

بررسی مقایسه‌ای تأثیرات استفاده از بازسازی مدل تکرار شونده (IMR) و بازسازی تکرار شونده‌ی دوگانه (HIR) بر کیفیت تصویر آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری در دستگاه سی‌تی اسکن ۲۵۶ اسلایس

محمد عسکرزاده^۱، علی چاپاریان^۲، امیررضا سجادیه^۳، مریم مرادی^۴، جلال باقری^۵

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از انجام این مطالعه، بررسی کمی و کیفی تأثیر استفاده از روش‌های بازسازی مدل تکرار شونده (Iterative model reconstruction یا IMR) و بازسازی تکرار شونده‌ی دوگانه (Hybrid iterative reconstruction یا HIR) بر کیفیت تصویر آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری در دستگاه سی‌تی اسکن ۲۵۶ اسلایس بود.

روش‌ها: تعداد ۶۱ بیمار (۳۰ مرد و ۳۱ زن، با میانگین سنی $9/13 \pm 60/68$ سال) که به وسیله‌ی اسکنر ۲۵۶ اسلایس تحت سی‌تی آنژیوگرافی کرونری قرار گرفته بودند، بررسی شدند. داده‌های خام، با استفاده از الگوریتم‌های HIR و IMR بازسازی شدند. در بررسی مفعولی کیفیت تصویر، متغیرهای نویز، نسبت سیگنال به نویز (Signal-to-noise ratio یا SNR) و نسبت کنتراست به نویز (Contrast-to-noise ratio یا CNR) برای هر دو نوع بازسازی به دست آمد. در بررسی فاعلی، دو پزشک متخصص، تصاویر حاصل از دو روش بازسازی را طبق یک نمودار ۵ امتیازی مورد بررسی قرار دادند.

یافته‌ها: میانگین نویز تصویر در روش HIR و IMR به ترتیب برابر با $6/04 \pm 32/74$ و $2/59 \pm 25/15$ بود. CNR در روش IMR ($5/13 \pm 28/81$) به طور معنی‌داری بهتر از روش HIR ($5/03 \pm 23/06$) بود ($P < 0/001$). همچنین، SNR در روش IMR ($4/22 \pm 24/92$) به طور معنی‌داری بهتر از روش HIR ($4/25 \pm 19/80$) بود ($P < 0/001$). با این حال، از لحاظ معیارهای کیفی فاعلی، روش HIR ($0/39 \pm 4/62$) نسبت به روش IMR ($0/45 \pm 4/48$) امتیاز بیشتری را به دست آورد ($P < 0/001$).

نتیجه‌گیری: روش IMR نسبت به روش HIR می‌تواند معیارهای کمی تصویر را بهبود بخشد و باعث کاهش نویز و افزایش SNR و CNR گردد. با این حال، تصاویر حاصل از بازسازی HIR نسبت به بازسازی IMR از لحاظ معیارهای کیفی، برتری داشت.

واژگان کلیدی: سی‌تی آنژیوگرافی کرونری، تصویر تکرار شونده، کیفیت تصویر

ارجاع: عسکرزاده محمد، چاپاریان علی، سجادیه امیررضا، مرادی مریم، باقری جلال. بررسی مقایسه‌ای تأثیرات استفاده از بازسازی مدل تکرار شونده (IMR) و بازسازی تکرار شونده‌ی دوگانه (HIR) بر کیفیت تصویر آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری در دستگاه سی‌تی اسکن ۲۵۶ اسلایس.

مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛ ۳۷ (۵۵۴): ۱۳۲۵-۱۳۳۲

وجود، استفاده از پرتوهای یونیزان در سی‌تی اسکن و خطرات احتمالی سرطان‌زایی ناشی از تابش، از محدودیت‌های عمده‌ی CCTA می‌باشد (۲).

روش‌های مختلفی برای کاهش دز تابشی در سی‌تی اسکن وجود دارد (۳-۸)، اما در روش معمولی بازسازی فیلتر بک پروجکشن، هر

مقدمه

سی‌تی آنژیوگرافی کرونری (Coronary computed tomography angiography یا CCTA) روش تصویربرداری ارزشمندی برای ارزیابی بیماری عروق کرونر است؛ چرا که امکان ارزیابی غیر تهاجمی تنگی و پلاک آترواسکلروتیک را فراهم می‌کند (۱). با این

- ۱- دانشجوی فن‌آوری تصویربرداری پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دانشیار، گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- استادیار، گروه داخلی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۴- دانشیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۵- کارشناس، بیمارستان چمران، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤؤل: علی چاپاریان

