DOI: 10.22122/jims.v39i610.13449 Published by Vesnu Publications

مجله دانشکده پزشکی اصفهان سال سی و نهم/شماره‌ی ۶۱۰/هفته‌ی دوم فروردین ۱۴۰۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۶/۲۲ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۱۴ تاریخ چاپ: ۱۴۰۰/۱/۱۴

بررسی تأثیرات تکنیک kV Assist بر کیفیت تصویر و میزان کاهش دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی ناشی از آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری

میثم حقیقی[۱]، علی چاپاریان[۲]، جلال باقری[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی اثرات تکنیک kV Assist بر روی دز تابش و کیفیت تصویر در آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری بود.

روش‌ها: در این مطالعه‌ی گذشته‌نگر مورد- شاهدی، تعداد ۱۷۹ نفر بیمار (با متوسط سن ۱۱/۸۶ ± ۵۸/۴۵ سال) که با استفاده از تکنیک kV Assist تحت آزمون Coronary computed tomography angiography (CCTA) قرار گرفته بودند، به عنوان گروه مورد مطالعه و تعداد ۱۴۱ نفر بیمار (با متوسط سن ۱۱/۳۷ ± ۵۸/۲۴ سال) که از قبل با شیوه‌نامه‌ی معمول ۱۲۰ کیلوولت مورد آزمون قرار گرفته بودند، به عنوان گروه شاهد در نظر گرفته شدند. دو گروه از لحاظ معیارهای کیفیت تصویر (شامل نویز، نسبت کنتراست به نویز، نسبت سیگنال به نویز، میزان اعداد سی‌تی شریان کرونری چپ و بطن چپ) و دز تابشی (شامل دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی) با یکدیگر مقایسه شدند.

یافته‌ها: دز مؤثر (۲/۱۶ ± ۵/۰۵ در مقابل ۳/۰۴ ± ۶/۶۳ میلی‌سیورت؛ $P < ۰/۰۰۱$) و خطر کلی سرطان‌زایی (۱/۶۳ ± ۳/۸۹ در مقابل ۲/۷۱ ± ۵/۱۱ در ۱۰۰۰۰ نفر؛ $P < ۰/۰۰۱$) در گروه مورد مطالعه نسبت به گروه شاهد حدود ۲۳ درصد کاهش یافته بود. هیچ تفاوت معنی‌داری بین نویز، نسبت سیگنال به نویز، میزان اعداد سی‌تی شریان کرونری چپ در بین دو گروه مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵۰$). مقادیر عدد سی‌تی بطن چپ و نسبت کنتراست به نویز در گروه مورد مطالعه نسبت به گروه شاهد بیشتر بود ($P < ۰/۰۰۱$).

نتیجه‌گیری: استفاده از تکنیک kV Assist، می‌تواند دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی حاصل از آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری را بدون افت در کیفیت تصویر کاهش دهد.

واژگان کلیدی: سی‌تی اسکن؛ آنژیوگرافی کرونری؛ ارزیابی تصویر مبتنی بر رایانه؛ دز تابشی

ارجاع: حقیقی میثم، چاپاریان علی، باقری جلال. **بررسی تأثیرات تکنیک kV Assist بر کیفیت تصویر و میزان کاهش دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی ناشی از آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۰؛ ۳۹ (۶۱۰): ۲۶-۲۰.

مقدمه

بیماری عروق کرونر (Coronary artery disease یا CAD)، علت اصلی مرگ و میر در کشورهای توسعه یافته است (۱). توموگرافی کامپیوتری کرونری آنژیوگرافی (Coronary CT angiography یا CCTA)، یکی از ابزارهای قدرتمند و گسترده برای ارزیابی موارد مشکوک CAD است. آزمون CCTA، اگر چه از نظر دقت تشخیصی، سرعت و مقرون به صرفه بودن از مزایای بسیاری برخوردار است، اما نگرانی‌هایی در مورد خطر احتمالی القای سرطان ناشی از اشعه‌ی مورد استفاده در CT وجود دارد (۳-۲). اگر چه وجود چنین خطری ناشی از میزان تابشی که به طور معمول در آزمون‌های CT تحویل داده می‌شود، بحث برانگیز است، اما مطابق با اصل «کمترین حد معقول قابل دستیابی» (As low as reasonably achievable یا ALARA)، بیماران نباید دز تابش بیش از حد لازم، دریافت کنند (۴).

