Volume 11, Number 1, Spring 2016

# Effects of Different Reconstruction Kernels on Noise and Spatial Resolution of Computed Tomography Images: A Phantom Study

Daryoush khoramian<sup>1\*</sup>, Bijan Hashemi<sup>1</sup>, Soroush Sistani<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran <sup>2</sup>Department of Medical Physics, Student Research Committee, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

#### Abstract

**Introduction:** Noise and spatial resolution (SR) are the main characteristics of image quality in CT scanning affected by different radiation and technical parameters. One of the important parameters are reconstruction kernels. Different reconstruction kernels are used for noise reduction and/or edge-enhancement purposes. In this study, we investigate some reconstruction kernels about noise and SR on a commercial CT scanner.

**Methods and Materials:** To evaluate the noise and SR, a standard quality control phantom was used with the diameter of 16cm. Images were taken and reconstructed with 5 different kernels. Reconstructed kernels were H10, H30, H40, H50 and H70. For SR estimation we used point spread function (PSF) around narrow tungsten wire and full width at half maximum (FWHM) for each image. All measurements were performed on Siemens Emotion 6 CT scanner.

**Results:** Noise of images in H10, H30, H40, H50 and H70 were 2.61±0.67, 4.33±1.20, 5.94±1.89, 8.58±3.30 and 19.59±4.53 respectively. FWHM in H10, H30, H40, H50 and H70 were 1.80±0.19, 1.44±0.11, 1.32±0.17, 1.24±0.09 and 1.04±0.17 respectively.

**Discussion and Conclusion:** In this study, the effect of implementing 5 different reconstruction kernels on noise and SR of CT images were investigated. Based on the results, the noise increased and FWHM decreased with the increment of kernels' number from H10 to H70.

Keywords: Reconstruction kernel, Noise, Spatial resolution, Computed tomography

\*(Corresponding author) Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

سال یاز دهم، شماره اول، بهار ۱۳۹۵



# بررسی تاثیر کرنلهای مختلف بازسازی تصویر بر روی نویز و رزولوشن فضایی تصاویر سیتی اسکن: مطالعه بر روی فانتوم

داریوش خرمیان <sup>۱</sup>\*، بیژن هاشمی <sup>۱</sup>، سروش سیستانی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران ۲ گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

## چکیدہ

مقدمه: نویز و رزولوشن فضایی به عنوان پارامترهای مهم در تعیین کیفیت تصاویر تومو گرافی کامپیوتری (CT scan) تحت تاثیر پارامترهای مختلفی از جمله کرنلهای بازسازی تصویر قرار دارند. کرنلهای مختلف به منظور کاهش نویز و یا افزایش شدت در لبهها استفاده میشوند که هر کدام از آنها کاربردهای کلینیکی خاص خود را دارند. در این تحقیق تاثیر فیلترهای مختلف بازسازی تصویر بر روی نویز و رزولوشن فضایی بررسی خواهد شد.

مواد و روش ها: تصاویر حاصل از فانتوم کنترل کیفی استاندارد با قطر ۱۶ سانتی متر با پنج کرنل مختلف بازسازی شد. سپس نویز و رزولوشن فضایی در هر یک از تصاویر اندازه گیری و با هم مقایسه شد. به منظور بر آورد رزولوشن فضایی از تابع نقطه گستر (PSF) و اندازه گیری پهنا در نصف مقدار بیشینه (FWHM) استفاده شد. کرنل های مورد استفاده کرنل های ۲۱۰، ۲۳۰، H۴۰ ، ۱۹۰۰ و ۲۷۰ بود. تمامی تابش دهی ها بر روی اسکنر ۶ اسلایس زیمنس مدل ۶ Emotion انجام شد.

**یافته ها:** نویز در کرنل های ۱۹۱۰، ۳۹۰، ۲۹۰ با ۲۹۰ و ۲۷۰ به تر تیب بر ابر با ۲۰/۵ ۲/۶۱، ۲/۲<sup>±</sup>۱/۸ ۴/۱۸<sup>±</sup> ۵/۹۴ ۵/۹۰ ۸/۵۸ ۹/۱۰ و ۱۹/۵۹±۴/۵۹ بود. همچنین FWHM در کرنل های ۱۹۱۰، ۲۳۰ ، ۱۹۴۰ م ۱۹۰ و ۲۷۰ به تر تیب ۱/۱۰±۱/۰۰، ۱/۱۰±۱/۴۰، ۱/۲۰±۱/۲۰ ، ۲/۱۰۹±۱/۲۹ و ۱/۲۰±۱/۰۲ بود.

