Paramedical Sciences and Military Health
Volume 11, Number 1, Spring 2016

Original Article

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

Daryoush khoramian[1]*, Bijan Hashemi[1], Soroush Sistani[2]

[1]*Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran*
[2]*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

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]

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

مقاله تحقیقاتی

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال یازدهم، 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[1*]، بیژن هاشمی[1]، سروش سیستانی[2]

[1] گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
[2] گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

چکیده

مقدمه: نویز و رزولوشن فضایی به عنوان پارامترهای مهم در تعیین کیفیت تصاویر توموگرافی 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 روش‌ها: تصاویر حاصل از فانتوم کنترل کیفی استاندارد با قطر ۱۶ سانتی‌متر با پنج کرنل مختلف بازسازی شد. سپس نویز و رزولوشن فضایی در هر یک از تصاویر اندازه‌گیری و با هم مقایسه شد. به منظور برآورد رزولوشن فضایی از تابع نقطه گستر (PSF) و اندازه‌گیری پهنا در نصف مقدار بیشینه (FWHM) استفاده شد. کرنل‌های مورد استفاده کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و HV۷۰ بود. تمامی تابش‌دهی‌ها بر روی اسکنر ۶ اسلایس زیمنس مدل Emotion ۶ انجام شد.

یافته‌ها: نویز در کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و HV۷۰ به ترتیب برابر با ۰/۶۷±۲/۶۱، ۱/۲±۴/۳۳، ۱/۸۹±۵/۹۴، ۳/۳۰±۸/۵۸ و ۴/۵۳±۱۹/۵۹ بود. همچنین FWHM در کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و HV۷۰ به ترتیب ۰/۱۹±۱/۸۰، ۰/۱۱±۱/۴۴، ۰/۱۷±۱/۳۲، ۰/۰۹±۱/۲۴ و ۰/۱۷±۱/۰۴ بود.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از این تحقیق روند افزایشی نویز با توجه به افزایش شماره کرنل از H۱۰ تا HV۷۰ را نشان می‌دهد. این روند برای FWHM روندی کاهشی است (بهبود رزولوشن کنتراست).

کلمات کلیدی: کرنل‌های بازسازی تصویر، نویز، رزولوشن فضایی، سی‌تی اسکن

مقدمه

کیفیت تصاویر در سی‌تی توسط سه پارامتر کنتراست تصویر، رزولوشن فضایی و نویز مشخص می‌شود (۱، ۲). نویز در تصاویر سی‌تی به صورت انحراف معیار اعداد سی‌تی در یک تصویر یکنواخت تعریف می‌شود. برای یک سیستم سی‌تی میزان نویز رابطه عکس با رزولوشن دارد و با رابطه $\frac{۱}{\sqrt{I \times s}}$ متناسب است. در این رابطه I×t جریان در زمان (mAs) است. وقتی mAs دو برابر شود، نویز در تصویر $\frac{۱}{\sqrt{۲}}$ برابر می‌شود (۳). در واقع نویز عبارت است از نوسان اعداد سی‌تی در تصویر حاصل از اسکن یک ماده یکنواخت مثل آب که با رابطه $\sigma = \sqrt{N}$ بیان می‌شود. در این رابطه N تعداد فوتون‌های اشعه ایکس رسیده به هر پیکسل و σ انحراف معیار است (۲، ۴). رزولوشن فضایی یک دستگاه سی‌تی، توانایی آن در نمایش مجزای تصاویر دو جسم بسیار نزدیک به هم است (۴، ۵). از رزولوشن فضایی به عنوان رزولوشن کنتراست بالا نیز یاد می‌شود. رزولوشن فضایی با جسم آزمون با کنتراست بالا (بیش از ۱۲ درصد) با زمینه یکنواخت و دارای خطوطی با فرکانس‌های

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]

فضایی متفاوت اندازه‌گیری می‌شود. در این تست خطوط مجاور در تصویر که خوانایی کافی را دارند به عنوان رزولوشن فضایی در نظر گرفته می‌شوند. 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 اندازه‌گیری پهنا در نصف مقدار بیشینه (FWHM) است (۶).