در دستگاه‌های سی‌تی اسکن جدید، برای کاهش دز تابشی، روش های مختلفی مانند مدولاسیون جریان تیوب مبتنی بر نوار قلب (ECG-based tube current modulation)، فیلترهای کاهش نویز، سیستم‌های کنترل تابش خودکار و یا یکی از روش‌های تکرار شونده‌ی بازسازی تصویر مانند (ASIR، MBIR، IRIS، AIDR و iDose) به کار گرفته شده‌اند (۵). یکی دیگر از روش‌های جدید جهت کاهش دز تابشی، استفاده از برنامه‌ی kV Assist می‌باشد. این برنامه با در نظر گرفتن قد و وزن بیماران و محاسبه‌ی شاخص توده‌ی بدنی (Body mass index یا BMI) و همچنین، بر اساس تصاویر اسکات هر بیمار، انرژی پرتو یا ولتاژ تیوب یا kVp و جریان تیوب را تنظیم می‌نماید (۶).

۱- دانشجوی فن‌آوری تصویربرداری پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- کارشناس، بیمارستان الزهرا (س)، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: علی چاپاریان؛ استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: ali-chaparian@yahoo.com

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 Unported License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

در CCTA، به طور معمول، از ولتاژ تیوب ۱۲۰ کیلوولت استفاده می‌شود، اما با استفاده از برنامه یا تکنیک kV Assist در تعدادی از بیماران از ولتاژ تیوب پایین‌تر جهت کاهش دز تابش استفاده می‌شود. تغییرات ولتاژ تیوب اثرات معنی‌داری بر خصوصیات تصویر و دز تابش دارد. دز تابش با مربع ولتاژ تیوب تغییر می‌کند، اما در مورد کیفیت تصویر، وضعیت پیچیده‌تر می‌باشد. از یک طرف، سطح نویز در ولتاژ تیوب پایین‌تر به طور چشم‌گیری افزایش می‌یابد و از طرف دیگر، در ولتاژ تیوب پایین‌تر، کنتراست ید به طور اساسی به دلیل افزایش ضریب تضعیف خطی ید نسبت به آب افزایش می‌یابد (۷–۹). بنابراین، انتخاب یک ولتاژ تیوب مناسب و تعیین تأثیر آن بر دز تابشی و کیفیت تصویر، کار ساده‌ای نیست. تأثیر استفاده از تکنیک kV Assist در آزمون‌های سی‌تی اسکن قفسه‌ی صدری (۶)، شکم (۱۰)، کاروتید (۱۱) و سی‌تی آنژیوگرافی تنه (۱۲) در مطالعات گذشته بررسی شده است، اما تا زمان اجرای این مطالعه، در زمینه‌ی اثرات تکنیک kV Assist در آزمون CCTA، مطالعه‌ای انجام نشده بود. بنابراین، مطالعه‌ی حاضر، با هدف ارزیابی اثرات تکنیکkV Assist بر روی دز تابش و کیفیت تصویر در آزمون CCTA انجام شد.

روش‌ها

در این مطالعه‌ی گذشته نگر، بیماران مراجعه کننده به بخش سی‌تی اسکن بیمارستان الزهرا (س) اصفهان که تحت سی‌تی آنژیوگرافی عروق کرونر با اسکنر سی‌تی اسکن ۶۴ اسلایس (Light Speed VCT, GE Healthcare) قرار گرفته بودند، مورد ارزیابی قرار گرفتند. در این مطالعه‌ی مورد–شاهدی، تعداد ۱۷۹ نفر بیمار که با استفاده از تکنیک kV assist تحت آزمون CCTA قرار گرفته بودند، به عنوان گروه مورد مطالعه و تعداد ۱۴۱ نفر بیمارکه قبل از نصب این تکنیک، با شیوه‌نامه‌ی معمول ۱۲۰ کیلوولت مورد آزمون قرار گرفته بودند، به عنوان گروه شاهد در نظر گرفته شدند. دو گروه، از لحاظ معیارهای کیفیت تصویر و دز تابشی با یکدیگر مقایسه شدند. معیارهای ورود به مطالعه شامل بیمارانی بود که آزمون CCTA را با استفاده از روش آینده‌نگر مبتنی بر نوار قلب (Prospective ECG-triggering) انجام داده بودند و تصاویر آن‌ها با روش Adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR) ۵۰ درصد مورد بازسازی قرار گرفته بود. معیارهای خروج از مطالعه، شامل عملکرد ضعیف کلیه (کراتینین سرم بزرگ‌تر از ۱/۵ میلی‌گرم/دسی‌لیتر) و ضربان قلب بزرگ‌تر از ۶۰ ضربان در دقیقه بعد از درمان با بتا بلاکر بود.

