

## 基于CT模拟数据研究多层CHO的低对比检测性能

武王将, 李言, 杨智

首都医科大学生物医学工程学院, 北京 100069

**【摘要】目的:**基于CT模拟数据,比较多层通道化Hotelling观察器(CHO)和单层CHO对低对比物体的检测性能。**方法:**利用计算机模拟产生有、无信号两类三维图像,分别改变信号幅度及尺寸,研究单层、多层CHO对不同幅度、尺寸的信号检测性能。通过比较观察者性能指标PC,定量评估多层CHO较单层CHO的低对比检测能力。**结果:**当信号尺寸为2.5 mm,信号幅度分别为2.5、5.0、10.0 HU时,PC分别为0.79、0.96、1.00,层数为10时,多层CHO性能PC达饱和,对应单层CHO性能PC分别为0.67、0.78、0.93,性能分别提升了17.91%、23.08%、7.53%;当信号幅度固定为2.5 HU,信号尺寸分别为2.0、2.5、3.5、5.0、10.0 mm时,多层CHO在层数分别为8、10、8、6、3时,PC达最大,分别为0.69、0.79、0.95、0.99、1.00,对应单层CHO性能PC分别为0.63、0.67、0.74、0.86、0.96,性能分别提升9.5%、17.9%、28.4%、15.1%、4.2%。**结论:**由于综合多层信息制定决策,多层CHO相比于单层CHO对低对比物体的检测能力更强。但利用多层CHO进行图像质量评估时,层数选择至关重要,应根据信号幅度、尺寸、背景噪音等因素选择合适的层数。

**【关键字】**通道化Hotelling观察器;图像质量评估;低对比检测;计算机断层成像

**【中图分类号】**R312

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)12-1462-06

## Performance of multi-slice channelized Hotelling observer for low-contrast signal detection in simulated CT data

WU Wangjiang, LI Yan, YANG Zhi

College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

**Abstract: Objective** To compare the performances of conventional single-slice channelized Hotelling observer (ssCHO) and multi-slice channelized Hotelling observer (msCHO) in the detection of low-contrast signals based on simulated CT data. **Methods** Three-dimensional (3D) signal-present and signal-absent images were generated from computer simulation. The amplitude and size of signals were changed to investigate the performances of ssCHO and msCHO in the detection of different signals, and the percentage of correct detection (PC) was used to quantitatively evaluate the performances of ssCHO and msCHO in the detection of low-contrast signals. **Results** With the signal size of 2.5 mm and signal amplitudes of 2.5, 5.0, 10.0 HU respectively, the PC was saturated when msCHO used 10 slices of 3D image (contrast object was fully covered by these slices), and the maximum PC were 0.79, 0.96, and 1.00 for msCHO, and 0.67, 0.78, and 0.93 for ssCHO, respectively. Compared to ssCHO, msCHO achieved the performance improvement by 17.91%, 23.08%, and 7.53%, respectively. When the signal amplitude remained at 2.5HU, and the signal size were 2.0, 2.5, 3.5, 5.0, 10.0 mm, respectively, the PC of msCHO using 8, 10, 8, 6, 3 slices of 3D image reached the maximum (0.69, 0.79, 0.95, 0.99, and 1.00 mm, respectively), improved by 9.5%, 17.9%, 28.4%, 15.1%, and 4.2% compared to 0.63, 0.67, 0.74, 0.86, and 0.96 of ssCHO. **Conclusion** msCHO using more information for decision-making, therefore, is more reliable in low-contrast signal detection than ssCHO. However, the performance of msCHO depends on the selection of the slices. The optimal number of slices should be determined based on the factors of signal amplitude, signal size, and background noise.

**Keywords:** channelized Hotelling observer; image quality assessment; low contrast detection; computed tomography

**【收稿日期】**2018-06-12

**【基金项目】**北京市教育委员会科技发展计划一般项目(KM2016100-25009)

**【作者简介】**武王将,研究生,研究方向:CT图像质量评估,E-mail: wang-jiang@mail.ccmu.edu.cn

**【通信作者】**杨智,教授,E-mail: zhiyang@ccmu.edu.cn

## 前言

X射线CT是重要的临床诊断影像方式<sup>[1]</sup>,然而,其辐射危害性不容忽视<sup>[2]</sup>,人们开发各种新技术,如管电流调制<sup>[3-5]</sup>、优化管电压<sup>[6-7]</sup>、迭代重建等<sup>[8]</sup>,降低CT影像带来的辐射。如何保障低辐射剂量下图像的

