

تأثیر الگوریتم بازسازی تکرار شونده در فضای تصویر بر کیفیت تصویر در سی‌تی شکم و لگن با کنتراست

سلمان جعفری^۱، سهراب کولیوند^۲

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: الگوریتم‌های تکرار شونده جهت کاهش دز در سی‌تی پیشنهاد شده‌اند که تأثیر آنها بر کیفیت تصویر نیازمند بررسی‌های بیشتر است. در این مطالعه، اثر الگوریتم تکرار شونده در فضای تصویر IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space) در سی‌تی شکم و لگن با کنتراست بر کیفیت تصویر بررسی شده است.

روش‌ها: تصاویر فاز پورت ۲۰۰ بیمار با دو الگوریتم بک پروجکشن فیلتر شده (Filtered Back Projection) FBP و IRIS تحت بازسازی قرار گرفت. برای ارزیابی کیفیت عینی تصویر عدد سی‌تی، نویز و نسبت سیگنال به نویز برای کبد، کلیه، طحال، عضلات کمر، استخوان مهره، نخاع و آنورت شکمی اندازه‌گیری شد. دو متخصص رادیولوژی با تجربه کار ارزیابی عینی را انجام دادند. داده‌ها در سطح اطمینان ۹۵ درصد تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها: برای هیچ یک از ارگان‌ها، تفاوت عدد سی‌تی بین دو الگوریتم FBP و IRIS معنی‌دار گزارش نشد ($P > 0.05$)، اما تفاوت نویز معنی‌دار بود ($P < 0.05$). نسبت سیگنال به نویز برای آنورت و طحال با الگوریتم IRIS از FBP بیشتر بود ($P < 0.05$). میانگین نمره‌ی ارزیابی عینی برای FBP 1.35 ± 0.12 و برای IRIS 1.84 ± 0.91 بود. ضریب کاپا برابر با 0.73 با $P < 0.01$ گزارش شد.

نتیجه‌گیری: الگوریتم IRIS باعث تغییر عدد سی‌تی بافت نمی‌شود ولی نویز تصویر را کاهش می‌دهد. کیفیت فاعلی الگوریتم IRIS نسبت به FBP کمتر است. استفاده بهینه از الگوریتم IRIS در پروتکل‌های مختلف سی‌تی نیازمند همکاری بین متخصصین رادیولوژی و کارشناسان سی‌تی‌اسکن است.

واژگان کلیدی: سی‌تی‌اسکن؛ بهبود کیفیت تصویر؛ بازسازی تصویر

ارجاع: جعفری سلمان، کولیوند سهراب. تأثیر الگوریتم بازسازی تکرار شونده در فضای تصویر بر کیفیت تصویر در سی‌تی شکم و لگن با کنتراست.

مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۳؛ ۴۲ (۷۸۵): ۸۵۷-۸۶۴

مقدمه

سی‌تی‌اسکن، یک روش تصویربرداری مقطعی می‌باشد که در سال‌های اخیر پیشرفت‌های قابل توجهی داشته است (۱). در سی‌تی‌اسکن برای بدست آوردن تصویر مقطعی بدن، پرتو ایکس در زوایای مختلف (حداقل ۱۸۰ درجه) به بدن تابش شده و سپس مقدار پرتو عبوری به وسیله‌ی آشکارساز اندازه‌گیری می‌شود. داده‌های حاصل از این اندازه‌گیری در مرحله‌ی بعد، توسط الگوریتم‌های بازسازی ریاضی به تصویر تبدیل می‌شوند (۲، ۳). به دلیل ماهیت تصویربرداری مقدار دز جذبی بیمار در سی‌تی‌اسکن بالاست و همین مسئله نگرانی‌هایی را در زمینه‌ی بروز اثرات سرطان‌زایی این روش به وجود آورده است. مطالعات مختلف نشان داده است که در صد قابل توجهی از دز جمععی تصویربرداری پزشکی به آزمایشات سی‌تی‌اسکن اختصاص دارد (۴، ۵).

سی‌تی شکم و لگن تزریقی یکی از روش‌های مرسوم و پرکاربرد در برر سی‌ارگان‌های داخل شکم به منظور ارزیابی تروما، خونریزی، بدخیمی‌ها و متاستازها است (۶). با توجه به شرایط بیمار و نوع پاتولوژی پروتکل سی‌تی‌شکم و لگن تزریقی متفاوت است. این پروتکل ممکن است شامل سی‌تی ساده قبل از تزریق، سی‌تی تزریقی فاز شریانی، فاز پورت و فاز تأخیری یا به صورت مونوفازیک یا بایفازیک باشد. با توجه به لزوم انجام اسکن در فازهای مختلف بیمار تحت تابش دز نسبتاً بالایی قرار می‌گیرد. از طرفی ارگان‌های حساس به پرتو در ناحیه‌ی شکم و لگن وجود دارد که باعث افزایش ریسک سرطان‌زایی آن می‌گردد. به همین دلیل رعایت اصول حفاظت پرتویی و بهینه‌سازی پروتکل شکم و لگن تزریقی ضرورت دارد. برای کاهش دز در سی‌تی‌اسکن، روش‌های متفاوتی پیشنهاد شده