Email: ali_chaparian@yahoo.com

روش‌ها

جمعیت مورد مطالعه: در این مطالعه، ۶۱ بیمار (۳۰ مرد و ۳۱ زن، با میانگین سنی $9/13 \pm 60/68$ سال) که جهت ارزیابی بیماری عروق کرونری در طی ۷ ماه از مهرماه ۱۳۹۷ تا اردیبهشت ماه ۱۳۹۸ تحت سی تی آنژیوگرافی کرونری با تکنیک مبتنی بر نوار قلب آینده‌نگر (Prospective ECG-triggering) قرار گرفته بودند، بررسی شدند. در این مطالعه، تنها بیمارانی مورد بررسی قرار گرفتند که تصاویر آن‌ها به صورت اتوماتیک توسط دستگاه سی تی اسکن در ولتاژ پایین ۱۰۰ کیلوولت به دست آمده بود. بیماران با وزن بالا که در ولتاژ ۱۲۰ کیلوولت مورد ارزیابی قرار گرفته بودند، وارد مطالعه نشدند. سایر معیارهای خروج شامل نمره‌ی کلسیم بالای ۱۰۰۰، اختلالات کلیوی یا سایر موارد منع مصرف ماده‌ی کنتراست نظیر واکنش‌های آلرژیک قلبی، آریمی یا فیبریلاسیون دهلیزی و جراحی بای‌پس عروق کرونری بود. ویژگی‌های دموگرافیک بیماران در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک بیماران مورد مطالعه

متغیر	تعداد
تعداد بیماران	۶۱
جنسیت	۳۰ زن و ۳۰ مرد
سن (سال)	میانگین \pm انحراف معیار
وزن (کیلوگرم)	محدوده
ضربان قلب (تعداد در دقیقه)	میانگین \pm انحراف معیار

جمع‌آوری داده‌ها و بازسازی تصویر: همه‌ی اسکن‌ها با استفاده از اسکنر ۲۵۶ اسلایس (Brilliance iCT, Philips Healthcare, Cleveland, OH, USA) انجام شد. اسکن با استفاده از روش آینده‌نگر ECG-triggered (Step & Shoot) در دو برش آگزیکال هنگام فاز فیزیولوژیک ساکن قلبی (پایان دیاستول) و با ضخامت اسلایس ۰/۸ میلی‌متر، هم‌پوشانی برش آگزیکال ۰/۴ میلی‌متر، پوشش محوری آشکارساز اسکنر ۸۰ میلی‌متر، زمان گردش گانتری ۰/۲۷ ثانیه و ماتریس تصویر 512×512 انجام شد. قبل از اسکن، ضربان قلب بیماران اندازه‌گیری شد. جهت جلوگیری از آرتیفکت حرکتی در بیماران دارای ضربان قلب بالای ۷۰ ضربه/دقیقه، داروی متوپرولول ۵۰ میلی‌گرم هر ۳۰ دقیقه (تا بیشینه‌ی ۳ بار) قبل از آزمون به صورت خوراکی برای بیمار تجویز شد. همچنین، ۵ دقیقه قبل از اسکن، متوپرولول ۵ میلی‌گرم به صورت وریدی جهت گشاد شدن عروق کرونری تزریق شد. تمامی آزمون‌ها با اسکن کلسیم بدون کنتراست جهت تعیین نمره‌ی کلسیم شروع شد. سپس، برای سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری، حجام مشخصی از داروی Iodixanol

گونه کاهش در تعداد فوتون‌ها، باعث افزایش نویز و کاهش کیفیت تصویر می‌گردد. یکی از روش‌های کاهش دز در سی تی اسکن، استفاده از کیولونتاژ پایین می‌باشد. کیولونتاژ پایین (۱۰۰ کیلوولت) نسبت به کیولونتاژ استاندارد (۱۲۰ کیلوولت)، باعث افزایش کنتراست در سی تی آنژیوگرافی می‌شود؛ چرا که انرژی متوسط خروجی اشعه‌ی ایکس در ولتاژ پایین، به انرژی لبه‌ی k پد (۳۳ کیلوولت) نزدیک‌تر است (۹). با این حال، افزایش نویز تصویر، به عنوان عارضه‌ی جانبی از تنظیمات ولتاژ پایین، یک مشکل جدی است (۱۰).

در حال حاضر، پیشرفت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری اخیر باعث شده است تا اسکن با کیولونتاژ پایین و الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده (Iterative reconstruction یا IR) به طور گسترده‌ای برای کاهش دز توصیه شود (۱۱). در سال‌های گذشته، روش‌های بازسازی تکرار شونده با ادغام الگوریتم‌های بازسازی موجود، فیلتر بک پروجکشن (Filtered backprojection یا FBP) به عنوان بازسازی تکرار شونده‌ی دوگانه (Hybrid iterative reconstruction یا HIR) راهی برای کاهش دز تابشی بیمار با حفظ کیفیت تصویر راه‌اندازی شدند.