诊断质量是CT影像领域的一个重要课题。

评估CT图像的质量可以用人类观察者的方式,或利用计算机仿真模型模仿人类观察的行为。人类观察者的方式是指利用有资格的人员,如放射医师等对图像进行观察,评估图像质量<sup>[9]</sup>,然而,此方法费时、效率低并且严重依赖相关人员的经验。因此,针对低剂量下的CT成像优化问题,客观、高效的模型观察者方法更为可取。

通道化 Hotelling 观察器 (Channelized Hotelling Observer, CHO) 是一种可以模仿人类观察性能的图像质量评估方法<sup>[10-12]</sup>。传统单层 CHO 在进行质量评估时,仅利用三维(3D)数据中选定的一层制定决策,而层的选择会给评估结果带来一定的不稳定性。本研究建议采用多层 CHO,综合多层CT图像信息进行质量评估,并利用模拟数据比较多层与单层 CHO 对

低对比信号的检测能力,从而定量研究多层 CHO 相比于单层 CHO 检测低对比信号的潜能。

## 1 方法原理

### 1.1 模拟数据

在进行低对比物体检测任务中,常用强迫二选一方法 (Two-Alternative Forced-Choice, 2-AFC), 即在每次试验中,观察者必须从有、无信号两类图像中选择认为包含信号的图像。无信号图像  $g_1$  可表示为:

$$g_1 = b \quad (1)$$

其中,  $b$  为独立同分布背景。有信号图像  $g_2$  可表示为:

$$g_2 = s + b \quad (2)$$

其中,  $s$  表示信号。

本研究利用计算机产生两类3D图(无、有信号),图1显示无信号图  $g_1$ 、有信号图  $g_2$  及信号  $s$  的中间层。

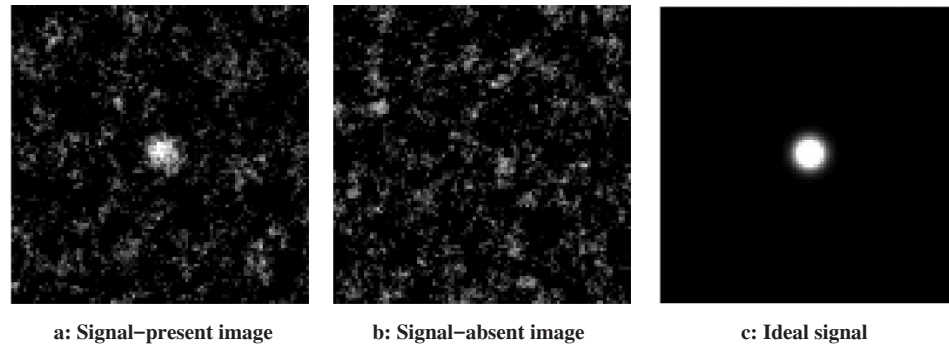


图1 无信号图  $g_1$ 、有信号图  $g_2$  及信号  $s$  中间层

Fig.1 Signal-absent image  $g_1$ , signal-present image  $g_2$  and intermediate layer of signal  $s$

### 1.2 观察者指标测度

在基于 Hotelling 观察器的低对比检测 2-AFC 任务中,无、有信号图像  $g_1, g_2$  具有相同的协方差矩阵,观察模版  $\omega$  和观察指标  $\lambda$  可表示为:

$$\omega = S_{g_{\text{trainer}}}^{-1} \Delta \bar{g} \quad (3)$$

$$\lambda = \omega^t g_{\text{tester}} \quad (4)$$

图像数据的协方差矩阵为:

$$S_g = \frac{1}{2}(S_{g_1} + S_{g_2}) \quad (5)$$

其中,  $S_{g_i} = \langle (g - \bar{g}_i)(g - \bar{g}_i)^t \rangle$ ,  $i = \{1, 2\}$ ;  $\bar{g}_i = \langle g_i \rangle$ ,  $\langle \cdot \rangle$  表示均值;  $\Delta \bar{g} = \bar{g}_2 - \bar{g}_1$ ,  $\Delta \bar{g}$  为类均值的差<sup>[13]</sup>; trainer 和 tester 分别代表使用训练和测试数据。