اگرچه پارامترهای کیفیت تصویر ذکر شده (نویز و رزولوشن 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 می‌باشند (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 رزولوشن فضایی) بر روی یک اسکنر مولتی اسلایس با استفاده از یک فانتوم کنترل کیفی استاندارد سی‌تی بود.

مواد و روش‌ها

اسکنرهای سی‌تی و فانتوم کنترل کیفی استاندارد

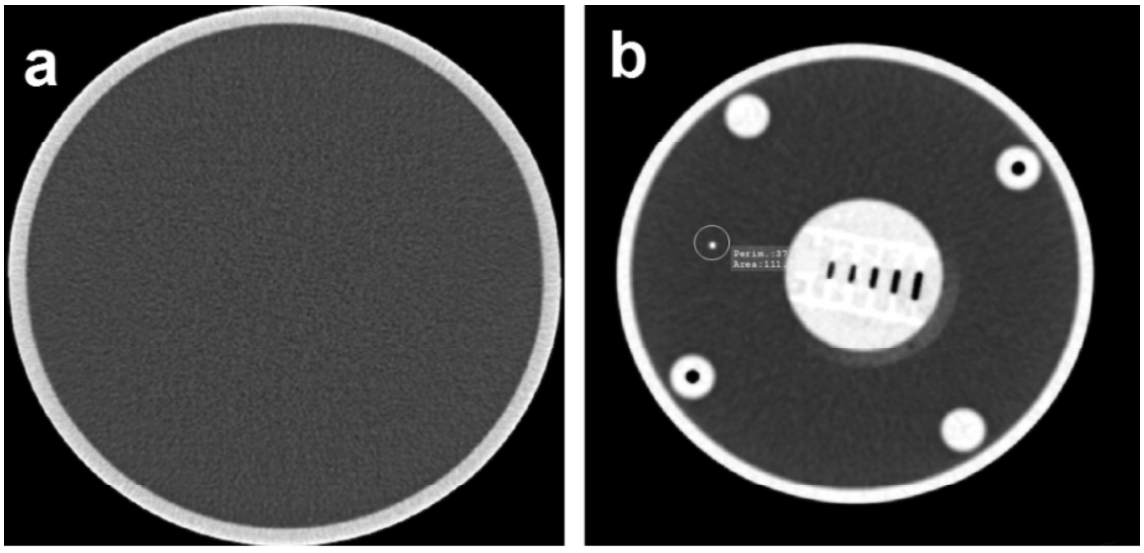
تمامی اندازه‌گیری‌ها در این تحقیق بر روی اسکنر ۶ اسلایس مدل Emotion ۶ ساخت کمپانی زیمنس انجام شد. این اسکنر دارای ۱۶ آشکارساز از نوع سرامیکی سریع (UFC) است. ۸ آشکارساز ۰/۵میلی‌متر در مرکز، ۴ آشکارساز ۱میلی‌متری، ۲ آشکارساز ۲میلی‌متری و ۲ آشکارساز ۳ میلی‌متری در اطراف وجود دارد. این ترکیب آشکارسازها به اسکنر اجازه می‌دهد در ۴ حالت مختلف ۶×۰/۵، ۶×۱، ۶×۲ و ۶×۳ میلی‌متری نمونه‌گیری 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 سی‌تی از جمله نویز و رزولوشن فضایی است. (شکل ۱)

پارامترهای تابش و بازسازی تصاویر

در تمامی تابش‌دهی‌ها ولتاژ و شدت جریان تیوب اشعه ایکس ثابت و به ترتیب برابر با kV۱۱۰ و mA۱۷۰ و در حالت اگزیال انجام می‌شد. ضخامت اسلایس بازسازی ۴ میلی‌متر 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 می‌دهد.