**بحث و نتیجه گیری:** نتایج حاصل از این تحقیق روند افزایشی نویز با توجه به افزایش شماره کرنل از H۱۰ تا H۷۰ را نشان میدهد. این روند برای FWHM روندی کاهشی است (بهبود رزولوشن کنتراست). **کلمات کلیدی:** کرنل های بازسازی تصویر، نویز، رزولوشن فضایی، سی تی اسکن

#### مقدمه

کیفیت تصاویر در سی تی توسط سه پارامتر کنتراست تصویر، رزولوشن فضایی و نویز مشخص می شود (۱، ۲). نویز در تصاویر سی تی به صورت انحراف معیار اعداد سی تی در یک تصویر یکنواخت تعریف می شود. برای یک سیستم سی تی میزان نویز رابطه عکس با رزولوشن دارد و با رابطه  $\frac{1}{s \times I \sqrt{J}}$  متناسب است. در این رابطه tx جریان در زمان (mAs) است. وقتی mAs دو برابر شود، نویز در تصویر  $\frac{1}{\sqrt{J}}$  برابر می شود (۳). در واقع نویز عبارت

است از نوسان اعداد سی تی در تصویر حاصل از اسکن یک ماده یکنواخت مثل آب که با رابطه  $\overline{N} = \sigma$  بیان می شود. در این رابطه N تعداد فوتونهای اشعه ایکس رسیده به هر پیکسل و  $\sigma$  انحراف معیار است (۲، ۴). رزولوشن فضایی یک دستگاه سی تی، توانایی آن در نمایش مجزای تصاویر دو جسم بسیار نزدیک به هم است (۴، ۵). از رزولوشن فضایی به عنوان رزولوشن کنتر است بالا نیز یاد می شود. رزولوشن فضایی با جسم آزمون با کنتر است بالا (بیش از ۱۲ درصد) با زمینه یکنواخت و دارای خطوطی با فرکانس های

فضایی متفاوت اندازه گیری می شود. در این تست خطوط مجاور در تصویر که خوانایی کافی را دارند به عنوان رزولو شن فضایی در نظر گرفته می شوند. روش دیگر استفاده از یک دانه یا سیم با چگالی بالا (مانند تنگستن) وسط جسم آزمون به عنوان یک منبع نقطهای و رسم تابع نقطه گستر (PSF) و سپس اندازه گیری پهنا در نصف مقدار بیشینه (FWHM) است (۶).

اگرچه پارامترهای کیفیت تصویر ذکر شده (نویز و رز ولوشن فضایی) به عواملی مانند شدت جریان تیوب اشعه ایکس، ضخامت اسلایس، فاصله تیوب تا مرکز دوران، ژئومتری آشکارسازها، کولیماسیون، اندازه نقطه کانونی، اندازه پیکسل و... ارتباط دارد، (۵، ۷) اما تا حد زیادی متاثر از کرنلهای بازسازی می باشند (۵، ۸–۱۰). با توجه به اهمیت کیفیت تصاویر در فرایند تشخیص، و با توجه به اینکه مطالعه جامعی بر روی انواع کرنلهای بازسازی تصویر و تاثیر آنها بر پارامترهای کیفیت تصویر نشده است، هدف از این تحقیق بررسی تاثیر کرنلهای مختلف بازسازی تصویر بر روی پارامترهای کیفیت تصویر (نویز و رز ولوشن فضایی) بر روی یک اسکنر مولتی اسلایس با استفاده از یک فانتوم کنترل کیفی استاندارد سی تی بود.