对于信号检测任务,两类图像对应(无、有信号)决策变量分别为  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$ :

$$\lambda_1 = \omega^t g_1^{\text{tester}} \quad (6)$$

$$\lambda_2 = \omega^t g_2^{\text{tester}} \quad (7)$$

图2为测量统计量 ( $\lambda_1$  和  $\lambda_2$ ) 的分布。通过变化阈

值,获得反映观察者性能的受试者工作特征曲线(图3),曲线下面积可作为图像质量评估的性能指标。

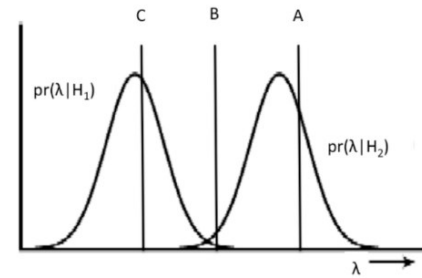


图2 测量统计量 ( $\lambda_1$  和  $\lambda_2$ ) 的分布

Fig.2 Distribution of decision variables ( $\lambda_1$  and  $\lambda_2$ )

而在 2-AFC 任务中的检测正确率(PC)为:

$$PC = \frac{\text{number of correct detection}}{\text{total number of test}} \quad (8)$$

此指标与曲线下面积等价<sup>[10]</sup>。本研究以 PC 作为衡量观察者性能的指标。

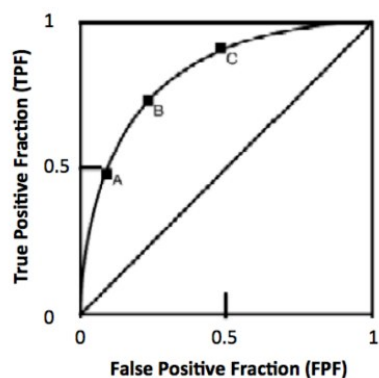


图3 不同阈值的ROC曲线

Fig.3 Receiver operating characteristic curve of different threshold values

### 1.3 CHO

在计算HO模版( $\omega_{optlin} = S_{\xi_{\text{trainer}}}^{-1} \Delta \bar{g}_{\text{trainer}}$ )时,需对训练数据的协方差矩阵求逆,然而,当训练数据的数量 $N$ 小于每幅图像像素个数 $M$ 时,此协方差矩阵不可逆<sup>[13]</sup>,CT中,训练图像的数量 $N$ 大于 $M$ 是十分困难的。使用通道<sup>[14-15]</sup>可解决此问题,大大减少计算量,同时,使计算协方差矩阵的逆成为可能。

通道过程本质上是对图像进行滤波,将图像数

据映射到通道,可表示为:

$$v = U^T g \quad (9)$$

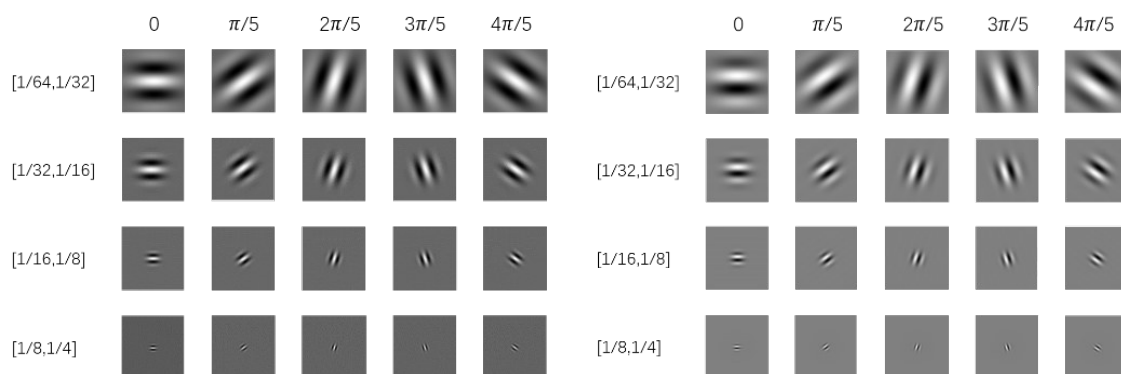
其中, $U$ 为通道矩阵 $U=[u_1, u_2, \dots, u_P]$ ;  $P$ 为通道个数; $v$ 为通道输出向量,大小为 $P \times 1$ ;  $g$ 为原图对应列向量,大小为 $M \times 1$ 。通道化将数据维度由 $M$ 降为 $P$ ,大大降低了数据维度,解决协方差矩阵求逆问题<sup>[13]</sup>。

