

# 低剂量条件下调制传递函数法与线对法的相关性分析

顾思毅<sup>1</sup> 王孝娃<sup>1</sup> 袁宝峰<sup>2</sup> 李向阳<sup>1</sup> 孙亮<sup>1</sup>

<sup>1</sup> (苏州大学医学部放射医学与防护学院 苏州 215000)

<sup>2</sup> (扬州市第一人民医院 扬州 225000)

**摘要** 通过在低剂量条件下对两种CT图像空间分辨率获得方法(调制传递函数法与线对法)的相关性分析,提供CT质量控制过程中空间分辨率评价的客观依据。研究使用GE LightSpeed 16 CT对位于扫描正中线的Catphan 500体模中的CPT528及CPT486模块进行扫描。扫描条件:标准胸部扫描条件(120 kV、200 mA)以及低剂量扫描条件(电压:80 kV、100 kV、120 kV、和140 kV四档;电流:10–60 mA, 10 mA递增)。各扫描条件均使用CPT486模块测量噪声。调节窗宽窗位,观察不同扫描条件下可分辨的线对(为说明主观性对线对法的影响,随机选取部分CPT528扫描图像,由5名受试者进行读数,进行统计分析)。测量不同扫描图像中的点扩散函数(Point spread function, PSF),再对PSF进行二维傅里叶变换得到调制传递函数(Modulation transfer function, MTF),最后使用SAS8.2软件对10%MTF值与线对法目测值进行统计分析,寻找两种空间分辨率获得方法(MTF法与线对法)之间的相关性。结果表明,当MTF为10%时对应的空间分辨率与线对法目测值一致( $t=0.18$ 、 $p=0.8556$ )。低剂量条件下部分MTF曲线受噪声影响导致MTF值增大。

**关键词** 低剂量胸部CT, 调制传递函数(MTF), 空间分辨率, 噪声

**中图分类号** R814.42, TL72

**DOI:** 10.11889/j.1000-3436.2015.rj.33.030201

随着CT技术的发展,其应用越来越广泛,接受CT检查的人数以及受检者接受的辐射剂量也逐年上升<sup>[1]</sup>。虽然一次CT检查的辐射剂量未超过国际规定的安全限值<sup>[2]</sup>,但CT检查导致的随机性效应遵循线性无阈(Linear non threshold, LNT)学说,随机性效应发生的概率随吸收剂量增加。虽然低剂量辐射有害效应与非有害效应并存,且机制不明<sup>[3-7]</sup>,但降低CT辐射剂量可降低随机性效应发生概率。

低剂量CT是改变扫描条件(主要为降低管电流)以达到降低受检者局部乃至全身辐射剂量的目的(较标准扫描条件)。低剂量胸部CT扫描技术对于早期肺癌的筛查具有重要作用<sup>[8-9]</sup>。临床实践过程中,CT的空间分辨率是评价CT图像质量的指标核心指标,其对诊断信息的获取和疾病的正确诊断至关重要。目前医用CT的质量控制中对图像空间分辨率的评价主要应用人眼的主观性判断,低剂量扫描图像中由于噪声等因素的影响,造成图像质量的下降,从而使主观性判断造成偏差。本研究拟使用空间分辨率的客观评价方法(调制传递函数法)对

低剂量扫描图像进行评价,并与主观性评价方法(线对法)进行相关性分析。

## 1 材料与方法

### 1.1 仪器

使用GE LightSpeed 16 CT自带的标准胸部扫描条件(120 kV、200 mA,层厚10 mm,螺距0.875)及低剂量扫描条件(电压:80、100、120、与140 kV四档;电流:10–60 mA, 10 mA递增;层厚10 mm,螺距0.875),层厚与螺距均由系统给出。研究使用的CT管电压有80、100、120与140 kV四档。采用的电流范围为10–60 mA,为常用低剂量胸部CT使用的管电流范围<sup>[10-12]</sup>。测量工具采用美国模体实验室(The Phantom Laboratory)制作的CT性能检测模体Catphan 500中的CTP528及CTP486模块。CTP528模块中镶嵌有空间分辨率检测时用的线对卡,以及直径0.28 mm的钨珠,该钨珠可用于计算调制传递函数(Modulation transfer function, MTF)时的点源(图1)。点源经CT机扫描后成像得到点扩