کرنل‌های بازسازی

کرنل‌های بازسازی به عنوان فیلترهای بازسازی اعمال شده به داده‌های اولیه (raw data) به منظور بهینه سازی تصاویر نهایی تعریف می‌شوند. (۹) شاخص نویز و روزلوشن فضایی تا حد زیادی تحت تاثیر فیلتر استفاده شده به منظور بازسازی است. روش‌های مختلفی



شکل ۱- نمایی از قسمت‌های تعیین نویز و رزولوشن فضایی فانتوم کنترل کیفی به کار رفته در این تحقیق

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]

جدول ۱- پارامترهای تابشی به فانتوم کنترل کیفی

پارامترهای تابشی	kV	mAs	ضخامت اسلایس بازسازی (mm)	حالت تصویربرداری	زمان چرخش تیوب (s)
	۱۱۰	۱۷۰	۴	اگزیال	۱ ثانیه

برای نامگذاری کرنل‌های 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 می‌شود. اعداد نیز نمایانگر نرمی و یا تیزی کرنل است. نرم‌ترین فیلتر، فیلتر ۱۰ و تیزترین فیلتر، فیلتر ۷۰ (۹۰ در

جدول ۲- کرنل‌های بازسازی تصویر اسکنر ۶ اسلایس و مشخصات آن‌ها

کرنل‌های بازسازی سر	مشخصه	کرنل‌های بازسازی بدن	مشخصه
H۱۰	بسیار نرم	B۱۰	بسیار نرم
H۲۰	نرم	B۲۰	نرم
H۲۱	نرم +	B۳۰	نرم متوسط
H۲۲	نرم +FR	B۳۱	نرم متوسط +
H۳۰	نرم متوسط	B۳۵	بازسازی قلب
H۳۱	نرم متوسط +	B۴۰	متوسط
H۳۲	نرم متوسط +FR	B۴۱	متوسط +
H۳۷	نرم متوسط	B۴۶	متوسط
H۴۰	متوسط	B۵۰	متوسط تیز
H۴۱	متوسط +	B۶۰	تیز
H۴۲	متوسط FR	B۶۵	تیز
H۴۵	متوسط	B۷۰	خیلی تیز
H۴۷	متوسط نرم	B۷۵	خیلی تیز
H۴۸	متوسط نرم	B۸۰	بسیار تیز
H۵۰	تیز	B۹۰	بسیار تیز
H۶۰	تیز متوسط		
H۷۰	خیلی تیز		
H۸۰	بازسازی اندام‌های داخلی گوش		
H۹۰	بازسازی اندام‌های داخلی گوش		