Gabor通道广泛应用于图像质量评估中, Gabor通道表达式<sup>[16]</sup>为:

$$G(x, y) = \exp \left[ -\frac{4(\ln 2) \left( (x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 \right)}{w_s^2} \right] \times \cos \left[ 2\pi f_c \left( (x-x_0) \cos \theta + (y-y_0) \sin \theta \right) + \xi \right] \quad (10)$$

其中, $f_c$ 为通道中心频率; $w_s$ 为通道空间宽度; $(x_0, y_0)$ 为通道中心; $\theta$ 为通道方向; $\xi$ 为相位因子<sup>[17]</sup>。

本研究利用Gabor通道,采用5个通道方向: $\theta = k\pi/5$ ,  $0 \leq k \leq 4$ ; 4个带宽: $[1/64, 1/32]$ 、 $[1/32, 1/16]$ 、 $[1/16, 1/8]$ 、 $[1/8, 1/4]$ ;  $f_c$ 对应分别为:3/128、3/64、3/32、3/16;  $w_s$ 对应分别为:56.48、28.24、14.12、7.06; 相位因子 $\xi$ 为: $\xi=0$ 和 $\xi=\pi/2$ ; 通道中心 $x_0=0$ ,  $y_0=0$ 。共使用40个通道(图4)。

图4 Gabor通道(左:  $\xi=0$ , 右:  $\xi=\pi/2$ )Fig.4 Gabor channels (left:  $\xi=0$ , right:  $\xi=\pi/2$ )

CHO利用通道后的输出 $v$ 而非原图像 $g$ 计算模板及决策变量:

$$\omega_{\text{CHO}} = S_{\xi_{\text{trainer}}}^{-1} \Delta \bar{v}_{\text{trainer}} \quad (11)$$

$$\lambda = \omega_{\text{CHO}}^T v_{\text{tester}} \quad (12)$$

其中, $S_v = U^T S_g U$ ,  $\Delta \bar{v} = U^T \Delta \bar{g}$ , 则 $S_{\xi_{\text{trainer}}}$ 为训练数据通道输出的协方差矩阵,  $\Delta \bar{v} = \bar{v}_2 - \bar{v}_1$ 为通道输出的类均值差, trainer和tester分别代表训练和测试数据。

计算出决策变量 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 后,使用式(8)作为CHO的性能指标,PC值越大,说明CHO低对比检测能力越强,可很好区分有、无信号两类图,图像质量越高。

### 1.4 单层CHO及多层CHO

$N$ 表示3D数据层数,  $g_{(n)}$ 表示3D数据每层图像对应的列向量,其中 $n=1, \dots, N$ 。由于中间层包含信号最多,在单层CHO中,只利用中间层 $g_{(N/2)}$ 数据计算决策变量 $\lambda$ 。具体过程见图5,首先,从3D数据中选择中间层,并将其转化为相应的列向量 $g_{(N/2)}$ ,然后,利用式(9)、(11)、(12)计算分别得到 $V_{\text{ssCHO}}$ 、 $W_{\text{ssCHO}}$ 、 $\lambda$ ,其中, $V_{\text{ssCHO}}$ 、 $W_{\text{ssCHO}}$ 表示利用单层CHO得到的通道输出及模板<sup>[18]</sup>。

不同于单层CHO只利用3D数据单层信息制定

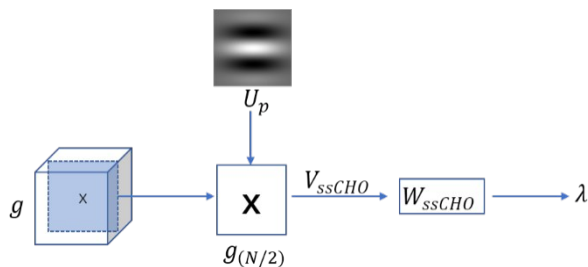


图5 单层CHO流程图

Fig.5 Flowchart of single-slice channelized Hotelling observer (CHO)