第一作者:顾思毅,男,1984年12月出生,2008年毕业于江苏大学医学影像专业,现为苏州大学医学部放射医学与防护学院放射医学专业研究生, E-mail: gusiyi01@126.com

通讯作者:孙亮,博士后,副教授, E-mail: slhmz@126.com

收稿日期:初稿2014-12-04;修回2015-03-17

散函数(Point spread function, PSF),再经二维傅里叶变换后得到调制传递函数。CTP486 由均质材料组成,用于测量场均匀性及噪声等参数(图2)。

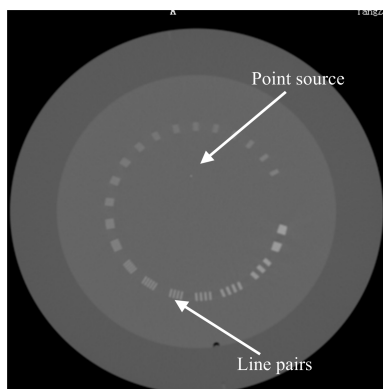


图1 CTP528 扫描图  
Fig.1 Scanned image of CTP528

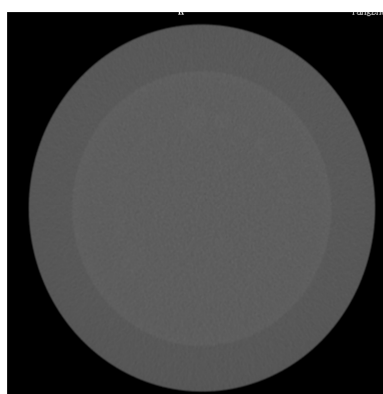


图2 CTP468 扫描图  
Fig.2 Scanned image of CTP468

## 1.2 方法

将 Catphan 500 体模悬挂在体模箱外,激光摆位,使激光线与体模上的定位点重合,在 CT 机上调整进窗距离,使 CTP528 模块位于扫描中心。先使用标准胸部扫描条件(120 kV, 200 mA, 扫描时间 1.6 s, 层厚 10 mm, 螺距 0.875)对 CTP528 模块进行单层扫描。再使用低剂量扫描条件进行单层扫描。对图像使用线对法进行空间分辨率的评价(可分辨的一组黑白相间的线对的间距尺寸),由两人同时读数。再随机选取部分图像由 5 人分别进行读数,结果进行方差分析。扫描完成后以 5.9 mm 层厚对图像进行重建,再将图像以 DICOM 格式从工作站中导出。使用 Matlab 编制代码对图像进行处理:以点源为中心取感兴趣区域(ROI)内 32×32 个像素点矩阵,得到点扩散函数,再经傅里叶变换得到

MTF 曲线,得到曲线上 50%MTF 和 10%MTF 值,将其与线对法读取的值进行比较。

## 2 结果

首先采用标准胸部扫描条件(10%MTF 值为 10.5 Lp/cm, 线对法肉眼清晰分辨的分辨率为 9 Lp/cm)对体模进行扫描,分别采用线对法与 MTF 法(图3)对图像的空间分辨率进行评价,结果见表1。随机选取 9 幅图像,由 5 人分别进行读数,结果见表2。由表2可以看出,读数时由于主观因素的影响,线对法目测值的结果会出现一个单位的差异。使用 SAS8.2 统计软件对 5 组数据进行方差分析,设定扫描条件为分组变量  $a$ ,受试者为分组变量  $b$ 。其中  $a$  的  $F=16.45$ ,  $p<0.0001$ ,各组均数之间的差异具有统计学意义。 $b$  的  $F=0.55$ ,  $p=0.7002$ ,大于 0.05,各组均数之间差异不具有统计学意义。结果说明实际操作时读数结果会出现 1 个单位的差异,从而影响结果的准确性,但这种差异并不具有统计学意义。