در دو مطالعه‌ی انجام شده توسط Hou و همکاران که در سال ۲۰۱۲ کیفیت تصویر با بازسازی HIR را در CCTA ارزیابی کردند، نشان دادند که کاهش دز تابش ۶۳-۵۰ درصد بدون به خطر انداختن کیفیت تصویر امکان‌پذیر است (۱۲-۱۳). با این حال، آخرین پیشرفت در زمینه‌ی فن‌آوری بازسازی تصویر با تکنیک IR که مدل‌سازی کامل و پیچیده‌تری از سیستم CT واقعی (مدل‌های فیزیکی/سیستم) را انجام می‌دهد، شامل بازسازی مدل تکرار شونده (Iterative model reconstruction یا IMR) یا بازسازی تکرار شونده‌ی مبتنی بر مدل (Model-based iterative reconstruction یا MBIR) می‌باشد که برای CCTA نیز به کار گرفته شده است (۱۴-۱۵).

با این وجود، استفاده از MBIR یا IMR در عمل بالینی معمول، بحث برانگیز باقی مانده است. Deak و همکاران (۱۶) و همچنین Cha و همکاران (۱۷) نشان دادند که این نوع بازسازی، ممکن است چندین آرتیفکت منحصر به فرد تولید کند و کیفیت تصویر آن نسبت به الگوریتم‌های بازسازی معمولی به نسبت پایین باشد. به علاوه، دسته‌ای از رادیولوژیست‌ها و کاردیولوژیست‌ها، به دلیل ظاهر پلاستیکی ایجاد شده در این تصاویر، رغبتی به استفاده از این روش بازسازی ندارند. بنابراین، هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، بررسی کمی و کیفی تأثیر استفاده از IMR و HIR بر کیفیت تصویر آزمون سی تی آنژیوگرافی کرونری در دستگاه سی تی اسکن ۲۵۶ اسلایس بود.

مفعولی، تمام ROIها به اندازه‌ای که با دیواره‌ی رگ برخورد نکنند و شامل کلسیفیکاسیون نشوند، تا حد ممکن بزرگ بودند.

در بررسی Subjective دو پزشک متخصص (یک رادیولوژیست و یک کاردیولوژیست) با بیش از ۸ سال تجربه در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونر به طور مستقل و Blind، تصاویر اگزیرال حاصل از سی تی آنژیوگرافی عروق کرونر به دست آمده با دو روش بازسازی تصویر IMR و HIR را در منظره‌ی پروگزیمال چهار شریان اصلی کرونری چپ (Left main coronary artery یا LMCA)، کرونری راست (Right coronary artery یا RCA)، قدامی نزولی چپ (Left anterior descending یا LAD) و سر کمفلکس چپ (Left circumflex artery یا LCX) بر اساس طبقه‌بندی انجمن قلب آمریکا (۱۸) بر روی ایستگاه کاری (IntelliSpace Portal, Philips) مورد بررسی قرار دادند. این بررسی طبق یک نمودار ۵ امتیازی شامل ۵ (عالی یعنی نمای واضح عروق کرونر بدون هر گونه آرتیفکت)؛ ۴ (خوب یعنی آرتیفکت کم و محو شدگی ناچیز عروق کرونر)؛ ۳ (متوسط یعنی آرتیفکت و محو شدگی متوسط بدون ناپیوستگی عروق کرونر)؛ ۲ (ضعیف یعنی آرتیفکت شدید و دوتایی دیده شدن عروق کرونر)؛ و ۱ (غیر قابل تفسیر یعنی ساختار شریان‌های کرونری غیر قابل ارزیابی) انجام شد (۱۹). همچنین، در واکاوی فاعلی کیفیت تصاویر، نسبت شریان‌های قابل تفسیر در دو روش بازسازی HIR و IMR مقایسه شد. برای اهداف تشخیصی بالینی معمولی، امتیازات ۳، ۴ و ۵ مناسب و قابل تفسیر اطلاق می‌شوند و دو امتیاز ۱ و ۲ غیر قابل تفسیر و ناکارآمد هستند (۲۰).

دز تابشی: مقادیر Dose-length product (DLP) خوانش شده از روی کنسول به عنوان متغیر دز تابشی بیمار ثبت شد و دز مؤثر بیماران از طریق ضرب DLP در ضریب ثابت که مقدار آن برابر با ۰/۰۱۴ میلی‌سیورت/میلی‌گری×سانتی‌متر (۲۱) می‌باشد، محاسبه شد.

واکاوی آماری: برای تعیین اندازه‌ی نمونه‌ی مناسب جهت تحلیل‌های آماری نتایج، در ابتدا یک واکاوی توان انجام شد که در آن، از اندازه‌گیری نویز تصویر به دست آمده از ۷ بیمار استفاده گردید و مشخص شد که حداقل ۶۱ بیمار برای توان ۹۵ درصد مورد نیاز بود. تمام متغیرهای پیوسته در ارزیابی مفعولی کیفیت تصویر با استفاده از آزمون t Dependent و متغیرهای رتبه‌ای در ارزیابی فاعلی کیفیت تصویر با استفاده از آزمون Wilcoxon به طور مناسب مقایسه شدند. همچنین، در واکاوی فاعلی کیفیت تصویر، به منظور مقایسه‌ی نسبت نتایج قابل تفسیر در دو روش بازسازی IMR و HIR، آزمون Fisher's exact به کار گرفته شد. تمام واکاوی‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۳ (version 23, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام شد و $P < 0/05$ به عنوان سطح معنی‌داری برای محاسبات در نظر گرفته شد.