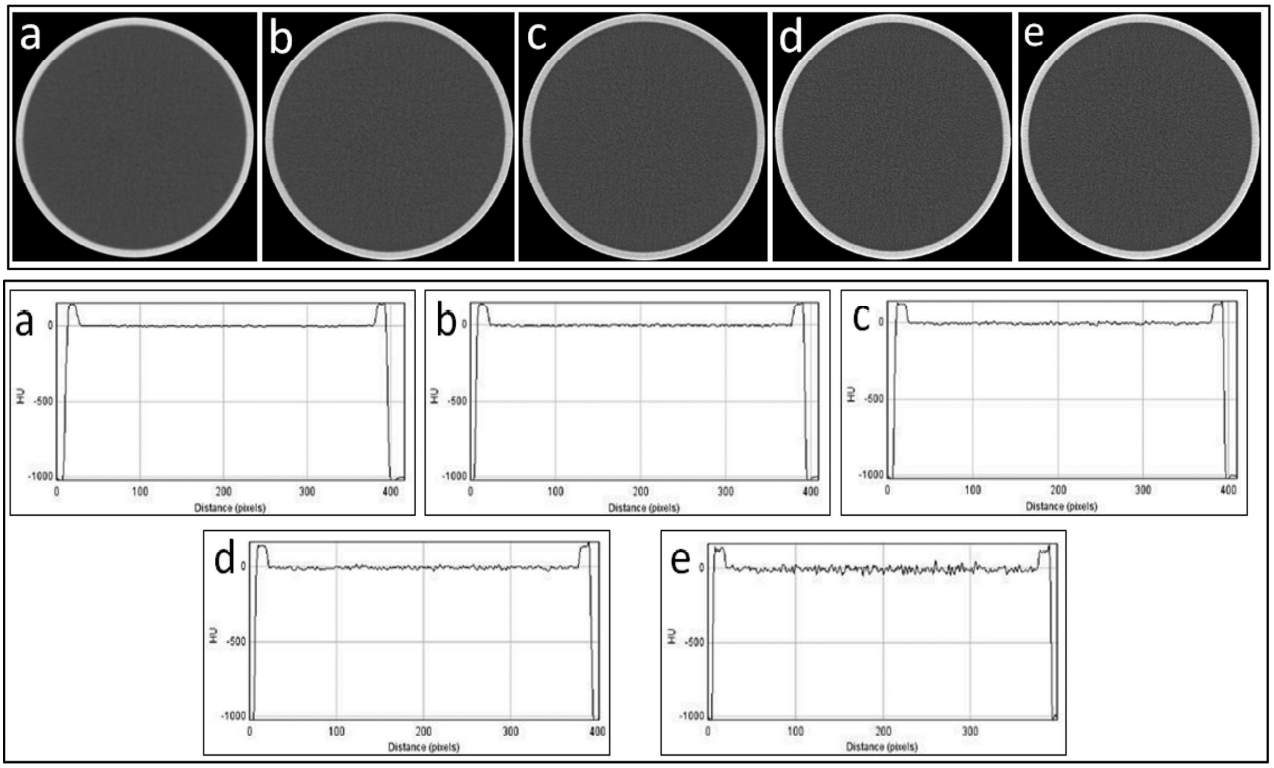
برخی اسکنرها) است. (۱۱)

تصاویر سی‌تی از فانتوم با ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ تهیه و با کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و H۷۰ بازسازی شد. تصاویر گرفته شده در سیستم PACS با فرمت دایکام ذخیره و با نرم افزار ImageJ مورد بررسی قرار گرفت. به منظور برآورد نویز ROI دایره‌ای به اندازه ۵۰۰ پیکسل در مرکز و به فاصله یک سانتی‌متر از بالا، پایین، گوشه چپ و گوشه راست فانتوم انتخاب و انحراف معیار اعداد سی‌تی به عنوان نویز کل تصویر در نظر گرفته می‌شد. با این روش یکنواختی اعداد سی‌تی در فانتوم نیز قابل بررسی است. اندازه‌گیری‌ها در سه اسلایس مرکزی فانتوم تکرار و میانگین و انحراف معیار آن به منظور میزان نویز نهایی در نظر گرفته شد. به منظور برآورد FWHM نیز ROI اطراف سیم تنگستن انتخاب و خط نشانه از مرکز آن عبور داده می‌شد. سپس PSF رسم و از روی آن FWHM برآورد شد.