采用低剂量扫描条件(10%MTF 不大于 10.5 Lp/cm)对体模进行扫描,对图像使用 2 种方法进行空间分辨率的评价结果及噪声见表3。

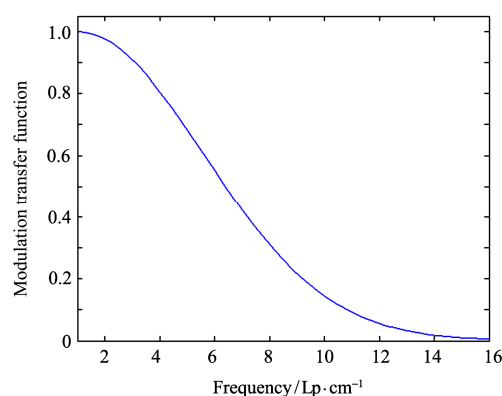


图3 标准胸部平扫 MTF 曲线  
Fig.3 MTF curve of standard chest scan

表1 120 kV、200 mA 条件下 MTF 值与线对法目测值  
Table 1 MTF values and visual values of line pairs method under the condition of 120 kV and 200 mA

| 扫描条件<br>Scan<br>condition | 50%MTF<br>/Lp·cm <sup>-1</sup> | 10%MTF<br>/Lp·cm <sup>-1</sup> | 线对法<br>Line pairs<br>method<br>/Lp·cm <sup>-1</sup> | 噪声<br>Noise<br>/% |
|---------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-----------------------------------------------------|-------------------|
| 120 kV<br>200 mA          | 6.4                            | 10.5                           | 9                                                   | 0.3               |

表 2 不同扫描条件下 5 名受试者线对法目测值  
Table 2 Visual values of line pairs method of 5 testers under different scan conditions

| 扫描条件<br>Scan condition | 受试者 A /<br>Lp·cm <sup>-1</sup><br>Tester A | 受试者 B<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup><br>Tester B | 受试者 C<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup><br>Tester C | 受试者 D<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup><br>Tester D | 受试者 E<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup><br>Tester E |
|------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------|
| 80 kV, 40 mA           | 7                                          | 7                                          | 7                                          | 7                                          | 7                                          |
| 80 kV, 60 mA           | 7                                          | 7                                          | 7                                          | 6                                          | 7                                          |
| 100 kV, 30 mA          | 7                                          | 7                                          | 7                                          | 7                                          | 7                                          |
| 100 kV, 60 mA          | 6                                          | 7                                          | 6                                          | 7                                          | 6                                          |
| 120 kV, 30 mA          | 6                                          | 7                                          | 6                                          | 6                                          | 6                                          |
| 120 kV, 50 mA          | 7                                          | 6                                          | 7                                          | 7                                          | 6                                          |
| 120 kV, 200 mA         | 9                                          | 8                                          | 8                                          | 8                                          | 8                                          |
| 140 kV, 20 mA          | 6                                          | 6                                          | 6                                          | 6                                          | 6                                          |
| 140 kV, 40 mA          | 6                                          | 6                                          | 6                                          | 6                                          | 6                                          |

表 3 低剂量扫描条件下 MTF 值与线对法目测值  
Table 3 MTF values and values of line pairs method under low dose scan condition