تکنیک انجام آزمون CCTA. یک ساعت قبل از انجام آزمون، فشار خون و ضربان قلب همه‌ی افراد اندازه‌گیری و ثبت شد. افراد با ضربان قلب معادل ۶۵ بار در دقیقه یا بیشتر، مقدار ۲۰–۵ میلی‌گرم آنتولول داخل وریدی دریافت کردند. تمام افراد قبل از تصویربرداری ۵ میلی‌گرم نیتروگلیسیرین زیر زبانی دریافت کردند. ۶۰ میلی‌لیتر از ماده‌ی حاجب غیر یونیک (Visipaque 320، Ge Healthcare Srl، Milan، Italy) با سرعت ۶ میلی‌لیتر/ثانیه، به وریدآنتیکوبیتال تزریق شد و به دنبال آن، ۴۰ میلی‌لیتر محلول سالین با همین آهنگ تزریق شد. منطقه‌ی مورد نظر (Region of interest یا ROI) دایره‌ای برای روش ردیابی بولوس (Bolus tracking) در آئورت نزولی با آستانه‌ی شروع اسکن ۳۰۰ هانسفیلد یونیت (HU) قرار گرفت. در کلیه‌ی بیماران، یک حالت اسکن محوری کدگذاری بر اساس ECG به روش آینده‌نگر اعمال شد. در ۸۰–۷۰ درصد فاصله‌ی R-R، بدون استفاده از حالت Flex آغاز شد.

برای بیماران گروه شاهد، آزمون CCTA با شیوه‌نامه‌ی استاندارد ۱۲۰ کیلوولت و برای گروه مورد، آزمون با به کارگیری تکنیک kV Assist انجام شد. تکنیک kV Assist، ولتاژ تیوب و جریان تیوب بهینه را برای دستیابی به بهترین بازده دز اختصاص می‌دهد.

ابتدا، در برنامه‌ی kV Assist، تنظیمات ولتاژ و جریان تیوب بر اساس BMI بیماران به شرح زیر مشخص می‌شود:

ولتاژ تیوب ۱۰۰ کیلوولت پیک با جریان تیوب ۳۰۰ میلی‌آمپر برای بیماران با ۲۱ کیلوگرم/مترمربع > BMI؛ ولتاژ تیوب ۱۰۰ کیلوولت پیک با جریان تیوب ۳۵۰ میلی‌آمپر برای ۲۵ کیلوگرم/مترمربع > BMI > ۲۱ کیلوگرم/مترمربع؛ ولتاژ تیوب ۱۰۰ کیلوولت پیک با جریان تیوب ۴۰۰ میلی‌آمپر برای ۲۹ کیلوگرم/مترمربع > BMI > ۲۵ کیلوگرم/مترمربع؛ ولتاژ تیوب ۱۲۰کیلوولت پیک با جریان تیوب ۴۷۵ میلی‌آمپر برای ۳۲ کیلوگرم/مترمربع > BMI > ۲۹ کیلوگرم/مترمربع؛ ولتاژ تیوب ۱۲۰کیلوولت پیک با جریان تیوب ۵۵۰ میلی‌آمپر برای ۳۵ کیلوگرم/مترمربع > BMI > ۳۲ کیلوگرم/مترمربع؛ ولتاژ تیوب ۱۲۰کیلوولت پیک با جریان تیوب ۶۵۰ میلی‌آمپر برای ۴۰ کیلوگرم/مترمربع > BMI > ۳۵ کیلوگرم/مترمربع و ولتاژ تیوب ۱۲۰ کیلوولت پیک با جریان تیوب ۷۵۰ میلی‌آمپر برای BMI > ۴۰ کیلوگرم/مترمربع در نظر گرفته شد. سپس، این برنامه بر اساس مشخصات تضعیف تعیین شده در اسکن اسکات در هر دو نمای قدامی– خلفی و نمای جانبی برای هر بیمار، محاسبات را انجام می‌دهد.

در این برنامه، علاوه بر تنظیم kV پایین‌تر متناسب با اندازه‌ی بدن بیمار، به طور خودکار جریان تیوب را طوری تنظیم می‌نماید که سطح نویز تصویر مورد نظر، بسته به نوع آزمون تشخیصی حفظ گردد. همچنین، با توجه به تغییر در کنتراست و نویز تصویر در کیلوولت پایین، این تکنیک می‌تواند به طور خودکار تنظیمات عرض و سطح پنجره را برای هر آزمون طوری تنظیم کند که اختلاف نمایشگر تصویر را بین ولتاژهای مختلف به حداقل برساند.

