

螺旋CT图像锥形伪影的模拟与实验

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、空间分辨力和剂量指数等参数的变化[1][2][3][4][5][6]。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[7]。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背景密度分别为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° 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。

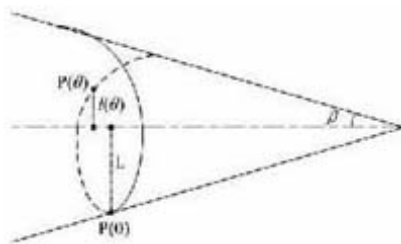


图1 螺旋扫描原理

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 θ 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 θ 的关系:

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

其中, β 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,

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

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

即与投影角的绝对值成反比。所以:

从上式知, $P'(\theta)$ 所对应的体模剖面等效于由密度分别为 ω_1 和1的一个圆环和一个圆组成,如图2所示。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)。

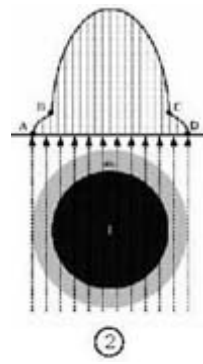


图2 插值投影
Fig.2 An interpolated projection

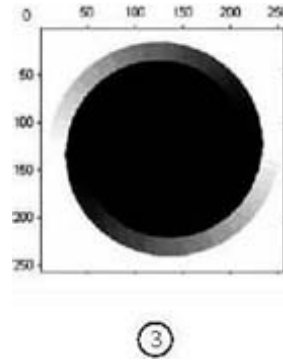


图3 理论推导的重建图像
Fig.3 An theoretic ally derived reconstructed image

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

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

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。

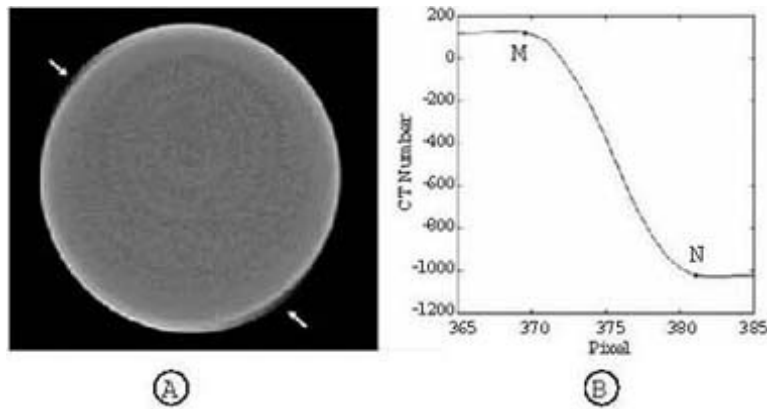


图5 锥形体模图像分析

Fig.5 Analysis of an image of the phantom

A: An image of the phantom; B: A profile of the image through its center. $S=5\text{ mm}$, $p=1$, $\beta=45^\circ$, $L=2\text{ cm}$

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 β 等于 45° ，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： $\sigma^A = p/8$ 。结果如图6所示。

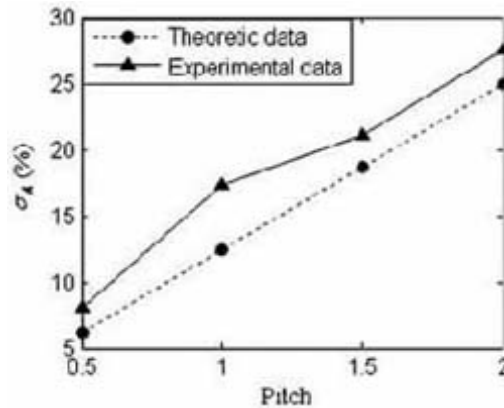


图6 锥形伪影的面积比与螺距的关系

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 $S=5$ mm, 螺距 $p=1$; 体模的半锥角 β 等于 45° , 并选择在半径 $L=0.5、1、1.5、2$ 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 β 分别等于 $15^\circ、30^\circ$ 和 45° , 并选择在半径 $L=2$ cm处的图像进行分析。同时, 把以上参数代入式(3), 得: $\sigma_A = 1/8\text{tg}\beta$ 。结果如图7所示。

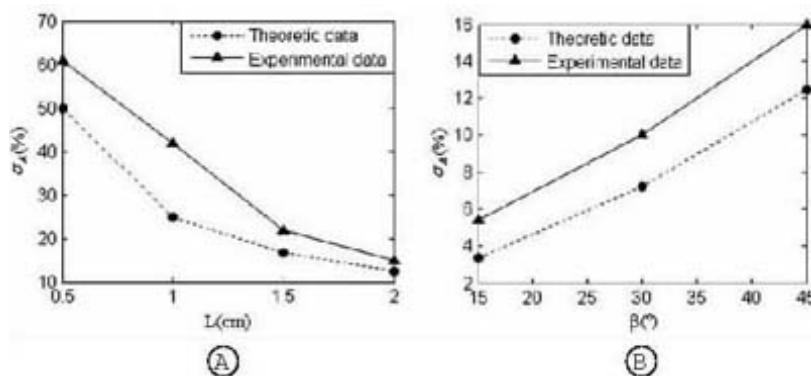


图7 锥形伪影的面积比与体模属性的关系

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[8][9]。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。

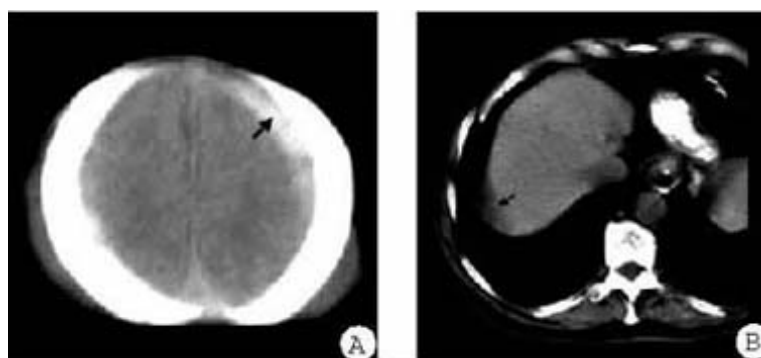


图8 Siemens Plus 4的锥形伪影实例

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, 锥形伪影只与被扫描物属性有关。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[10][11][12][13]。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 WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning[J]. Med Phys, 1991, 18(5): 910-5.
- [2]Polacin A, Kalender WA, 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 MW. Helical CT image noise-analytical results[J]. Med Phys, 1993, 20(6): 1635-40.
- [5]Silverman PM, Cooper CJ, Weltman DI, et al. Helical CT: practical considerations and potential pitfalls[J]. Radiographics, 1995, 15(1): 25-36.
- [6]Verdun FR, Meuli 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 MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: An experimental study[J]. Radiology, 1994, 191(1): 79-83.
- [8]余晓锷, 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]Heuscher 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, Ferretti 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.