决策, 多层CHO使用3D数据中包含3D信息的连续几层数据制定决策。在实际临床中, 放射学家通过滑动3D CT数据来检查低对比物体(如肿瘤、结节)的有无。在此过程中, 遵循假设<sup>[19]</sup>: 放射学家首先对每层(x-y平面)数据进行预处理, 缓存每层决策分数; 之后, 沿z方向将每层决策分数综合, 得到最终决策。图6、7为多层CHO流程图。首先, 从3D数据中选出连续层( $g_{(n)}, \dots, g_{(n+R)}$ )作为感兴趣区域, 然后, 利用式(9)得到感兴趣区域中每层通道输出:  $v_{(n)}, \dots, v_{(n+R)}$ , 此过程见图6。

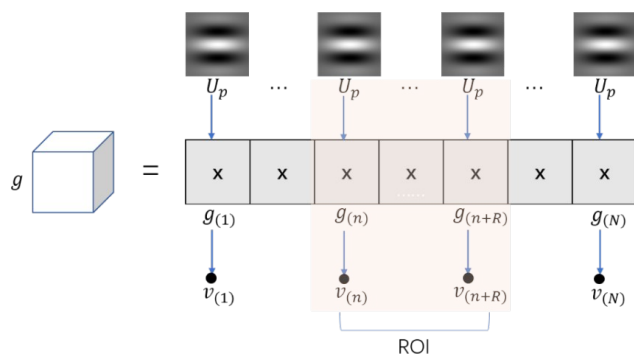


图6 数据通道化

Fig.6 Channelized data

之后, 像单层CHO一样, 利用式(11)、(12)分别得到每层通道输出所对应的模板:  $W_{(n)}, \dots, W_{(n+R)}$  及决策变量  $\lambda_{\text{planar}} = [\lambda_{(n)}, \dots, \lambda_{(n+R)}]$ , 见图7。

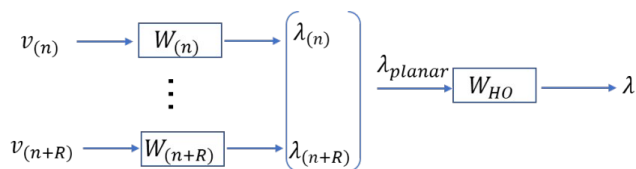


图7 多层CHO流程图

Fig.7 Flowchart of multi-slice CHO

最后, 利用1D HO计算最终决策  $\lambda$ :

$$\lambda(\lambda_{\text{planar}}) = (S_{\text{planar}}^{-1} \Delta \bar{\lambda}_{\text{planar}})' \lambda_{\text{planar}} = w_{HO}' \lambda_{\text{planar}} \quad (13)$$

## 2 结果

本研究在不同信号幅度、尺寸下, 比较多层CHO和单层CHO检测低对比信号的能力。第一种情境是固定信号尺寸(sigSize)为2.5 mm, 信号幅度A分别为0.0、2.5、5.0、10.0、20.0 HU(图8)。第二种情境是固定信号幅度A为2.5 HU, 信号尺寸(sigSize)分别为0.5、2.0、2.5、3.5、5.0、10.0 mm(图9)。

在每种情境下产生CT 3D模拟数据共1 000套, 每套包含无、有信号图各一个, 数据大小为96×96×25, 中间层显示见图1。利用其中666套数据为训练模板, 剩余334套数据测试CHO性能PC。

图10显示信号幅度A对多层CHO性能影响, 其中,  $A=[0.0, 2.5, 5.0, 10.0, 20.0]$ , 单位HU, 信号尺寸固定为2.5 mm。从图中可得出, 当信号幅度A=0.0 HU(红线)时, 有信号图中只包含背景, 不包含信号,  $g_1$ 、 $g_2$ 属于独立同分布, 背景波动导致PC在0.5附近波

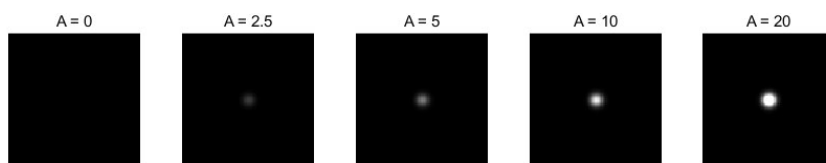


图8 不同幅度信号图(sigSize=2.5 mm, 中间层)