ارزیابی متغیرهای کیفیت تصویر: برای مقایسه‌ی کیفیت تصاویر آزمون CCTA، مجموعه‌ی تصاویر بازسازی شده مربوط به هر دو گروه از سیستم Picture archiving and communication systems (PACS) استخراج و مورد ارزیابی قرار گرفت. معیارهای کیفیت تصاویر شامل نویز، نسبت کنتراست به نویز (Contrast to noise ratio یا CNR) و نسبت

سیگنال به نویز (Signal to noise ratio یا SNR) و همچنین، میزان واحد هانسفیلد (Hounsfield unit) یا عدد سی‌تی (CT number) مورد ارزیابی قرار گرفت. برای به دست آوردن متغیرهای عینی کیفیت تصویر، از روش‌های انجام شده در مطالعه‌ی مشابه (۱۳)، استفاده شد. برای به دست آوردن نویز، یک ROI با اندازه‌ی معین بر روی بطن چپ در تصاویر قلب (پرشده با ماده‌ی حاجب) کشیده شد و مقدار میانگین نشان داده شده، معرف میزان واحد هانسفیلد یا عدد سی‌تی بطن چپ و مقدار انحراف استاندارد نشان داده شده، مبین مقدار نویز بود. برای به دست آوردن مقدار CNR، تفاوت مقادیر میانگین دانسیته‌ی بطن چپ پر شده با ماده‌ی حاجب و دانسیته‌ی دیواره‌ی بطن چپ، بر نویز تصویر تقسیم شد. مقدار SNR، به صورت تقسیم میانگین مقادیر دانسیته‌ی مربوط به دو ROI کوچک در پروگزیمال شریان کرونری چپ و راست بر نویز تصویر به دست آمد. مقادیر نویز، CNR، SNR و مقادیر واحد هانسفیلد شریان کرونری چپ و بطن چپ به عنوان معیارهای کیفیت تصویر برای همه‌ی بیماران در هر دو گروه مورد و شاهد با یکدیگر مقایسه شد.

محاسبه‌ی دز مؤثر و تخمین خطر سرطان زایی بیماران: دز مؤثر برای هر بیمار با استفاده از برنامه‌ی محاسباتی ImpactDose (VAMP GmbH، Erlangen، Germany) (۱۴) به دست آمد. برنامه‌ی ImpactDose با استفاده از روش شبیه‌سازی Monte Carlo، دز اعضا را محاسبه می‌کند. این برنامه، به خوبی اعتبارسنجی شده است و در مطالعات گذشته نیز استفاده شده است (۱۷-۱۵). به منظور محاسبه‌ی دز اعضا و دز مؤثر برای هر بیمار، اطلاعاتی شامل جنس بیمار، قطر قدامی- خلفی، قطر طرفی هر بیمار و نوع اسکن اسپیرال و یا آگزیال، طول ناحیه‌ی اسکن، عامل Pitch، ضخامت برش، زمان چرخش گانتری، ولتاژ، جریان تیوب، ضریب شاخص دز حجمی در سی‌تی (Volume computed tomography dose index یا CTDIVOL)، حاصل ضرب دز در واحد طول (Dose length product یا DLP) باید وارد برنامه ImpactDose می شد. دز اعضا و دز مؤثر برای هر دو گروه مورد و شاهد محاسبه شد.

اساس محاسبه‌ی دز مؤثر در این برنامه، استفاده از جمع وزنی دز محاسبه شده برای کل اعضا و طبق این فرمول می‌باشد: $E = \sum WT. HT$

در این فرمول، wT عامل وزنی هر بافت و نشان دهنده‌ی میزان حساسیت بافت به پرتو می‌باشد. در این برنامه، دز مؤثر بر حسب عوامل وزنی بافت‌ها که توسط گزارش ۱۰۳ کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژی (International Commission on Radiological Protection یا ICRP) (۱۸) منتشر شده‌اند، محاسبه شد. HT بیانگر دز جذبی اعضای مختلف بود که توسط برنامه‌ی ImpactDose محاسبه گردید.

دز اعضایی که با استفاده از نرم‌افزار ImpactDose محاسبه شده بودند، در قالب مخصوص به عنوان فایل ورودی به برنامه‌ی PCXMC (STUK, Helsinki, Finland) (۱۹) به همراه سن هر بیمار وارد شد. اساس محاسبه‌ی مرگ و میر ناشی از تشعشع در این برنامه، مشابه مدل‌های ارایه شده توسط کمیته‌ی Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR) (۲۰) می‌باشد و در نهایت، خطر کلی سرطان کشنده‌ی ناشی از تابش (Risk of exposure-induced cancer death یا REID) محاسبه شد. جزئیات بیشتر در مورد نحوه‌ی محاسبه‌ی خطر سرطان زایی با این برنامه‌ی محاسباتی در مطالعات گذشته (۱۹، ۱۷-۱۶) توضیح داده شده است.