| 扫描条件<br>Scan condition | 50%MTF<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup> | 10%MTF<br>/ Lp·cm <sup>-1</sup> | 线对法/ Lp·cm <sup>-1</sup><br>Line pairs method | 噪声/ %<br>Noise |
|------------------------|---------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------------------|----------------|
| 80 kV, 10 mA           | 2.6                             | 8.1                             | 7                                             | 8.8            |
| 80 kV, 20 mA           | 4.9                             | 8.0                             | 7                                             | 2.3            |
| 80 kV, 30 mA           | 6.7                             | 11.4                            | 7                                             | 1.8            |
| 80 kV, 40 mA           | 6.7                             | 11.4                            | 7                                             | 1.5            |
| 80 kV, 50 mA           | 7.0                             | 11.9                            | 7                                             | 1.3            |
| 80 kV, 60 mA           | 4.8                             | 7.9                             | 7                                             | 1.2            |
| 100 kV, 10 mA          | 3.4                             | 6.8                             | 7                                             | 8.3            |
| 100 kV, 20 mA          | 3.7                             | 6.0                             | 6                                             | 1.4            |
| 100 kV, 30 mA          | 4.7                             | 7.3                             | 6                                             | 1.1            |
| 100 kV, 40 mA          | 8.6                             | 14.8                            | 6                                             | 1.0            |
| 100 kV, 50 mA          | 3.5                             | 5.5                             | 6                                             | 0.9            |
| 100 kV, 60 mA          | 3.9                             | 6.3                             | 7                                             | 0.8            |
| 120 kV, 10 mA          | 1.6                             | 2.7                             | 7                                             | 4.9            |
| 120 kV, 20 mA          | 6.9                             | 11.7                            | 7                                             | 1.1            |
| 120 kV, 30 mA          | 6.5                             | 10.9                            | 7                                             | 0.8            |
| 120 kV, 40 mA          | 6.6                             | 11.2                            | 7                                             | 0.7            |
| 120 kV, 50 mA          | 6.4                             | 8.5                             | 7                                             | 0.6            |
| 120 kV, 60 mA          | 5.3                             | 8.8                             | 8                                             | 0.6            |
| 140 kV, 10 mA          | 2.6                             | 3.8                             | 7                                             | 9.7            |
| 140 kV, 20 mA          | 5.1                             | 7.9                             | 7                                             | 0.8            |
| 140 kV, 30 mA          | 2.9                             | 5.6                             | 7                                             | 0.7            |
| 140 kV, 40 mA          | 4.9                             | 7.9                             | 7                                             | 0.6            |
| 140 kV, 50 mA          | 6.6                             | 11.1                            | 7                                             | 0.6            |
| 140 kV, 60 mA          | 4.6                             | 7.6                             | 7                                             | 0.5            |

使用 SAS8.2 软件对 10%MTF 值与线对法目测值进行统计分析，由于数据方差不齐，故使用 Satterhwaite 近似  $t$  检验，即  $t'$  检验。 $t'=2.68, p=0.0131$ ，小于 0.05，两组数据有统计学差异。

将大于 10.5 Lp/cm 值剔除后再进行  $t'$  检验  $t'=0.18, p=0.8556$ ，大于 0.05 两组数据无统计学差异。120 kV、10 mA 与 140 kV、10 mA 两组曲线出现急剧下降趋势，MTF 值偏小。

3 讨论

CT 空间分辨率（高对比度分辨率）是指当物体与背景物的 CT 值之差比噪声大的多时（高对比度条件下）CT 图像上区别物体细微结构的能力。常用的测量方法有线对法、MTF 法、分辨成排圆孔法等<sup>[13]</sup>。线对法：如图 2 可分辨的一组黑白相间的线对的间距尺寸。不同线对数的线对卡对应不同的空间分辨率。共有 21 组。线对法操作简单，且可以

直接读数,在CT的质量控制中较为常用,但其受操作者主观性影响较大。

调制传递函数将图像中对比度描述为一个空间频率的函数,而被照物中的对比度假定为100%,所以它描述了成像过程中对比度的降低,于是截止频率决定了分辨率的极限。此种方法都内置于CT机系统中,用于自检<sup>[14-17]</sup>。系统可以自动计算并画出调制传递函数曲线,由此得出MTF在百分数多少的线对值。MTF的百分数越低,线对数越高。有的厂家技术参数表中会给出MTF=0%时的数值(截止频率),以显示机器具有较高的空间分辨率。但是截止频率的线对数是没有实际意义的,一般应采用MTF=5%或MTF=10%来判断机器的空间分辨率<sup>[18]</sup>。分辨成排圆孔法与线对法类似,其亦受主观性影响较大。