۱- استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

۲- استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

نویسنده‌ی مسؤول: سلمان جعفری؛ استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

در هیچ مطالعه‌ای تأثیر الگوریتم IRIS در سستی شکم و لگن با کنتراست بر روی کیفیت تصویر عینی، فاعلی با در نظر گرفتن ارگان‌های مختلف و محاسبه معیار شایستگی انجام نشده است. در این مطالعه، تأثیر الگوریتم IRIS بر روی نویز تصویر و عدد سستی مواد مختلف بررسی خواهد شد.

روش‌ها

در این مطالعه تأثیر استفاده از الگوریتم تکرار شونده در فضای تصویر (IRIS) بر روی کیفیت تصویر در سستی اسکن شکم و لگن با کنتراست با استفاده از دستگاه ۱۶مقطعی زمینس بررسی شد. تصاویر فاز پورت ۲۰۰ بیمار مراجعه‌کننده به مرکز سستی اسکن شهید بهشتی همدان در سال ۱۴۰۲ با دو الگوریتم بک پروجکشن فیلتر شده و تکرار شونده در فضای تصویر تحت بازسازی قرار گرفت. قبل از تصویربرداری سطح کراتینین و نیتروژن اورهی خون بیماران و همچنین حساسیت به ماده‌ی حاجب بررسی شد. ماده‌ی حاجب با استفاده از آنژکتور اتوماتیک تزریق و زمان تصویربرداری فاز پورت به طور میانگین حدود ۵۵ ثانیه تنظیم گردید. پروتکل تصویربرداری شامل توپوگرام روبرو، اسکن بدون تزریق و فاز پورت بود. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: انجام پروتکل تصویربرداری به طور کامل، تصاویر آرتیفکت‌های مؤثر نداشته باشند و عدم وجود پاتولوژی تأثیرگذار بر روی عدد سستی ارگان‌های تحت مطالعه. هر یک از عوامل فوق باعث کنار گذاشتن تصاویر از روند مطالعه بود.

پارامترهای تصویربرداری مهم در کیفیت تصویر و دز جذبی مورد استفاده در این مطالعه در جدول ۱ آورده شده است. تمام شرایط به جز، کرنل بازسازی بین دو الگوریتم یکسان بوده است.

برای ارزیابی کیفیت عینی تصویر عدد سستی، نویز و نسبت سیگنال به نویز برای کبد، کلیه، طحال، عضلات کمر، استخوان مهره، نخاع و آئورت شکمی اندازه‌گیری شدند. عدد سستی و نویز هر بافت در چندین ناحیه با استفاده از ابزار ROI (Region of Interest) نرم‌افزار اندازه‌گیری شد (شکل ۱).

با نظر رادیولوژیست، مقاطعی انتخاب شد که امکان قرار دادن ROI بر روی ارگان‌های تحت مطالعه وجود داشته باشد و تأثیر عوامل دیگر به حداقل برسد. شاین نواحی برای هر دو الگوریتم یکسان بود. انحراف معیار عدد سستی برای هر ماده به عنوان نویز در نظر گرفته شد. نسبت سیگنال به نویز از تقسیم عدد سستی میانگین هر بافت به انحراف معیار آن محاسبه شد. نتایج بدست آمده با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ (version 26, IBM Corporation, Armonk, NY) تجزیه و تحلیل شد. برای مقایسه نتایج عدد سستی، نویز و نسبت سیگنال به نویز از آزمون آماری Mann-Whitney استفاده شد.

است. یکی از این روش‌ها استفاده از الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده به جای الگوریتم بازسازی بک پروجکشن فیلتر شده است (۷-۹). به هنگام استفاده از الگوریتم بازسازی بک پروجکشن فیلتر شده نمی‌توان شرایط تابشی را خیلی کاهش داد چون باعث افزایش قابل توجه نویز و افت کیفیت تصویر می‌شود. علاوه بر آن آرتیفکت‌های مختلط هم از دیگر مشکلات این الگوریتم است (۱۰).