(Visipaque-320, GE Healthcare, Norway) با غلظت ۳۲۰ میلی‌گرم/میلی‌لیتر با آهنگ تزریق ۷-۶ میلی‌لیتر/ثانیه را متناسب با وزن بدن (میلی‌لیتر/کیلوگرم) و به دنبال آن ۵۰-۳۰ میلی‌لیتر سالین با آهنگ تزریق مشابه از طریق آنژیوکت سبز (اندازه‌ی ۱۸ g) با استفاده از انژکتور خودکار (Missouri, Ulrich Medical, Ulm, Germany) در ورید آنته‌کویتال تزریق شد. زمان شروع جمع‌آوری داده‌ها با یک برنامه‌ی ردیابی بولوس (Bolus Tracking; Philips Healthcare) به کمک رایانه مشخص شد. آستانه‌ی تحریک ۱۲۰ واحد هانسفیلد (Hounsfield unit یا HU) از طریق ناحیه‌ی مورد نظر (Region of interest یا ROI) در آنورت نزولی تنظیم شد. جمع‌آوری داده‌ها، ۵ ثانیه پس از رسیدن ماده‌ی حاجب به آستانه‌ی تحریک آغاز می‌شد. منطقه‌ی جمع‌آوری داده‌ها از ۱ اینچ زیر کارینا تا کنار تختانی قلب قرار داشت.

داده‌های خام با استفاده از الگوریتم‌های HIR (iDose4, Philips Healthcare, Cleveland, OH, USA) و IMR (IMR, Philips Healthcare, Cleveland, OH, USA) بازسازی شدند. الگوریتم HIR به کاربر اجازه می‌دهد تا با انتخاب یک سطح از بازسازی، نویز تصویر را تنظیم کند. این الگوریتم، ۷ سطح را برای کنترل نویز تصویر در اختیار کاربر قرار می‌دهد که سطح ۱ کمترین و سطح ۷ بالاترین حذف نویز تصویر را ممکن می‌سازد. همچنین، الگوریتم IMR دارای دو تنظیم است. تنظیم معمول قلبی (Cardiac routine یا CR) برای مشاهده‌ی بافت نرم و شریان‌های کرونری به کار می‌رود. تنظیم دیگر، شارپ قلبی (Cardiac sharp یا CS) است که برای ارزیابی استنت معرفی شده است. IMR نیز درجات مختلفی از کاهش نویز را در سطوح ۱-۳ دارد. در مرکز تصویربرداری مورد مطالعه، سطح ۶ بازسازی HIR (iDose 6) و سطح یک بازسازی IMR (CR 1) به صورت معمول در همه‌ی بیماران انجام می‌پذیرفت.

ارزیابی کیفیت تصویر: بررسی کیفیت تصویر به دو شکل کمی یا مفعولی (Objective) و کیفی یا فاعلی (Subjective) انجام شد. در بررسی مفعولی کیفیت تصویر، متغیرهای نویز، نسبت سیگنال به نویز (Signal-to-noise ratio یا SNR) و نسبت کتراست به نویز (Contrast-to-noise ratio یا CNR) برای هر دو نوع بازسازی HIR و IMR بر روی تصاویر اگزیرال تعیین شد. سیگنال و نویز تصویر به ترتیب حاصل میانگین و انحراف معیار مقادیر تراکم (بر حسب هانسفیلد) یک ROI در آنورت صعودی پر شده از ماده‌ی حاجب بود. SNR از طریق تقسیم سیگنال بر نویز به دست آمد. CNR، اختلاف میانگین تراکم پروگزیمال شریان کرونر اصلی چپ پر شده از ماده‌ی حاجب با بافت چربی اطراف آن تقسیم بر نویز است. جهت اندازه‌گیری متغیرهای

جدول ۲. بررسی مفعولی متغیرهای کیفیت تصویر در دو تکنیک بازسازی

مقدار P	درصد تغییر در IMR نسبت به HIR	روش بازسازی		متغیرهای مفعولی
		IMR	HIR	
< ۰/۰۰۱	-۲۳/۱۸	۲۵/۱۵ ± ۳/۵۹	۳۲/۷۴ ± ۶/۰۴	Noise
< ۰/۰۰۱	+۲۵/۸۶	۲۴/۹۲ ± ۴/۲۲	۱۹/۸۰ ± ۴/۲۵	SNR
< ۰/۰۰۱	+۲۴/۹۳	۲۸/۸۱ ± ۵/۱۳	۲۳/۰۶ ± ۵/۰۳	CNR

HIR: Hybrid iterative reconstruction; IMR: Iterative model reconstruction; SNR: Signal-to-noise ratio; CNR: Contrast-to-noise ratio

در جمع‌بندی نظرات دو تفسیر کننده در کل چهار شریان، بین روش‌های بازسازی HIR و IMR از نظر آماری اختلاف معنی‌داری وجود داشت و روش بازسازی HIR دارای میانگین امتیاز بالاتری بود ($P < ۰/۰۰۱$).