从对MTF法和线对法结果的统计分析可以看出,在标准条件下,10%MTF值与目测值具有一致性<sup>[19]</sup>。对于低剂量扫描这种一致性只在部分扫描条件中保持一致,这为CT质量控制中空间分辨率的主观测量提供了客观依据。分析原因后认为低剂量扫描时噪声对MTF值影响较大(噪声的增大给手动取点带来一定困难),如何消除手动取点及噪声(如对图像先进行噪声抑制处理)带来的影响,需要进一步研究。实验结果中大部分10%MTF值高于线对法目测值,考虑为CT机老化以及日常质量保证不到位从而达不到理论上系统的空间分辨率(10%MTF值),两者之间的差值是否可以做为新的CT质量控制标准值得进一步研究。10 mA的两条MTF曲线出现急剧下降趋势原因可能为,噪声急剧增大,导致矩阵中点源与背景差别变小(点源边缘去锐利化)所造成的。本研究使用模体的扫描图像来完成对低剂量条件下图像的空间分辨率的评价,如何在满足低剂量图像诊断要求的前提下,尽可能的降低辐射剂量需要进一步研究。

## 参考文献

- 1 李锋坦. CT检查的辐射危害及控制策略[J]. 医学综述, 2013, 7(19): 2571-2574.  
LI Fengtan. Radiation risks and control strategies of CT[J]. Medical Recapitulate, 2013, 7(19): 2571-2574.
- 2 葛斌俊. 肺部低剂量CT的应用进展[J]. 中国医学影像学杂志, 2009, 8: 225-227.  
GE Xiaojun. Application progress of low dose lung CT [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2009, 8: 225-227.

- 3 张忠新, 刘建功, 刘红艳, 等. 低剂量电离辐射生物效应研究[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2013, 31(5): 050101.  
ZHANG Zhongxin, LIU Jiangong, LIU Hongyan, *et al.* Biological effects of low-dose ionizing radiation[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2013, 31(5): 050101.
- 4 陈伟, 何颖, 沈先蓉, 等. 低剂量辐射对小鼠血清蛋白差异表达的影响[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2014, 32(5): 010203.  
CHEN Wei, HE Ying, SHEN Xianrong, *et al.* Effects of low radiation on differential expression of serum protein in mice [J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2014, 32(5): 010203.
- 5 闵锐. 低剂量/低剂量率电离辐射生物效应[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2014, 32(6): 060101.  
MIN Rui. Biological effects induced by low dose/low dose rate ionizing radiation [J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2014, 32(6): 060101.
- 6 周平坤. 低剂量辐射效应-辐射防护的基础[J]. 辐射防护通讯, 2005, 25(4): 13-16.  
ZHOU Pingkun. Various biological effects of low dose ionizing radiation and challenge on radiological protection practice [J]. Radiation Protection Bulletin, 2005, 25(4): 13-16.
- 7 王济东, 王俊杰. 低剂量辐射生物效应的研究进展[J]. 国外医学·放射医学核医学分册, 2005, 29(4): 186-189.  
WANG Jidong, WANG Junjie. Advances in study of biological effects with low-dose rate irradiation [J]. Foreign Medical Science·Section of Radiation Medicine and Nuclear Medicine, 2005, 29(4): 186-189.
- 8 Karabulut N, Toru M, Gelebek V, *et al.* Comparison of low-dose and standard—dose helical CT in the evaluation of pulmonary nodules [J]. European Radiology, 2002, 12(11): 2764-2769.
- 9 Weng M J, Wu M T, Pan H B, *et al.* The feasibility of low-dose CT for pulmonary metastasis in patients with primary gyneco—logic malignancy [J]. Clinical Imaging, 2004, 28(6): 408-414.
- 10 Krabulut N, Toru M, Gelebek V, *et al.* Comparison of low-dose and standard—dose helical CT in the evaluation of pulmonary nodules [J]. European Radiology, 2002, 12(11): 2764-2769.
- 11 Weng M J, Wu M T, Pan H B, *et al.* The feasibility of low-dose CT for pulmonary metastasis in patients with primary gyneco—logic malignancy [J]. Clinical Imaging,