## مواد و روشها

## اسکنرهای سی تی و فانتوم کنترل کیفی استاندارد

تمامی اندازه گیریها در این تحقیق بر روی اسکنر ۶ اسلایس مدل ۶ Emotion ساخت کمپانی زیمنس انجام شد. این اسکنر دارای

۱۶ آشکارساز از نوع سرامیکی سریع (UFC) است. ۸ آشکارساز ۵/۰میلی متر در مرکز، ۴ آشکارساز ۱میلی متری، ۲ آشکارساز ۲میلی متری و ۲ آشکارساز ۳ میلی متری در اطراف وجود دارد. این ترکیب آشکارسازها به اسکنر اجازه می دهد در ۴ حالت مختلف ۸/۰×۶، ۱×۶، ۲×۶ و ۳×۶ میلی متری نمونه گیری کند. فانتوم مورد استفاده در این تحقیق، فانتوم استاندارد Pro-ct ساخت کشور لهستان با طول ۲۰ و قطر ۱۶ سانتی متر بود. این فانتوم دارای قسمتهای مختلف به منظور بررسی پارامترهای مختلف کیفیت تصویر سی تی از جمله نویز و رزولوشن فضایی است. (شکل ۱)

# پارامترهای تابش و بازسازی تصاویر

در تمامی تابش دهی ها ولتاژ و شدت جریان تیوب اشعه ایکس ثابت و به ترتیب برابر با ۷۱۱۰ و ۱۷۷۰ و در حالت اگزیال انجام می شد. ضخامت اسلایس بازسازی ۴ میلی متر و ماتریس بازسازی ۵۱۲×۵۱۲ پیکسل بود. زمان چرخش یک دور تیوب به دور فانتوم ۱ ثانیه بود. جدول ۱ خلاصه پارامترهای تابشی را نشان می دهد.

### کرنلهای بازسازی

کرنل های بازسازی به عنوان فیلترهای بازسازی اعمال شده به دادههای اولیه (rawdata)به منظور بهینه سازی تصاویر نهایی تعریف می شوند. (۹) شاخص نویز و روزلوشن فضایی تا حد زیادی تحت تاثیر فیلتر استفاده شده به منظور بازسازی است. روش های مختلفی



شکل۱–نمایی از قسمتهای تعیین نویز و رزولوشن فضایی فانتوم کنترل کیفی به کار رفته در این تحقیق

زمان چرخش تيوب (s)	حالت تصويربرداري	ضخامت اسلایس بازسازی (mm)	mAs	kV	پارامترهای تابشی
۱ ثانیه	اگزيال	۴	۱۷۰	11.	

## جدول ۱– پارامترهای تابشی به فانتوم کنترل کیفی

برخي اسكنرها) است. (١١)

تصاویر سی تی از فانتوم با ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ تهیه و با کرنل های ۲۹۱۰، ۲۹۳۰، ۲۹۴۰ و ۲۹۰ بازسازی شد. تصاویر گرفته شده در سیستم PACS با فرمت دایکام ذخیره و با نرم افزار Image مورد بررسی قرار گرفت. به منظور بر آورد نویز ROI دایره ای به اندازه ۲۰۰ پیکسل در مرکز و به فاصله یک سانتی متر از بالا، پایین، گوشه چپ و گوشه راست فانتوم انتخاب و انحراف معیار اعداد سی تی به عنوان نویز کل تصویر در نظر گرفته می شد. با این روش یکنواختی اعداد سی تی در فانتوم نیز قابل بررسی است. اندازه گیری ها در سه اسلایس مرکزی فانتوم تکرار و میانگین و انحراف معیار آن به منظور میزان نویز نهایی در نظر گرفته شد. به منظور بر آورد MHH نیز ROI اطراف سیم تنگستن انتخاب و خط نشانه از مرکز آن عبور داده می شد. سپس PST رسم و از روی آن MHH بر آورد شد.