جدول ۳، نشان دهنده‌ی مقایسه‌ی نسبت فراوانی شریان‌های قابل تفسیر در دو روش بازسازی IMR و HIR است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، میان تعداد شریان‌های با قابلیت ارزیابی در دو روش بازسازی از نظر آماری اختلاف معنی‌داری به نفع بازسازی HIR وجود داشت ($P < ۰/۰۰۱$).

جدول ۳. مقایسه‌ی نسبت شریان‌های قابل تفسیر در دو روش بازسازی Iterative model reconstruction (IMR) و

(HIR) Hybrid iterative reconstruction

مقدار P	روش بازسازی		متغیر
	IMR	HIR	
< ۰/۰۰۱	۴۸۸	۴۸۸	تعداد کل شریان‌ها
	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	
	۴/۴۸ ± ۰/۴۵	۴/۶۲ ± ۰/۳۹	میانگین امتیازها
	تعداد (درصد)	تعداد (درصد)	
	۴۷۸ (۹۸/۰)	۴۸۱ (۹۸/۶)	قابل ارزیابی
	۱۰ (۲/۰)	۷ (۱/۴)	غیر قابل ارزیابی

HIR: Hybrid iterative reconstruction; IMR: Iterative model reconstruction

دز تابشی: مقادیر به دست آمده برای $CTDI_{vol}$ ، DLP و دز مؤثر بیماران در این مطالعه، به ترتیب برابر با $۱۵/۴۵ ± ۲/۶۹$ میلی‌گری، $۳۲/۹۲ ± ۱۸۰/۲۶$ میلی‌گری × سانتی‌متر و $۲/۵۲ ± ۰/۴۶$ میلی‌سیورت بود.

بحث

در سال‌های اخیر برای تشکیل تصویر در سی‌تی اسکن، روش‌های بازسازی تکرار شونده با روش معمولی بازسازی فیلتر بک پروجکشن ترکیب شده‌اند و به عنوان روش HIR به کار گرفته شده‌اند. با این

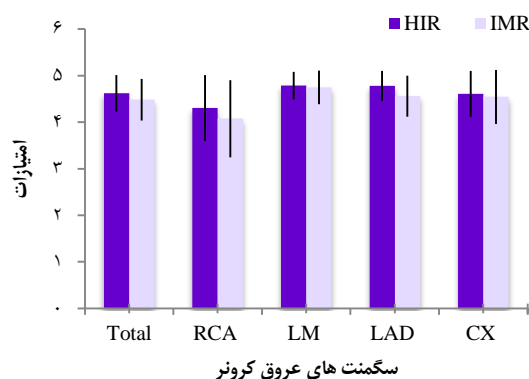
یافته‌ها

نتایج ارزیابی مفعولی کیفیت تصویر: جدول ۲ میانگین مقادیر SNR، CNR و نویز را به عنوان متغیرهای مفعولی کیفیت تصویر به تفکیک نوع بازسازی نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۲، تفاوت میانگین‌های متغیرهای مفعولی (Noise، CNR و SNR)، در دو روش بازسازی IMR و HIR از نظر آماری معنی‌دار هستند و بازسازی IMR توانسته است در همه‌ی متغیرها برتری قابل توجه خود را نسبت به HIR نشان دهد ($P < ۰/۰۰۱$).

نتایج ارزیابی فاعلی کیفیت تصویر: در شکل ۱، نمودار نتایج

کیفیت فاعلی تصاویر به تفکیک عروق کرونر برای بازسازی HIR نسبت به IMR نشان داده شده است. همان‌طور که در نمودار مشخص است، کیفیت فاعلی تصاویر به تفکیک عروق کرونر برای بازسازی HIR نسبت به IMR همواره بیشتر بود. در مجموع نظرات دو تفسیر کننده در شریان‌های RCA و LAD، تفاوت امتیازها در دو روش بازسازی از لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P < ۰/۰۰۱$) و روش HIR میانگین امتیازات بالاتری را دریافت کرد.



شکل ۱. نمودار نتایج کیفیت فاعلی تصاویر به تفکیک عروق کرونر برای بازسازی Hybrid iterative reconstruction (HIR) نسبت به Iterative model reconstruction (IMR)

در سایر شریان‌ها، اختلاف دو روش از نظر آماری معنی‌دار نبود.