در مطالعات مختلفی تأثیر استفاده از الگوریتم‌های تکرار شونده بر روی کاهش دز جذبی و حفظ کیفیت تصویر مورد بررسی قرار گرفته است. Asemanrafat و همکاران در مطالعه‌ی خود بر روی الگوریتم‌های تکرار شونده در سستی شکم و لگن اظهار نموده‌اند که این الگوریتم‌ها باعث بهبود کیفیت عینی، حفظ کیفیت فاعلی و کاهش دز می‌شوند (۱۱).

قدیمی و همکاران در مطالعه‌ی دیگری ادعا کرده‌اند، با الگوریتم تکرار شونده آماری تطبیقی می‌توان ضمن کاهش دز تا ۴۰ درصد به کیفیت تصویر مشابهی با الگوریتم (Filtered Back Projection) FBP در سستی آنژیوگرافی عروق کرونری دست یافت (۱۲). در مطالعه‌ی دیگری عسگرزاده و همکاران، عملکرد بهتری از نظر کیفیت تصویر و کاهش دز برای الگوریتم تکرار شونده بر پایه‌ی مدل نسبت به الگوریتم هیبریدی در سستی آنژیوگرافی عروق کرونری ذکر کرده‌اند (۱۳).

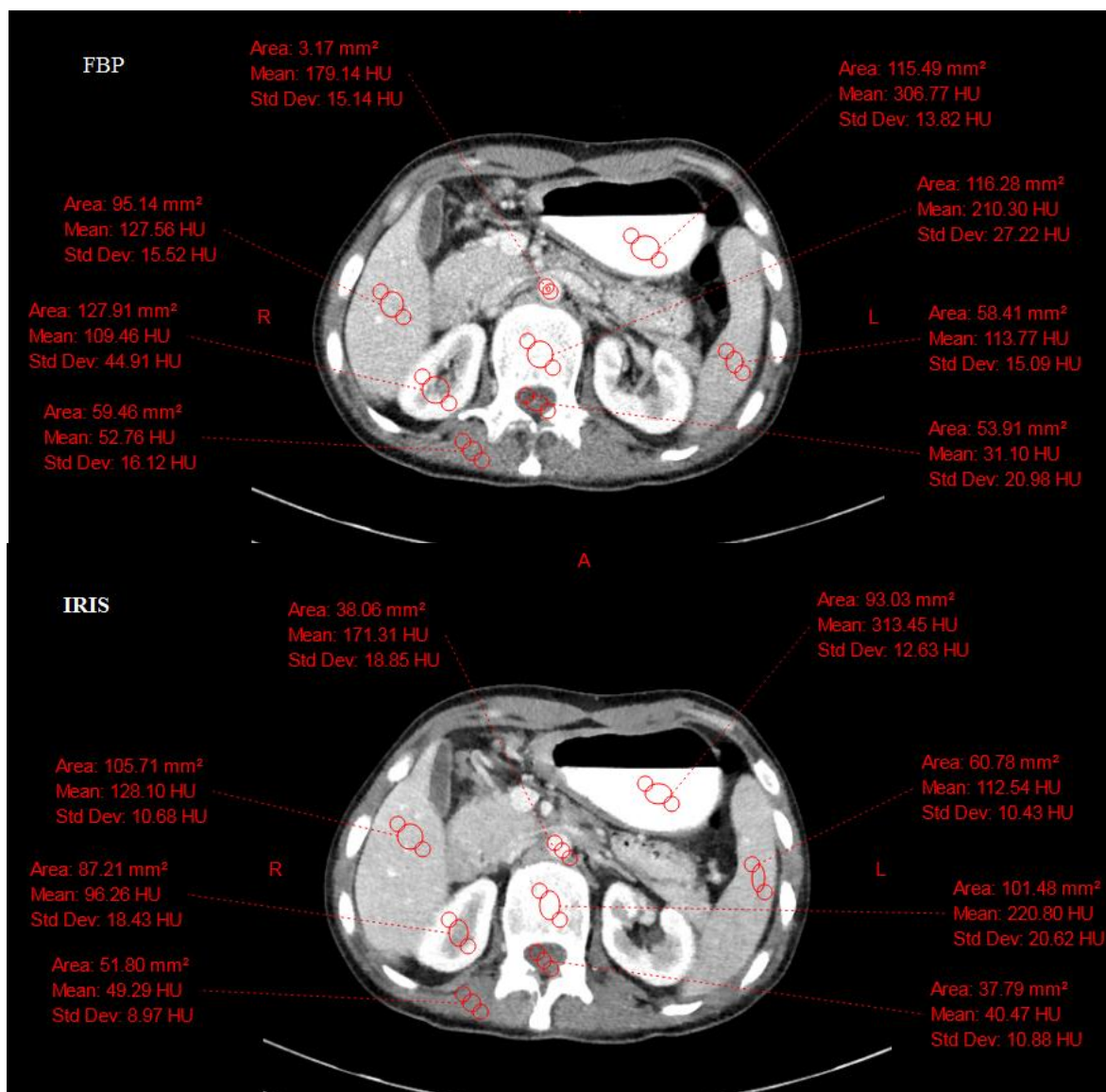
الگوریتم بازسازی تکرار شونده در فضای تصویر (Iterative Reconstruction in Image Space) IRIS به عنوان یک ابزار بازسازی انتخابی معرفی و بر روی دستگاه‌های سستی در دسترس است. در این روش فرایند بازسازی در فضای تصویر انجام می‌شود که باعث کاهش زمان بازسازی می‌شود. یک تصویر اولیه از داده‌های خام ایجاد می‌شود که دارای نویز زیادی است. در ادامه تصحیحات پی در پی در فضای تصویر انجام می‌شود. هدف از طراحی این الگوریتم، کاهش زمان بازسازی و دز جذبی بیمار و افزایش وضوح و قدرت تفکیک تصویر بوده است. طبق ادعای شرکت سازنده‌ی این الگوریتم، برای کاربردهای بالینی تا حدود ۶۰ درصد باعث کاهش دز می‌شود (۱۴).