Fig.8 Signal-present image with different signal amplitudes (sigSize=2.5mm, intermediate layer)

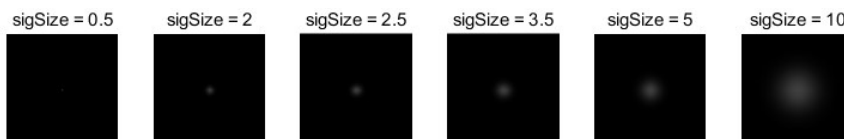


图9 不同尺寸信号图(A=2.5 HU, 中间层)

Fig.9 Signal-present image with different signal sizes (A=2.5 HU, intermediate layer)



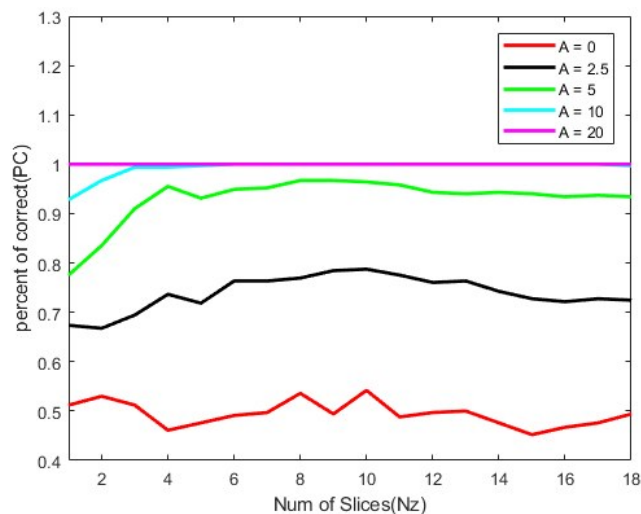


图10 信号亮度(A)对多层CHO性能影响

Fig.10 Effects of signal amplitude (A) on the performance of multi-slice CHO

动,此时多层CHO仅通过猜测制定决策,很难区分 $g_1$ 、 $g_2$ 两类图;当信号幅度 $A=2.5$  HU(黑线)、层数 $Nz \leq 10$ 时,随着层数增加,PC值从0.67(单层CHO)增加至0.79;随后PC值轻微波动,这是因为当层数较小时,所选层数中均含有信号,导致PC值增加,但当进一步增加层数时,多余的层数中已不含信号,同时由于此情景对应信号幅度较小,较弱的信号无法抵制背景变化导致的PC波动;当信号幅度 $A=5.0$ 、 $10.0$ 、 $20.0$  HU,随着层数的增加,多层CHO性能增加,随后,稳定在各自情景下对应的极限能力,即PC分别稳定在0.96、1.00、1.00,此时对应单层CHO的性能PC分别为0.78、0.93、1.00。当 $A=2.5$ 、 $5.0$ 、 $10.0$  HU时,多层CHO较单层CHO性能分别提升了17.91%、23.08%、7.53%。

当层数一定时,增加信号亮度 $A$ ,多层CHO的性能PC增加,即 $A$ 越大,多层CHO可更有效地检测出低对比度信号,从而更准确地区分 $g_1$ 、 $g_2$ 两类图像。

图11显示信号尺寸对多层CHO性能影响,其中, $\text{sigSize}=[0.5, 2.0, 2.5, 3.5, 5.0, 10.0]$ ,单位mm, $A=2.5$  HU。从图中可得出,当信号尺寸很小,即 $\text{sigSize}=0.5$  mm时,PC值在0.5附近波动,说明此情景下,信号太弱,多层CHO不能区分 $g_1$ 、 $g_2$ 两类图;当 $\text{sigSize}$ 分别为2.0、2.5 mm时,随着层数增加,PC值先增加,随后,由于此时信号较弱,背景变化导致PC发生轻微波动;当 $\text{sigSize}=3.5$ 、 $5.0$ 、 $10.0$  mm时,随着层数增加,PC值增加,随后达到各自对应的饱和性能。因此,当 $\text{sigSize}=[2, 2.5, 3.5, 5, 10]$ (单位mm)时,当层数分别为[8, 10, 8, 6, 3]时,多层CHO性能最大,PC分别为0.69、0.79、0.95、0.99、1.00,而对应单层