بازسازی IMR عملکرد بهتری داشت ($P < 0/001$)؛ در حالی که در بررسی فاعلی کیفیت تصاویر، این بازسازی HIR بود که با اختلاف معنی داری نسبت به بازسازی IMR بهتر بود ($P < 0/001$). همچنین، مقایسه‌ی شریان‌های قابل تفسیر در دو روش بازسازی IMR و HIR در جدول ۳، نتایج بررسی کیفیت فاعلی تصاویر را تأیید کرد و نشان داد که بازسازی HIR قابلیت ارزیابی کیفیت تصویر بهتری را نسبت به بازسازی IMR دارد ($P < 0/001$). این در حالی است که در مطالعه‌ی Oda و همکاران (۲۰) و نیز Yuki و همکاران (۲۲)، نتایج بررسی مفعولی و فاعلی کیفیت تصاویر با یکدیگر مطابقت نسبی داشت. مغایرت نتایج بررسی مفعولی و فاعلی کیفیت تصاویر در مطالعه‌ی کنونی، می‌تواند به چند دلیل باشد. اول آن که در بخش تصویربرداری مورد مطالعه، تصاویر IMR به ندرت تفسیر می‌شدند و پزشکان تفسیر کننده، عادت ذهنی کمتری نسبت به این گونه از بازسازی داشتند. دوم آن که به طور معمول، ظاهر بیش از اندازه صاف و مصنوعی تصویر در بازسازی IMR کاهش اعتماد تشخیصی پزشکان را به همراه داشت. سوم آن که به دلیل تفاوت فاحش ظاهر تصاویر IMR و HIR یک چالش بزرگ در کورسازی و جلوگیری از سوگیری ارزیابی فاعلی کیفیت تصویر وجود داشت. این مشکل در مطالعه‌ی Leipsic و همکاران (۲۳) نیز بیان و تصریح شده است که بازسازی‌هایی مانند IMR تصاویری تولید می‌کنند که ظاهرشان نسبت به بازسازی‌های کمتر تکرار شونده، به طور کامل متفاوت هست و لبه‌ها و مرز اعضا صاف‌تر است که این منجر به ظاهر مصنوعی یا پلاستیکی تصاویر می‌شود.

مطالعه‌ی حاضر، دارای سه محدودیت بود. اول این که در این مطالعه، بیشتر بیماران مورد بررسی دارای شریان‌های کرونری طبیعی بودند و بنابراین، امکان بررسی تأثیر این تکنیک‌ها بر روی شریان‌های غیر طبیعی میسر نبوده و دقت تشخیصی از طریق مقایسه با یافته‌های آنژیوگرافی تهاجمی (کاتتریزاسیون کرونری) به علت شیوع کم این آزمون در بیماران مورد مطالعه، بررسی نشده است. دیگر این که، از آن جایی که وزن بیماران مورد مطالعه ($70/05 \pm 7/92$ کیلوگرم) پایین بود، بنابراین نتایج مطالعه‌ی حاضر، قابل تعمیم به بیماران چاق نمی‌باشد. این دو محدودیت در مطالعات دیگران (۲۰، ۲۲، ۲۴) نیز وجود داشت. محدودیت سوم این بود که مطالعه‌ی مشابهی برای مقایسه‌ی دقیق نتایج مطالعه‌ی حاضر وجود نداشت؛ چرا که مطالعاتی که در این زمینه کار کرده بودند، از سطوح و توان‌های بازسازی متفاوتی برای IMR و HIR استفاده کرده بودند.

به طور کلی، نتایج این مطالعه نشان داد که بازسازی تصاویر حاصل از آزمون CCTA به روش IMR نسبت به روش HIR، می‌تواند معیارهای کمی تصویر را بهبود بخشد و باعث کاهش نویز و

حال، روش IMR، روش جدیدی است که به تازگی معرفی شده است و ادعا بر این است که می‌تواند با حفظ کیفیت تصویر، دز بیماران را بیشتر از روش HIR کاهش دهد، اما استفاده از آن هنوز معمول نشده است و کارایی آن با شک و تردید همراه است. بنابراین، در مطالعه‌ی حاضر، تصاویر سی‌تی آنژیوگرافی مربوط به ۶۱ بیمار با هر دو روش HIR و IMR بازسازی شدند. نتایج این مطالعه نشان داد که کیفیت تصویر از لحاظ معیارهای کمی یا مفعولی (Noise، CNR و SNR) در روش IMR نسبت به روش HIR برتری دارد، اما از لحاظ معیارهای کیفی یا فاعلی، روش HIR نسبت به روش IMR امتیاز بیشتری را به دست آورد.