یکی از کمیت‌های مهم در سستی اسکن، عدد سستی است که از روی آن می‌توان مواد را تشخیص و به نوع ضایعه پی برد (۱۵). الگوریتم بازسازی، نقش کلیدی بر روی تعیین ضریب تضعیف و عدد سستی مواد دارد. لذا با توجه به متفاوت بودن فرایند بازسازی در الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده جدید، ممکن است عدد سستی مواد در تصویر تحت تأثیر قرار گرفته و تشخیص را دچار مشکل کنند. مطالعات اندکی بر روی الگوریتم بازسازی تکرار شونده در فضای تصویر (IRIS) انجام شده است. طبق بررسی‌های انجام شده

جدول ۱. پارامترهای تصویربرداری سی تی تزریقی شکم و لگن در فاز پورت

پروتکل	کیلوولت پیک	جریان تیوب (میلی آمپر)	زمان چرخش کانتوری	کرنل	سطح (WL) و پهنای پنجره نمایش (**WW)	فاکتور پیچ	ضخامت مقطع (mm)	کولیماسیون
توپوگرام روبرو	۱۱۰	۴۰	*	T20f	WL: ۵۰ WW: ۳۵۰	*	****	
فاز پورت	۱۱۰	± ۱۹/۵۵ ۶۴/۲۸	۰/۶	B30s(FBP***) I30s(IRIS****)	WL: ۴۰ WW: ۳۰۰	۱	۴/۸	۱/۲ × ۱۶

*: Window Level **: Window Width ***: Filtered Back Projection ****: Iterative Reconstruction in Image Space



شکل ۱: اندازه‌گیری عدد سی تی و نویز ارگان‌های مختلف در سی تی تزریقی شکم و لگن در فاز پورت

۴- کیفیت خوب و ۵- کیفیت عالی. دو متخصص رادیولوژی با تجربه بدون اطلاع از محتوی تحقیق، کار نمره‌دهی به تصاویر را انجام دادند. برای بدست ضریب توافق بین رادیولوژیست‌ها در گزارش کیفیت

برای ارزیابی کیفیت فاعلی تصویر از مقیاس نمره‌دهی از ۱ تا ۵ بدین شرح استفاده شد: ۱- کیفیت خیلی بد و تصویر غیر قابل ارزیابی، ۲- کیفیت تصویر پایین ولی قابل ارزیابی، ۳- کیفیت متوسط،

فاعلی تصویر از ضریب کاپا استفاده شد.

برای ارزیابی دز جذبی از شاخص دز حجمی (CTDIVOL) و حاصل ضرب دز در طول (DLP) استفاده شد. به منظور ارزیابی کارایی الگوریتم‌ها با در نظر گرفتن کیفیت تصویر و میزان دز از معیار شایستگی (FOM) (Figure of Merit) استفاده شد. این کمیت از نسبت سیگنال به نویز به توان دو تقسیم بر شاخص دز حجمی محاسبه شده است (۱۶).

این مطالعه با کد اخلاق IR.UMSHA.REC.1401.511 در دانشگاه علوم پزشکی همدان به تصویب رسیده است.

یافته‌ها

در این مطالعه تصاویر فاز پورت ۲۰۰ بیمار (۱۰۰ زن و ۱۰۰ مرد) در سی‌تی‌اسکن شکم و لگن تزریقی بررسی شد. میانگین سنی مردان $50/85 \pm 19/69$ سال و زنان $48/4 \pm 18/15$ سال بود.