- 2004, **28**(6): 408-414.
- 12 朱凯帮, 黄照康. 低剂量 CT 检查在肺癌筛查中的应用 [J]. 当代医学, 2014, **20**(10): 29-30.  
ZHU Kaibang, HUANG Zhaokang. Application of low dose CT for lung cancer screening [J]. Contemporary Medicine, 2014, **20**(10): 29-30.
  - 13 李庚, 高关心, 夏慧琳. CT 空间分辨率和低对比度分辨率的检测及其影响因素[J]. 中国医疗设备, 2010, **1**: 7-9.  
LI Geng, GAO Guanxin, XIA Huilin. Detection and influencing factor of CT spatial resolution and low-contrast resolution [J]. China Medical Devices, 2010, **1**: 7-9.
  - 14 康立丽, 邓晓刚, 陈阳, 等. 影像系统 MTF 算法实现级分析 [J]. 北京生物医学工程, 2002, **21**(3): 179-183.  
KANG Lili, DENG Xiaogang, CHEN Yang, *et al.* The implementation and analysis of MTF algorithm of imaging system [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2002, **21**(3): 179-183.
  - 15 Boone J M. Determination of the presampled MTF in computed tomography [J]. Medical Physics, 2001, **28**(3): 356-360.
  - 16 Michael C S, Dick J D, Frank P. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager [J]. Medical Physics, 1994, **21**(3): 483-489.
  - 17 Mohapatra S M, Turley J D, Prince J R, *et al.* Transfer function measurement and analysis for a magnetic resonance imager [J]. Medical Physics, 1991, **18**(6): 1141-1144.
  - 18 石明国. 医学影像设备学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2008: 269-361.  
SHI Mingguo. Medical Imaging Devices [M]. Beijing: Higher Education Press, 2008: 269-361.
  - 19 白玫. CT 系统目测分辨率与系统调制传递函数相关性分析[J]. 中国医疗设备, 2011, **4**: 11-13.  
BAI Mei. Correlation analysis between visual resolution of CT system and modulation transfer function [J]. China Medical Devices, 2011, **4**: 11-13.

## Correlation analysis for modulation transfer function method and line pair method under low dose conditions

GU Siyi<sup>1</sup> WANG Xiaowa<sup>1</sup> YUAN Baofeng<sup>2</sup> LI Xiangyang<sup>1</sup> SUN Liang<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(School for Radiological and Protection Sciences, Soochow University, Suzhou 215000, China)

<sup>2</sup>(Yangzhou First People's Hospital, Yangzhou 225000, China)

**ABSTRACT** The aim of this study is to analyze the correlation of two spatial resolution of CT image acquisition method (modulation transfer function method and line pair method) under low dose conditions, which to provide an objective basis for spatial resolution evaluation of CT quality control. This research scanned located mid-line CPT 528 and 486 module of Catphan 500 phantom by using GE LightSpeed 16 CT under standard chest scanning conditions (120 kV, 200 mA) and low dose conditions (80 kV, 100 kV, 120 kV, and 140 kV four gears; 10-60 mA, 10 mA increased) separately, with CPT486 module measuring noise. Adjust the window wide and window level, observe distinguishable lines on the card under different scanning conditions (to illustrate the impact of subjectivity on the line pairs method, randomly selected parts of CPT528 scanned images were read by five testers and the results were statistically analyzed). The point spread function (PSF) on the different locations were measured via the program, and then on two-dimensional Fourier transformation of PSF to get modulation transfer function (MTF). Finally, we used SAS8.2 software statistical to analyze 10% MTF values and visual values in order to search the correlation between MTF method and line pairs method. The results show that when the MTF is 10% the corresponding spatial resolution and visual values obtained by lines pair method are consistent ( $t=0.18$ ,  $p=0.8556$ ). Under low-dose conditions, part of MTF curves are influenced by noise, leading to increase of MTF value.

**KEYWORDS** Low-dose chest CT, Modulation transfer function (MTF), Spatial resolution, Noise

**CLC** R814.42, TL72