نتایج بررسی مفعولی کیفیت تصاویر در مطالعه‌ی حاضر نشان داد که همانند مطالعات دیگران (۲۰، ۲۲)، در روش IMR نسبت به روش HIR، نویز کاهش و SNR و CNR افزایش یافت، اما میزان کاهش و افزایش در مطالعات مختلف، تفاوت داشت. در مطالعه‌ی حاضر، میزان نویز در روش IMR نسبت به روش HIR کاهش حدود ۲۳ درصدی داشت. در مطالعه‌ی Oda و همکاران (۲۰) نیز کاهش نویز حدود ۲۴ درصد بود، اما در مطالعه‌ی Yuki و همکاران (۲۲)، میزان کاهش نویز ۵۱ درصد بود. در مطالعه‌ی حاضر، SNR و CNR افزایش حدود ۲۵ درصدی داشت. این در حالی است که مقدار CNR در مطالعه‌ی Oda و همکاران (۲۰)، ۸۸ درصد و در مطالعه‌ی Yuki و همکاران (۲۲)، ۱۰۷ درصد افزایش داشت. استفاده از سطوح مختلف روش‌های بازسازی HIR و IMR، می‌تواند دلیل این اختلافات باشد. در مطالعه‌ی حاضر، از سطح ۶ بازسازی HIR (iDose 6) و سطح یک بازسازی IMR (CR 1) استفاده شد. در حالی که در مطالعه‌ی Oda و همکاران (۲۰) از سطح ۴ بازسازی HIR و سطح ۲ بازسازی IMR استفاده شده بود. علاوه بر این، عوامل تابش و متغیرهای دیگر اسکن را که منجر به دز تابشی و یا دز مؤثر متفاوت در مطالعات مختلف می‌شود، نیز باید در علت این اختلافات سهم نمود. دز مؤثر بیماران در این مطالعه، برابر با ۲/۵۲ میلی‌سیورت به دست آمد که به طور تقریبی مشابه مقدار ۲ میلی‌سیورت محاسبه شده در مطالعه‌ی Oda و همکاران (۲۰) بود. با این حال، در مطالعه‌ی Yuki و همکاران (۲۲) مقدار دز مؤثر برابر با ۸/۵ میلی‌سیورت به دست آمده بود. این اختلاف، به این دلیل بود که در مطالعه‌ی آن‌ها به جای استفاده از روش آینده‌نگر ECG-triggered (Step & Shoot) از روش گذشته‌نگر ECG-gated استفاده شده بود که باعث می‌شد تا دز تابش بیشتری به بیمار تحمیل شود.

در مطالعه‌ی حاضر، نتایج بررسی فاعلی کیفیت تصاویر با نتایج بررسی مفعولی مغایرت داشت. در بررسی مفعولی کیفیت تصاویر،

تصویربرداری پزشکی به شماره‌ی طرح ۳۹۸۲۹۹ می‌باشد. این طرح توسط دانشگاه علوم پزشکی اصفهان مورد حمایت مالی قرار گرفته است. بدین وسیله، از مسؤولین و کارکنان محترم مرکز سی تی اسکن بنیان اصفهان بابت فراهم آوردن امکانات لازم جهت انجام این طرح و همچنین، پژوهشکده‌ی قلب و عروق اصفهان سپاسگزاری می‌گردد.

افزایش SNR و CNR گردد. با این حال تصاویر حاصل از بازسازی HIR نسبت به IMR از لحاظ معیارهای کیفی برتری داشت.

تشکر و قدردانی

این مطالعه برگرفته از پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد فن‌آوری