ارزیابی کیفیت تصویر

میانگین عدد سی‌تی، نویز و نسبت سیگنال به نویز برای ارگان‌های تحت مطالعه در جدول ۲ آورده شده است. برای هیچ یک از ارگان‌های تحت مطالعه تفاوت عدد سی‌تی بین دو الگوریتم FBP و IRIS معنی‌دار گزارش نشد ($P > 0/05$).

تفاوت نویز برای تمام ارگان‌ها بین دو الگوریتم معنی‌دار بود ($P < 0/05$). نسبت سیگنال به نویز آنورت و طحال در تصاویر بازسازی شده با الگوریتم IRIS از FBP بزرگتر و معنی‌دار گزارش شد ($P < 0/05$).

ولی برای سایر ارگان‌ها تفاوت معنی‌دار نبود ($P > 0/05$). در ارزیابی کیفیت عینی تصویر، میانگین نمره‌ی کسب شده برای FBP $1/35 \pm 4/12$ و برای IRIS $0/84 \pm 3/91$ بود. ضریب کاپا برابر با $0/73$ با $0/01$ $P <$ گزارش شد که نشان‌دهنده‌ی توافق خوب بین دو مفسر است.

دز جذبی

میانگین شاخص دز جذبی در این مطالعه $1/72 \pm 5/14$ میلی‌گری و میانگین حاصل ضرب دز در طول برابر $89/67 \pm 256/5$ میلی‌گری در سانتی‌متر گزارش شد.

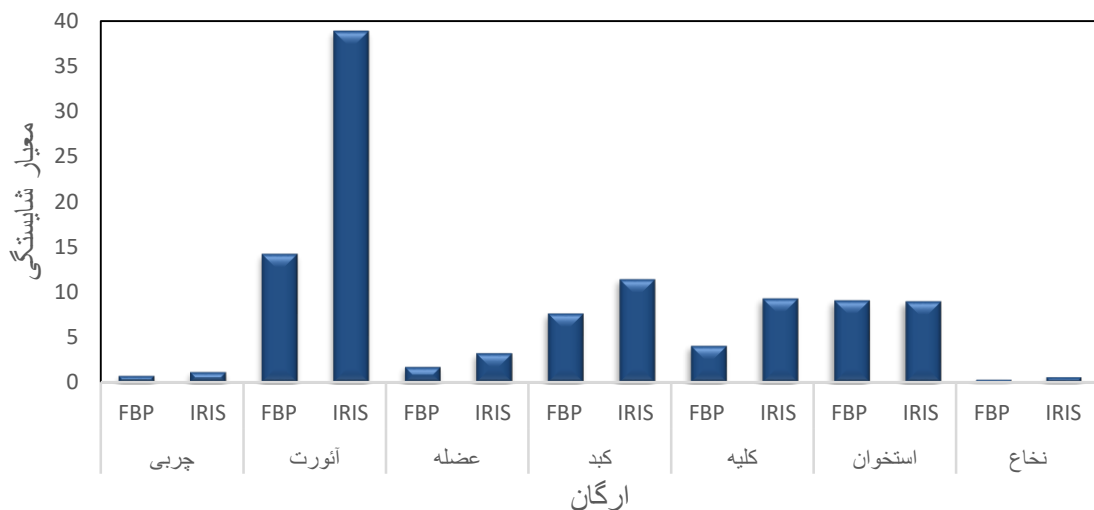
معیار شایستگی (FOM)

شکل ۲ معیار شایستگی (FOM) ارگان‌های مختلف داخل شکم بین دو الگوریتم FBP و IRIS در سی‌تی شکم و لگن با کنتراست را نشان می‌دهد. معیار شایستگی بدست آمده برای تمام ارگان‌های تحت مطالعه با استفاده از الگوریتم IRIS نسبت به FBP بیشتر بود. تفاوت برای آنورت، کبد و کلیه معنی‌دار ($P < 0/05$) ولی برای سایر ارگان‌ها معنی‌دار گزارش نشد ($P > 0/05$).

جدول ۲: میانگین عدد سی‌تی، نویز، نسبت سیگنال به نویز ارگان‌های تحت مطالعه برای دو الگوریتم *FBP و *IRIS