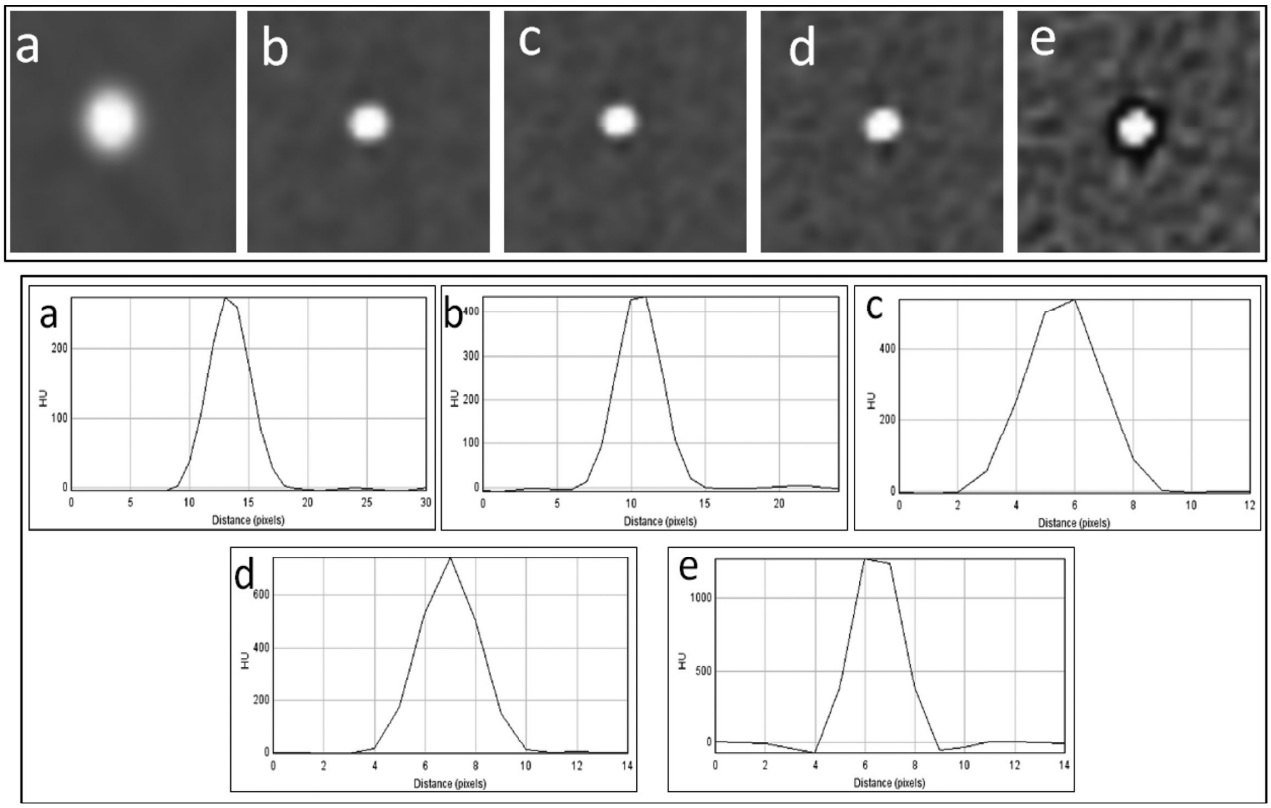
نتایج

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 سی‌تی در مرکز و اطراف فانتوم به دست آمد. نویز در کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و H۷۰ به ترتیب برابر با ۰/۶۷±۲/۶۱، ۱/۲±۴/۳۳، ۱/۸۹±۵/۹۴، ۳/۳۰±۸/۵۸ و ۴/۵۳±۱۹/۵۹ بود. همچنین FWHM در کرنل‌های H۱۰، H۳۰، H۴۰، H۵۰ و H۷۰ به ترتیب ۰/۱۹±۱/۸۰، ۰/۱۱±۱/۴۴، ۰/۱۷±۱/۳۲، ۰/۰۹±۱/۲۴ و ۰/۱۷±۱/۰۴ بود. شکل ۲ تصاویر بازسازی شده در کرنل‌های مختلف را نشان می‌دهد. همچنین مقادیر اعداد سی‌تی (HU) در قطر فانتوم برای هر تصویر نشان داده شده است که افزایش میزان نویز در تصاویر از a تا e مشاهده می‌شود. شکل ۳ نیز تصاویر بازسازی شده از سیم تنگستنی در کرنل‌های مختلف را نشان می‌دهد که کاهش میزان FWHM در این تصاویر از a تا e مشاهده می‌شود.