References

- Gao D, Ning N, Guo Y, Ning W, Niu X, Yang J. Computed tomography for detecting coronary artery plaques: A meta-analysis. *Atherosclerosis* 2011; 219(2): 603-9.
- Mahmoodi M, Chaparian A. Organ doses, effective dose, and cancer risk from computed tomography coronary angiography examinations. *Am J Roentgenol* 2019. [Unpublished].
- Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, Scheffel H, Stinn B, Marincek B, et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: Attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 2008; 18(9): 1809-17.
- Halliburton SS. One-scan protocol does not fit all: responsible cardiovascular imaging with computed tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2008; 2(5): 323-4.
- Gutstein A, Dey D, Cheng V, Wolak A, Gransar H, Suzuki Y, et al. Algorithm for radiation dose reduction with helical dual source coronary computed tomography angiography in clinical practice. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2008; 2(5): 311-22.
- Diel J, Perlmutter S, Venkataramanan N, Mueller R, Lane MJ, Katz DS. Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: an effective technique for radiation dose reduction? *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24(5): 795-801.
- 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. *J Isfahan Med Sch* 2020; 37(553): 1286-93. [In Persian].
- Leipsic J, Heilbron BG, Hague C. Iterative reconstruction for coronary CT angiography: finding its way. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012; 28(3): 613-20.
- Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 2005; 237(3): 945-51.
- Marin D, Nelson RC, Samei E, Paulson EK, Ho LM, Boll DT, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection--initial clinical experience. *Radiology* 2009; 251(3): 771-9.
- Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* 2011; 31(3): 835-48.
- Hou Y, Xu S, Guo W, Vembar M, Guo Q. The optimal dose reduction level using iterative reconstruction with prospective ECG-triggered coronary CTA using 256-slice MDCT. *Eur J Radiol* 2012; 81(12): 3905-11.
- Hou Y, Liu X, Xu S, Guo W, Guo Q. Comparisons of image quality and radiation dose between iterative reconstruction and filtered back projection reconstruction algorithms in 256-MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(3): 588-94.
- Zhang F, Yang L, Song X, Li YN, Jiang Y, Zhang XH, et al. Feasibility study of low tube voltage (80 kVp) coronary CT angiography combined with contrast medium reduction using iterative model reconstruction (IMR) on standard BMI patients. *Br J Radiol* 2016; 89(1058): 20150766.
- Iyama Y, Nakaura T, Yokoyama K, Kidoh M, Harada K, Oda S, et al. Low-Contrast and Low-Radiation Dose Protocol in Cardiac Computed Tomography: Usefulness of Low Tube Voltage and Knowledge-Based Iterative Model Reconstruction Algorithm. *J Comput Assist Tomogr* 2016; 40(6): 941-7.
- Deak Z, Grimm JM, Treitl M, Geyer LL, Linsenmaier U, Korner M, et al. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: An experimental clinical study. *Radiology* 2013; 266(1): 197-206.
- Cha MJ, Jeong WK, Choi D, Kim YK, Lim S, Choi SY, et al. Iterative reconstruction: comparison of techniques for reduced-dose liver computed tomography following transarterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma. *Acta Radiol* 2016; 57(12): 1429-37.
- Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975; 51(4 Suppl): 5-40.
- Mousavi Gazafroudi SS, Tavakkoli MB, Moradi M, Mousavi Gazafroudi SS, Yadegarfar G, Behjati M, et al. Coronary CT angiography by modifying tube voltage and contrast medium concentration: Evaluation of image quality and radiation dose. *Echocardiography* 2019; 36(7): 1391-6.
- Oda S, Weissman G, Vembar M, Weigold WG. Iterative model reconstruction: improved image quality of low-tube-voltage prospective ECG-gated coronary CT angiography images at 256-slice CT. *Eur J Radiol* 2014; 83(8): 1408-15.

21. Shrimpton PC. Assessment of patient dose in CT. NRPB-PE/1/2004. Chilton, UK: National Radiological Protection Board; 2004.
22. Yuki H, Utsunomiya D, Funama Y, Tokuyasu S, Namimoto T, Hirai T, et al. Value of knowledge-based iterative model reconstruction in low-kV 256-slice coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2014; 8(2): 115-23.
23. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GB, Lin FY, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195(3): 649-54.
24. Utsunomiya D, Weigold WG, Weissman G, Taylor AJ. Effect of hybrid iterative reconstruction technique on quantitative and qualitative image analysis at 256-slice prospective gating cardiac CT. *Eur Radiol* 2012; 22(6): 1287-94.

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

Mohammad Askarzadeh¹, Ali Chaparian², Amirreza Sajjadih³, Maryam Moradi⁴, Jalal Bagheri⁵

Original Article

Abstract

Background: The aim of this study was to evaluate the influences of iterative model reconstruction (IMR) and hybrid-iterative reconstruction (HIR) techniques on quantitative and qualitative image analysis of 256-slice coronary computed tomography angiography (CCTA).

Methods: Sixty-one patients (30 men and 31 women with mean age of 60.68 ± 9.13 years) who had undergone CCTA by the 256-slice CT scanner were evaluated. The raw data were reconstructed using HIR and IMR algorithms. For objective assessment of image quality, parameters of noise, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR) were obtained for both reconstruction algorithms. For subjective assessment, two physician specialists evaluated image quality using a 5-point scale.

Findings: The mean image noise on HIR and IMR images was 32.74 ± 6.04 and 25.15 ± 3.59 , respectively. In IMR, the CNR method (28.81 ± 5.13) was significantly better than HIR method (23.06 ± 5.03) ($P < 0.001$). However, the HIR method (4.62 ± 0.39) was higher than the IMR method (4.48 ± 0.45) in terms of qualitative or subjective criteria ($P < 0.001$).

Conclusion: The IMR method can improve quantitative criteria of image, reduce noise, and increase SNR and CNR of images better than HIR method. However, the images which reconstructed by HIR were superior to IMR in terms of qualitative criteria.

Keywords: Coronary vessels, Computed tomography angiography, Image reconstruction, Image quality enhancement

Citation: 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.** J Isfahan Med Sch 2020; 37(554): 1325-32.

1- Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Associate Professor, Department of Technology of Radiology, School of Paramedicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Internal Medicine, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Associate Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

5- Chamran Hospital, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Ali Chaparian, Email: ali_chaparian@yahoo.com