بافت	الگوریتم	میانگین عدد سی‌تی (واحد هانسفیلد)	P	میانگین نویز	P	میانگین نسبت سیگنال به نویز	P
آنورت شکمی	FBP*	$142/36 \pm 75/49$	0/77	$19/7 \pm 82/22$	0/01	$8/4 \pm 55/38$	0/02
	IRIS**	$146/37 \pm 96/07$		$12/5 \pm 43/09$		$14/6 \pm 15/7$	
عضلات کمری	FBP	$42/18 \pm 48/25$	0/9	$16/6 \pm 55/73$	0/28	$2/1 \pm 98/59$	0/13
	IRIS	$42/20 \pm 97/1$		$12/6 \pm 31/13$		$4/2 \pm 09/33$	
کبد	FBP	$93/78 \pm 31/42$	0/95	$17/5 \pm 61/65$	0/22	$6/3 \pm 27/34$	0/48
	IRIS	$93/6 \pm 31/27$		$21/8 \pm 84/22$		$7/4 \pm 66/7$	
طحال	FBP	$105/10 \pm 14$	0/73	$15/9 \pm 11/70$	0/44	$7/5 \pm 30/1$	0/04
	IRIS	$9 \pm 107/87$		$10/6 \pm 36/16$		$9/6 \pm 48/15$	
کلیه	FBP	$110/41 \pm 13/8$	0/86	$31/15 \pm 9/48$	0/07	$4/3 \pm 56/42$	0/08
	IRIS	$115/44 \pm 53/26$		$22/12 \pm 8/79$		$6/5 \pm 91/18$	
استخوان مهره	FBP	$190/49 \pm 38/9$	0/9	$31/12 \pm 24/58$	0/88	$6/3 \pm 84/12$	0/9
	IRIS	$191/53 \pm 52/36$		$37/22 \pm 49/81$		$6/4 \pm 79/03$	
نخاع	FBP	$19/12 \pm 73/09$	0/45	$19/6 \pm 6/75$	0/12	$1/0 \pm 23/98$	0/27
	IRIS	$24/14 \pm 17/62$		$15/7 \pm 87/54$		$1/1 \pm 7/09$	

*: Filtered Back Projection **: Iterative Reconstruction in Image Space



شکل ۲: مقایسه‌ی معیار شایستگی (FOM) ارگان‌های مختلف داخل شکم بین دو الگوریتم **FBP** و **IRIS** در سی‌تی تزریقی شکم و لگن.

*: Filtered Back Projection **: Iterative Reconstruction in Image Space

کاهش نویز باعث بهبود کیفیت فعلی تصویر و افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌شود. با توجه به اینکه عدد سی‌تی بین دو الگوریتم تقریباً یکسان و نویز الگوریتم IRIS کمتر بوده است، نسبت سیگنال به نویز برای این الگوریتم بیشتر بود. هر چند که تفاوت SNR برای برخی بافت‌ها معنی‌دار نبوده است. نتایج این مطالعه با مطالعه‌ی Wang و همکاران مطابقت داشت. آن‌ها در ارزیابی کیفیت تصویر بین دو الگوریتم IRIS و FBP در سی‌تی شکم، نویز کمتر و نسبت سیگنال به نویز بالاتر برای IRIS گزارش کرده‌اند (۲۰).

در مطالعه‌ی Korn و همکاران، ادعا کرده‌اند که الگوریتم IRIS با کاهش دز تا حد ۱۵ درصد قادر به حفظ کیفیت تصویر می‌باشد (۲۱). معیار شایستگی با در نظر گرفتن شاخص دز حجمی به عنوان تخمینی از دز بیمار از یک طرف و نسبت سیگنال به نویز به عنوان کمیت سنجش کیفیت تصویر برای مقایسه کلی پروتکل‌های سی‌تی‌اسکن ابزاری مناسب است. افزایش نسبت سیگنال به نویز یا کاهش شاخص دز حجمی باعث افزایش این کمیت می‌شود.

در ارزیابی کیفیت تصویر علاوه بر نویز و نسبت سیگنال به نویز، پارامترهای قدرت تفکیک فضایی و کنتراست نیز مهم هستند که در این مطالعه بررسی نشده‌اند. علت پایین بودن نمره‌ی کیفیت فاعلی احتمالاً به کاهش قدرت تفکیک تصویر بر می‌گردد. چون برای رادیولوژیست‌ها و سایر متخصصین، مشخص بودن مرز بافت‌ها و ساختارهای ریز داخل آن‌ها از اهمیت زیادی برخوردار است. لذا به منظور ارزیابی تأثیر الگوریتم IRIS بر روی کیفیت تصویر در دزهای