CHO性能PC分别为0.63、0.67、0.74、0.86、0.96,性能分别提升9.5%、17.9%、28.4%、15.1%、4.2%。

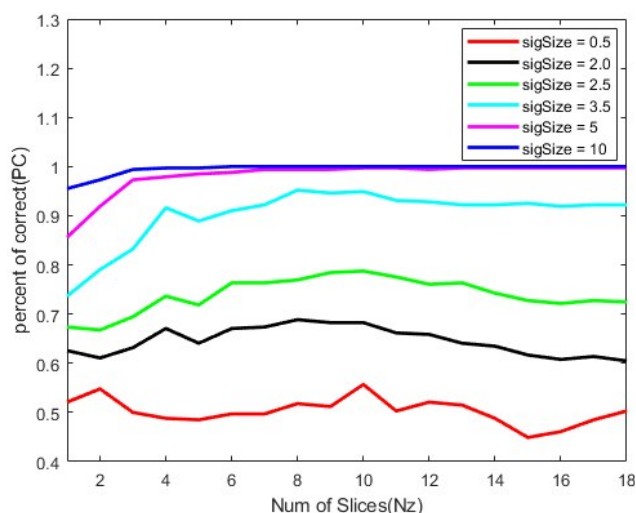
图11 信号尺寸对多层CHO性能影响( $A=2.5$  HU)Fig.11 Effects of signal size on the performances of multi-slice CHO ( $A=2.5$  HU)

图12显示层数增加对计算机耗时的影响,随着层数增加,多层CHO涉及的计算量将会迅速增加,从而,随着层数的增加,计算机的耗时不断增加。

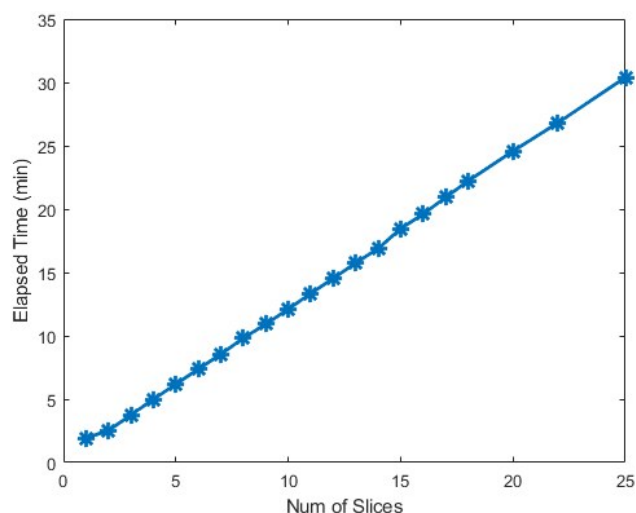


图12 层数对计算机耗时影响

Fig.12 Relationship between elapsed time and the number of slices

### 3 讨论

本研究采用模拟数据研究多层CHO性能,结果表明,对于大部分情景,多层CHO性能高于单层CHO,这是因为当制定决策时,单层CHO仅利用3D图像的某一层,而多层CHO不仅利用层内信息,而且利用层间相关性。然而,使用多层CHO时,应根据

3D信号的尺寸及幅度选择合适层数,当额外的层数已不含信号时,层数的增加并不能进一步导致多层CHO检测能力的增加,相反,由于背景噪音的影响,多余的层数甚至会降低多层CHO的检测性能。

但是,多层CHO性能并不能在所有场景中都高于单层CHO,比如本模拟数据中 $A=2.5$  HU、 $\text{sigSize}=0.5$  mm的场景,由于在此场景中,信号太弱,不论采用多少层数据进行低对比信号检测,单层、多层CHO性能PC都在0.5附近波动,说明单层、多层CHO均不能检测出此情景中对应的低对比信号。当信号很强时,对应模拟数据中 $A=20$  HU、 $\text{sigSize}=2.5$  mm场景,单层CHO性能 $PC=1$ ,由于性能已达最大,随着层数增加,多层CHO性能不会进一步增加。

多层CHO性能最高时对应层数为最优层数,当使用层数小于最优层数时,多层CHO性能随层数增加而增加,但同时计算量增加,考虑实际应用时,应在层数及计算量间折中,或对程序进行优化,如使用GPU等。

