距;反之,为了提高密度分辨力,就必须增大层厚同时减小螺距,这势必导致 PVE 的加重,从而牺牲空间分辨力。

此外,锥形伪影的面积比与成像位置的原像半径成反比的规律说明,对于尺寸越小的病灶,图像中锥形伪影所占的比重越大,误诊的可能也就越高。这提示,对于图像中出现的微小病灶应引起足够的重视。

多层 CT 采用滤波插值算法,参与插值的投影数据范围可选,默认值为层厚。与普通的单螺旋扫描仪相比,由于层厚较薄,锥形伪影得到显著抑制<sup>[10-13]</sup>。有关的数学模型可在本文基础上加以扩展,这是下一步的研究内容。

#### 参考文献:

- [1] Kalender W A , Polacin A . Physical performance characteristics of spiral CT scanning [J]. Med Phys, 1991, 18 (5): 910-5.
- [2] Polacin A , Kalender W A , Marchal G . Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT [J]. Radiology, 1992, 185 (1): 29-35.
- [3] Brink JA , Heiken JP , Balfe DM , et al. Spiral CT: Decreased spatial resolution in vivo due to broadening of section-sensitivity profile [J]. Radiology, 1992, 185 (2): 469-74.
- [4] Wang G , Vannier M W . Helical CT image noise—analytical results [J]. Med Phys, 1993, 20 (6): 1635-40.
- [5] Silverman PM , Cooper CJ , Welton D I , et al. Helical CT: practical considerations and potential pitfalls [J]. Radiographics, 1995, 15 (1): 25-36.
- [6] Verdun FR , Mueli RA , Bochud FO , et al. Image quality and dose in spiral computed tomography [J]. Eur Radiol, 1996, 6 (4): 485-8.
- [7] Wang G , Vannier M W . Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: An experimental study [J]. Radiology, 1994, 191 (1): 79-83.
- [8] 余晓镔, 卢广文, 杨克桢, 等. CT 设备原理、结构与质量保证 [M]. 北京: 科学出版社, 2005: 123-5.
- [9] Heuschler DJ , Vembar M . Reduced partial volume artifacts using spiral computed tomography and an integrating interpolator [J]. Med Phys, 1999, 26 (2): 276-86.
- [10] Fleischmann D , Rubin GD , Paik DS , et al. Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT [J]. Radiology, 2000, 216 (1): 185-96.
- [11] Zou Y , Sidky EY , Pan X . Partial volume and aliasing artifacts in helical cone-beam CT [J]. Phys Med Biol, 2004, 49 (11): 2365-75.
- [12] Taguchi K , Aradate H , Saito Y , et al. The cause of the artifact in 4-slice helical computed tomography [J]. Med Phys, 2004, 31 (7): 2033-7.
- [13] Bricault I , Fazzetti G . A general tool for the evaluation of spiral CT interpolation algorithms: revisiting the effect of pitch in multislice CT [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2005, 24 (1): 58-69.