بحث

نتایج بدست آمده از این مطالعه نشان داد که عدد سی‌تی ارگان‌های مختلف داخل شکم برای دو الگوریتم FBP و IRIS تفاوتی ندارد. این موضوع دارای اهمیت زیادی است چون عدد سی‌تی هر بافت از نظر تشخیصی نشان دهنده نوع بافت است. عدد سی‌تی عبارت است از اختلاف ضریب تضعیف خطی هر ماده با آب تقسیم بر ضریب تضعیف آب که در یک ثابت ضرب می‌شود. با توجه به اینکه ضریب تضعیف هر ماده تابع خواص آن شامل چگالی، عدد اتمی و حالت ماده است، عدد سی‌تی نیز برای هر ماده به این خصوصیات بستگی دارد (۱۷). کم یا زیاد شدن آن ممکن است به تشخیص اشتباه منجر شود. چگالی بافت، حالت، عدد اتمی، انرژی پرتو ایکس، فیلتر و الگوریتم بازسازی بر روی ضریب تضعیف مؤثر هستند (۱۸). با توجه به یکسان بودن تمام موارد ذکر شده به جز الگوریتم بازسازی در این مطالعه، در صورتی که عدد سی‌تی بافت متفاوت می‌بود، می‌توانستیم آن را به الگوریتم بازسازی نسبت بدهیم. نویز تصاویر بازسازی شده با الگوریتم IRIS از FBP کمتر است. این موضوع به دلیل فرایند منظم‌سازی در الگوریتم IRIS می‌باشد (۱۹). در مرحله‌ی بازسازی، از داده‌های اندازه‌گیری تصحیح شده یا فیلتر شده استفاده می‌شود و در نهایت ضریب تضعیف هر پیکسل محاسبه می‌گردد. نکته‌ی مهم این است که تصحیحات انجام شده بر روی داده‌ها، منجر به تغییر ضریب تضعیف محاسبه شده توسط الگوریتم نگردد. در هر دو الگوریتم FBP و IRIS این نکته مدنظر قرار گرفته است. لذا عدد سی‌تی بین دو الگوریتم باهم تفاوت نداشت.

موضوع نیاز به بررسی بیشتری دارد. با توجه به نتایج بدست آمده از این مطالعه، استفاده بهینه از الگوریتم IRIS در پروتکل‌های مختلف سی‌تی نیازمند همکاری بین متخصصین رادیولوژی و کارشناسان سی‌تی‌اسکن است.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی مصوب معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی همدان با کد ۱۴۰۱۰۶۲۹۵۶۰۳ می‌باشد. بدین‌وسیله از آن معاونت به خاطر حمایت‌های مالی و بخش سی‌تی‌اسکن بیمارستان شهید بهشتی همدان به دلیل همکاری‌های صمیمانه در انجام این مطالعه تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

مختلف پیشنهاد می‌گردد مطالعات بیشتری با فانتوم و انجام چندبار تابش با در نظر گرفتن قدرت تفکیک تصویر انجام گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد، الگوریتم IRIS باعث تغییر عدد سی‌تی بافت‌های مختلف نمی‌شود که این موضوع از لحاظ تشخیصی بسیار مهم است. با استفاده از این الگوریتم می‌توان به نویز کمتر و نسبت سیگنال به نویز بالاتر دست یافت و جاهایی که تأثیر نویز زیاد است با استفاده از این الگوریتم می‌توان به بهبود کیفیت تصویر کمک کرد. کیفیت تصویر فاعلی الگوریتم IRIS نسبت به FBP کمتر است که می‌تواند ناشی از تأثیر آن بر جزئیات تصویر باشد. هر چند تأثیر این