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]



شکل۲- نویز در فانتوم آب در کرنل‌های کرنل‌های a) H۱۰، b) H۳۰، c) H۴۰، d) H۵۰ و e) H۷۰ به ترتیب برابر با ۲/۶۱، ۴/۳۳، ۵/۹۴، ۸/۵۸ و ۱۹/۵۹

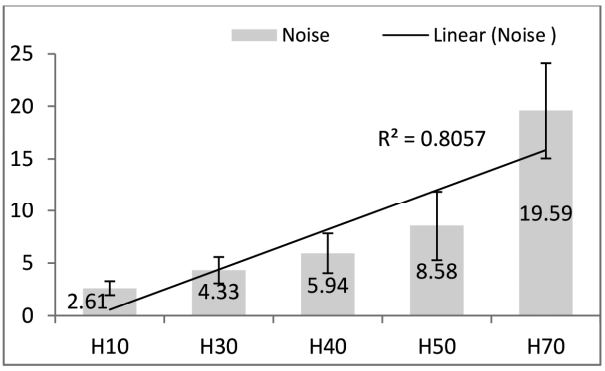


شکل۳- FWHM در فانتوم آب در کرنل‌های a) H۱۰، b) H۳۰، c) H۴۰، d) H۵۰ و e) H۷۰ به ترتیب برابر با ۱/۸۰، ۱/۴۴، ۱/۳۲، ۱/۲۴و ۱/۰۴

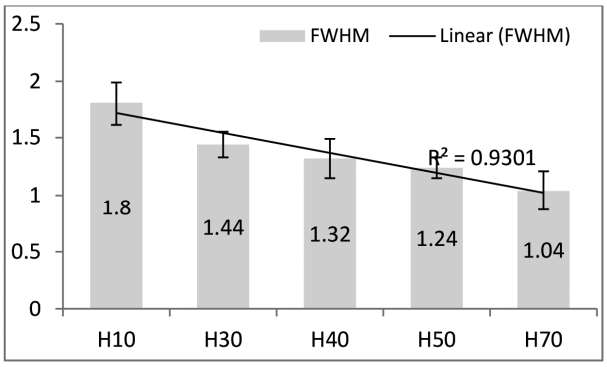
[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از اندازه‌گیری‌ها افزایش میزان نویز در تصاویر بازسازی شده با توجه به افزایش شماره فیلتر از H۱۰ (فیلتر نرم) تا HV۰ (فیلتر بسیار تیز) را نشان می‌دهد، این درحالی است که مقادیر FWHM روند کاهشی از خود نشان می‌دهد (نمودار ۱ و ۲). مقادیر نویز در تصاویر بازسازی شده در کرنل‌های H۳۰، H۴۰، H۵۰ و HV۰ نسبت به مقدار کرنل مرجع انتخابی (H۱۰) به ترتیب افزایش ۱/۶۵، ۲/۲۷، ۳/۲۸ و ۷/۵ برابری را نشان می‌دهد. همچنین نسبت به کرنل مرجع (H۱۰)، FWHM با ضرایب ۰/۸، ۰/۷۳، ۰/۶۸ و ۰/۵۷ کاهش را نشان می‌دهد (جدول ۳). همچنین با توجه به اندازه‌گیری نویز در مرکز و اطراف فانتوم، عدم یکنواختی در تصاویر مشاهده نشد.



نمودار۱- افزایش میزان نویز با توجه به افزایش شماره کرنل بازسازی از H۱۰ تا HV۰



نمودار۲ – کاهش FWHM با توجه به افزایش شماره کرنل بازسازی از H۱۰ تا HV۰

جدول۳- مقدار نسبی نویز و FWHM نسبت به کرنل مرجع انتخابی (H۱۰)

	کرنل H۱۰	H۳۰ (H۳۰/H۱۰)	H۴۰ (H۴۰/H۱۰)	H۵۰ (H۵۰/H۱۰)	HV۰ (HV۰/H۱۰)
نویز	۲/۶۱	۴/۳۳(۱/۶۵)	۵/۹۴(۲/۲۷)	۸/۵۸(۳/۲۸)	۱۹/۵۹(۷/۵۰)
FWHM	۱/۸	۱/۴۴(۰/۸۰)	۱/۳۳(۰/۷۳)	۱/۲۴(۰/۶۸)	۱/۰۴(۰/۵۷)

References

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, Huq 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.
8- Eldevik K, Nordhøy W, Skretting A. Relationship between sharpness 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 quality 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/.

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-01]