### نتايج

در این تحقیق اثر ۵ کرنل بازسازی مختلف بر روی نویز و رزولوشن فضایی در تصاویر حاصل از یک فانتوم استاندرد کنترل کیفی بر روی یک اسکنر مولتی اسلایس بررسی شد. شاخص نویز در هر گروه از تصاویر از میانگین اعداد سی تی در مرکز و اطراف فانتوم به دست آمد. نویز در کرنل های ۱۰۱۰، ۳۲۰، ۳۲۰، ۳۲۰، ۹۵۰، و ۱۲۰۰ به ۸/۵۸ ± ۳/۳۰، ۵/۹۲ ± ۱/۲۰ ۴/۳۳۰، ۹۸۰، ± ۳/۵۰، ۳/۳۰ ر تیب بر ابر با ۱/۶۷ ± ۱/۶۰، ۲/۱ ± ۳/۳۰، ۹۸۰، ± ۴/۵۳ ر ق ۴/۵۳ ± ۱/۵۹ بود. همچنین FWHM در کرنل های ۱۰۱۰، ۳۳۰ ۱/۳۰ ± ۲/۱۰ و ۲/۰۰ ± ۱/۰۱، ۱/۰ ± ۲۰/۱، ۱/۰ ± ۲۰/۱، ۱/۰ کرنل های مختلف را نشان می دهد. همچنین مقادیر اعداد سی تی کرنل های مختلف را نشان می دهد. همچنین مقادیر اعداد سی تی افزایش میزان نویز در تصاویر از a تا e مشاهده می شود. شکل ۳ نیز تصاویر بازسازی شده از سیم تنگستنی در کرنل های مختلف را نشان می دهد که کاهش میزان FWHM در این تصاویر از a تا e برای نامگذاری کرنل های مختلف وجود دارد. این نامگذاری در اسکنرهای زیمنس به صورت کدهای از پیش تعیین شده است. حروف لاتین در اول کرنل ناحیه بازسازی را مشخص میکند. به طور مثال کرنل B(معرف Body) برای بدن و کرنل H(معرف Head) برای سر استفاده می شود. اعداد نیز نمایانگر نرمی و یا تیزی کرنل است. نرمترین فیلتر، فیلتر ۱۰ و تیزترین فیلتر، فیلتر ۷۰ (۹۰ در

جدول ۲- کرنل های بازسازی تصویر اسکنر ۶ اسلایس و مشخصات آنها

	كرنلهاى	1 <b>.</b>	كرنلهاى	
مسحصه	بازسازی بدن	مسحصه	بازسازی سر	
بسيار نرم	в١٠	بسيار نرم	H۱۰ بسیار نرم	
نرم	Β۲۰	نرم	H۲۰ نرم	
نرم متوسط	Β۳.	نرم +	з н۲ ı	
نرم متوسط +	в۳1	H۲۲ نرم +FR		
بازسازى قلب	в۳۵	•H۳ نرم متوسط		
متوسط	в۴۰	H۳۱ نرم متوسط +		
متوسط +	BLI	نرم متوسط +FR	H۳۲ نرم متوسع	
متوسط	в۴۶	نرم متوسط	Н۳۷	
متوسط تيز	B۵۰	متوسط	Η۴۰	
تيز	B۶۰	متوسط +	Н۴١	
تيز	в۶۵	متوسط FR	Н۴۲	
خیلی تیز	B٧٠	متوسط	нку Нкл Нкл	
خیلی تیز	BV۵	متوسط نرم		
بسيار تيز	B∧∙	متوسط نرم		
بسيار تيز	Β٩٠	تيز	H۵۰	
		تيز متوسط	H۶۰	
		خیلی تیز	H٧٠	
		بازسازی اندامهای	Н٨٠	
		داخلی گوش		
		بازسازی اندامهای	Н٩٠	
		داخلی گوش		

مجله علوم پیر اپز شکی و بهداشت نظامی

1



شکل۲- نویز در فانتوم آب در کرنل های کرنل های (ه ، ۱۹۱۰ b، ،۱۹۰ (b) ،۱۹۰ و e) ۲۷۰ به ترتیب برابر با ۲/۶۱، ۴/۳۳، ۵/۹۴، ۸/۵۸ و ۱۹/۵۹



شکل۳– FWHM در فانتوم آب در کرنلهای a) ۲۰۱۰ (d، ۲۴۰ (c، ۲۳۰ (c، ۲۳۰ و e) ۲۷۰ به ترتیب برابر با ۱/۸۰، ۱/۴۴، ۱/۳۲، ۱/۲۴ و ۱/۲۴

به مقدار کرنل مرجع انتخابی (۱۱۹) به ترتیب افزایش ۱/۶۵، ۲/۲۷،

۳/۲۸ و ۷/۵ برابری را نشان می دهد. همچنین نسبت به کرنل مرجع

(H۱۰)، FWHM با ضرابت ۰/۸، ۷۷۳، ۱۶۸۰ و ۵۷/۰ کاهش را نشان

مي دهد (جدول ۳). همچنين با توجه به اندازه گيري نويز در مرکز

و اطراف فانتوم، عدم يكنو اختى در تصاوير مشاهده نشد.