References

1. Kwan AC, Pourmorteza A, Stutman D, Bluemke DA, Lima JA. Next-generation hardware advances in CT: cardiac applications. *Radiology* 2021; 298(1): 3-17.
2. Lell M, Kachelrieß M. Computed tomography 2.0: new detector technology, AI, and other developments. *Invest Radiol* 2023; 58(8): 587-601.
3. McCollough CH, Rajiah PS. Milestones in CT: past, present, and future. *Radiology* 2023; 309(1): e230803.
4. Berrington de Gonzalez A, Pasqual E, Veiga L. Epidemiological studies of CT scans and cancer risk: the state of the science. *Br J Radiol* 2021; 94(1126): 20210471.
5. Cao C-F, Ma K-L, Shan H, Liu T-F, Zhao S-Q, Wan Y, et al. CT scans and cancer risks: a systematic review and dose-response meta-analysis. *BMC Cancer* 2022; 22(1): 1238.
6. Golikhatir I, Sazgar M, Jahanian F, Amiri SJM, Aminiahidashti H. Comparison of the diagnostic accuracy of CT scan with oral and intravenous contrast versus CT scan with intravenous contrast alone in the diagnosis of blunt abdominal trauma. *Chin J Traumatol* 2023; 26(3): 174-7.
7. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, et al. Dose reduction with iterative reconstruction: optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 2015; 96(5): 477-86.
8. Staniszewska M, Chrusciak D. Iterative Reconstruction as a method for optimisation of computed tomography procedures. *Polish Journal of Radiology* 2017; 82: 792-7.
9. Suyudi I, Anam C, Sutanto H, Triadyaksa P, Fujibuchi T. Comparisons of hounsfield unit linearity between images reconstructed using an adaptive iterative dose reduction (AIDR) and a filter back-projection (FBP) techniques. *J Biomed Phys Eng* 2020; 10(2): 215-24.
10. Qiu D, Seeram E. Does iterative reconstruction improve image quality and reduce dose in computed tomography. *Radiol Open J* 2016; 1(2): 42-54.
11. Asemanrafat M, Chaparian A, Lotfi M, Rasekhi A. Impact of iterative reconstruction algorithms on image quality and radiation dose in computed tomography scan of patients with malignant pancreatic lesions. *J Med Signals Sens* 2022; 12(1): 69-75.
12. Ghadimi P, Chaparian A, Mahmoodi M, Bagheri J. Influences of adaptive statistical iterative reconstruction on image quality and dose reduction in coronary computed tomography angiography [in Persian]. *J Isfahan Med Sch* 2020; 37(553): 1286-93.
13. Askarzadeh M, Chaparian A, Sajjadih A, Moradi M, Bagheri J. Comparative Assessment of the Influences of Iterative Model Reconstruction (IMR) and Hybrid-Iterative Reconstruction (HIR) on Image Quality of 256-Slice Coronary Computed Tomography Angiography [in Persian]. *J Isfahan Med Sch* 2019; 37(554): 1325-32.
14. IRIS. Available from: <https://www.siemens-healthineers.com/fr-ch/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications/iris>
15. Al-Hayek Y, Spuur K, Zheng X, Hayre C, Davidson R. The reliability of CT numbers as absolute values for diagnostic scanning, dental imaging, and radiation therapy simulation: A narrative review. *J Med Imaging Radiat Sci* 2022; 53(1): 138-46.
16. Harun H, Karim M, Abbas Z, Sabarudin A, Muniandy S, Ibahim M. Effect of iterative reconstruction algorithm levels on noise index and figure-of-merit in CT pulmonary angiography examinations. *J Xray Sci Technol* 2020; 28(5): 893-903.
17. Duan X, Zhang Y. Establishing quality control action limits for CT number accuracy in spectral images using an American College of Radiology phantom. *Med Phys* 2023; 50(10): 6071-8.
18. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* 2007; 35(4): 213-25.
19. Bruder H, Sunnegardh J, Stiersturter K. Translation of statistical iterative reconstruction into non-linear image processing. *Proceedings of the Annual Meeting of the Radiological Society of North America; Chicago IL: 2010.*
20. Wang R, Yu W, Wu R, Yang H, Lu D, Liu J, et al. Improved image quality in dual-energy abdominal CT: comparison of iterative reconstruction in image space

- and filtered back projection reconstruction. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(2): 402-6.
21. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser T, Ketelsen D, et al. Iterative reconstruction in head CT:

image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33(2): 218-24.

Effect of Iterative Reconstruction Algorithm in Image Space on Image Quality In Abdominal-Pelvic CT wWith Contrast

Salman Jafari¹, Sohrab Kolivand²

Original Article

Abstract

Background: Iterative reconstruction algorithms have been suggested to reduce the dose in CT scans, but their effect on image quality needs more investigation. This study evaluates the impact of the Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS) algorithm on image quality in contrast-enhanced abdominal-pelvic CT.

Methods: Port phase images of 200 patients were reconstructed with IRIS and Filtered Back Projection algorithms (FBP). CT number, noise, and Signal-to-Noise Ratio (SNR) were measured for the liver, kidney, spleen, lumbar muscles, vertebral bone, spinal cord, and abdominal aorta. Two experienced radiologists scored the images.

Findings: There was no significant difference in CT numbers of the organs under study between FBP and IRIS algorithms ($P > 0.05$), but the noise difference was significant for all organs ($P < 0.05$). The SNR of the aorta and spleen for IRIS was higher than FBP ($P < 0.05$). The average score of images for FBP and IRIS was 4.12 ± 1.35 and 3.91 ± 0.84 , respectively. The Kappa coefficient was reported to be 0.73 with $P < 0.01$.

Conclusion: The IRIS algorithm does not change the CT number of tissue but reduces the image noise. However, the subjective score of IRIS is less compared to FBP. Optimal use of IRIS in different CT scan protocols requires the collaboration between radiologists and CT technologists.

Keywords: X-Ray computed tomography; Image enhancement; Image reconstruction

Citation: Jafari S, Kolivand S. Effect of iterative reconstruction algorithm in image space on image quality in abdominal-pelvic CT with Contrast. J Isfahan Med Sch 2024; 42(785): 857-64.

1- Assistant Professor, Department of Radiology Technology, School of Paramedicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

Corresponding Author: Salman Jafari, Assistant Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran; Email: sa.jafari@umsha.ac.ir