由于难以获得相同条件下大量CT真实数据,本研究的结论是基于模拟数据获得的,进一步工作将利用真实CT数据进行相关研究,并与人类观察结果进行比较。

#### 4 结 论

本研究利用CT模拟数据分析在不同信号幅度、尺寸下,层数对多层CHO性能的影响。首先分别介绍了Hotelling观察器、单层及多层CHO评估图像质量的过程。相比于Hotelling观察器,CHO利用合适的通道对图像 $g$ 进行通道化处理,大大降低了计算量,使计算协方差矩阵的逆成为可能。由于综合多层信息制定决策,多层CHO相比于单层CHO对低对比物体的检测能力更强。但由于背景噪音的影响,使用多层CHO进行低对比检测时,为最大化多层CHO性能,应根据信号的幅度、尺寸及背景噪音选择最优层数进行图像质量评估。

#### 【参考文献】

- [1] METTLER F A, BHARGAVAN M, FAULKNER K, et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources-1950-2007[J]. Radiology, 2009, 253(2): 520-531.
- [2] BRENNER D J, HALL E J. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure[J]. N Engl J Med, 2007, 357(22): 2277-2284.
- [3] MCCOLLOUGH C H, BRUESEWITZ M R, KOFLER J M. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options[J]. Radiographics, 2006, 26(2): 503-512.
- [4] KALENDER W A, WOLF H, SUESS C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements[J]. Med Phys, 1999, 26(11): 2248.
- [5] KARMAZYN B, FRUSH D P, APPLGATE K E, et al. CT with a computer-simulated dose reduction technique for detection of pediatric nephroureterolithiasis: comparison of standard and reduced radiation doses[J]. Am J Roentgenol, 2009, 192(1): 143.
- [6] SINGH S, KALRA M K, MOORE M A, et al. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies[J]. Radiology, 2009, 252(1): 200-208.
- [7] YU L, BRUESEWITZ M R, THOMAS K B, et al. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls[J]. Radiographics, 2011, 31(3): 835.
- [8] TSENG H W, FAN J, KUPINSKI M A, et al. Assessing image quality and dose reduction of a new x-ray computed tomography iterative reconstruction algorithm using model observers[J]. Med Phys, 2014, 41(7): 071910.
- [9] BARRETT H H, YAO J, ROLLAND J P, et al. Model observers for assessment of image quality [C]// Nuclear Science Symposium Conference Record. IEEE, 1993.
- [10] YU L, LENG S, CHEN L, et al. Prediction of human observer performance in a 2-alternative forced choice low-contrast detection task using channelized Hotelling observer: impact of radiation dose and reconstruction algorithms[J]. Med Phys, 2013, 40(4): 041908.
- [11] BARRETT H H. Predicting human performance by a channelized Hotelling observer model[J]. Proceedings of SPIE - the International Society for Optical Engineering, 1992, 1768: 161-168.
- [12] VELDKAMP W J, ENGEN R E, BOUWMAN R W. Evaluation of six channelized Hotelling observers in combination with a contrast sensitivity function to predict human observer performance[C]// SPIE Medical Imaging 2015: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 2015.
- [13] BARRETT H H, MYERS K J, RATHEE S. Foundations of image science[M]. Hoboken: Wiley-Interscience, 2004.
- [14] ABBEY C K, BARRETT H H. Human- and model-observer performance in ramp-spectrum noise: effects of regularization and object variability[J]. J Opt Soc Am A, 2001, 18(3): 473-488.
- [15] ABBEY C K, ECKSTEIN M P, BAYDUSH A H, et al. Human-observer templates for detection of a simulated lesion in mammographic images[J]. Proc Spie, 2002, 4686: 25-36.
- [16] WUNDERLICH A, NOO F. Evaluation of the impact of tube current modulation on lesion detectability using model observers[C]//2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008.
- [17] WUNDERLICH A, NOO F, GALLAS B D, et al. Exact confidence intervals for channelized Hotelling observer performance in image quality studies[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2015, 34(2): 453-464.
- [18] PLATIŠA L, GOOSSENS B, VANSTEENKISTE E, et al. Channelized Hotelling observers for the assessment of volumetric imaging data sets [J]. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 2011, 28(6): 1145-1163.
- [19] CHEN M, BOWSER J E, BAYDUSH A H, et al. Using the Hotelling observer on multislice and multiview simulated SPECT myocardial images[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2002, 49(3): 661-667.

(编辑:谭斯允)