FWHM -

1.32

H40

نمودار ۲ - کاهش FWHM با توجه به افزایش شماره کرنل بازسازی از ۱۱۰

– Linear (FWHM)

 $R^2 = 0.9301$ 

1.04

H70

تا ۲۷۰

1.24

H50

## بحث و نتيجه گيري

نويز

نتایج حاصل از اندازه گیری ها افز ایش میز ان نویز در تصاویر بازسازی شده با تو جه به افزایش شماره فیلتر از H۱۰ (فیلتر نرم) تا H۷۰ (فیلتر بسیار تیز) را نشان می دهد، این در حالی است که مقادیر FWHM روند کاهشی از خود نشان می دهد (نمو دار ۱ و ۲). مقادیر نویز در تصاویر بازسازی شده در کرنل های ۲۳۰، ۲۴۰، ۲۵۰ و ۲۷۰ نسبت



نمودار ۱– افزایش میزان نویز با توجه به افزایش شماره کرنل بازسازی از HV۰ تا Η۱۰

ندول۳– مقدار نسبی نویز و FWHM نسبت به کرنل مرجع انتخابی (H۱۰)							
	کرنل ۱۱۰	H٣• (H٣•/H١•)	H۴• (H۴•/H1•)	HO+ (HO+/H1+)	HV• (HV•/H)•)		
نويز	۲/۶۱	4/82(1/80)	0/94(1/17)	$\Lambda/\Delta\Lambda(\Upsilon/\Upsilon\Lambda)$	19/09(V/0+)		
FWHM	١/٨	1/44(•/1.4•)	١/٣٣(•/٧٣)	١/٢۴(٠/۶٨)	1/+4(+/0V)		

## References

2.5

2

1.5

1

0.5

n

1.8

H10

1.44

H30

- 1- Ay MR, Mehranian A, Maleki A, Ghadiri H, Ghafarian P, Zaidi H. Experimental assessment of the influence of beam hardening filters on image quality and patient dose in volumetric 64-slice X-ray CT scanners. Physica Medica. 2013:29 (3): 249-60.
- 2- Bushberg JT, Boone JM. The essential physics of medical imaging: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- 3-Dowsett D, Johnston R, Kenny P. The physics of diagnostic imaging, London: Chapman & Hall, 1998.
- 4- Curry III TS, Dowdey JE, Murry Jr RC. Christensen's physics of diagnostic radiology 4 Ed: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
- 5- Verdun F, Racine D, Ott J, Tapiovaara M, Toroi P, Bochud F, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Physica Medica. 2015;31 (8): 823-43.
- 6- Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Hug MS, Loo L-ND, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

66. Medical physics. 2003;30: 2762.

- 7- Dowsett D, Kenny PA, Johnston RE. The Physics of Diagnostic Imaging Second Edition: CRC Press; 2006.
- Eldevik K, Nordhøy W, Skretting A. Relationship between 8sharpness and noise in CT images reconstructed with different kernels. Radiation protection dosimetry. 2010: ncq063.
- 9-Jang KJ, Choi JW, Kweon DC, Lee JW, Goo EH, Dong KR, et al. Measurement of image guality in CT images reconstructed with different kernels. Journal of the Korean Physical Society. 2011;58 (2): 334-342.
- 10- Seifarth H, Raupach R, Schaller S, Fallenberg EM, Flohr T. Heindel W, et al. Assessment of coronary artery stents using 16-slice MDCT angiography: evaluation of a dedicated reconstruction kernel and a noise reduction filter. European radiology. 2005;15 (4): 721-6.
- 11- SOMATOM Emotion 16/6-slice configuration. Application Guide Protocols Principles Helpful Hints. 2009. availabe at: http://www.healthcare.siemens.com/.