واکاوی آماری: متغیرهای پیوسته به صورت میانگین ± انحراف معیار بیان شدند. به منظور مشخص شدن نوع آزمون مورد استفاده برای بررسی تفاوت بین متغیرهای پژوهش، طبیعی بودن توزیع متغیرها با آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی شد. اختلافات بین متغیرهای پیوسته بین دو گروه مورد و شاهد با استفاده از آزمون t Independent (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی بود) و از آزمون Mann-Whitney (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی نبود)، استفاده شد. $P < ۰/۰۵۰$ از نظر آماری معنی‌دار در نظر گرفته شد. محاسبات آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد.

یافته‌ها

مشخصات بیمار و متغیرهای اسکن: اطلاعات بیماران شامل تعداد، جنس، سن، BMI، میانگین قطر قدامی- خلفی بدن، میانگین قطر طرفی بدن، کیلوولتاژ و مقادیر DLP مربوط به گروه‌های مورد و شاهد در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. اطلاعات مربوط به بیمار و اسکن گروه‌های مورد و شاهد

مشخصات		گروه مورد (n = ۱۷۹)	گروه شاهد (n = ۱۴۱)	مقدار P*
تعداد مردان (درصد)		۹۱ (۵۱)	۶۹ (۴۹)	۰/۸۲۲
سن (سال)		۵۸/۴۵ ± ۱۱/۸۶	۵۸/۲۴ ± ۱۱/۳۷	۰/۸۷۲
شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم/مترمربع)		۲۹/۰۰ ± ۵/۱۴	۲۸/۸۳ ± ۵/۰۸	۰/۷۶۸
قطر قدامی- خلفی (میلی‌متر)		۲۹۲/۰۷ ± ۴۱/۸۶	۲۸۹/۰۷ ± ۳۳/۵۴	/۸۱۱
قطر طرفی (میلی‌متر)		۳۸۲/۱۲ ± ۴۸/۹۸	۳۸۳/۵۵ ± ۴۲/۳۱	/۸۹۲
تعداد بیماران اسکن شده با	۱۰۰ کیلوولت	۱۰۴		
کیلوولت	۱۲۰ کیلوولت	۷۵	۱۴۱	
DLP (میلی گری/سانتی‌متر)		۳۴۹/۸۸ ± ۹۹/۰۵	۴۵۳/۰۹ ± ۱۴۹/۵۶	< ۰/۰۰۱

DLP: Dose length product

* از آزمون Independent t (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی بود) و از آزمون Mann-Whitney (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی نبود) استفاده شد.

جدول ۲. مقادیر میانگین و انحراف استاندارد دز مؤثر (بر حسب میلی‌سیورت) و Risk of exposure-induced cancer death (REID) (در ۱۰۰۰۰) ناشی از انجام Coronary computed tomography angiography (CCTA) در دو گروه مورد و شاهد

متغیر		گروه مورد	گروه شاهد	میزان کاهش (درصد)	مقدار P*
دز مؤثر (میلی‌سیورت)	بیماران مرد	۳/۴۹ ± ۱/۰۳	۴/۵۳ ± ۱/۵۴	۲۳/۰۳	< ۰/۰۰۱
	بیماران زن	۶/۶۶ ± ۱/۸۲	۸/۶۰ ± ۲/۷۸	۲۲/۵۳	< ۰/۰۰۱
	کل بیماران	۵/۰۵ ± ۲/۱۶	۶/۶۳ ± ۳/۰۴	۲۳/۷۷	< ۰/۰۰۱
REID (در ۱۰۰۰۰ نفر)	بیماران مرد	۲/۷۴ ± ۰/۸۱	۳/۵۶ ± ۱/۱۲	۲۳/۰۳	< ۰/۰۰۱
	بیماران زن	۵/۰۹ ± ۱/۳۹	۶/۵۷ ± ۲/۹۵	۲۲/۵۳	< ۰/۰۰۱
	کل بیماران	۳/۸۹ ± ۱/۶۳	۵/۱۱ ± ۲/۷۱	۲۳/۷۳	< ۰/۰۰۱

REID: Risk of exposure-induced cancer death

* از آزمون Independent t (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی بود) و از آزمون Mann-Whitney (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی نبود) استفاده شد.

مشخصات سن، جنس، میانگین قطر قدامی- خلفی بدن، میانگین قطر طرفی بدن و BMI در هر دو گروه بیماران تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشت، اما مقادیر DLP در گروه مورد نسبت به گروه شاهد کمتر بود ($P < ۰/۰۰۱$).

نتایج مربوط به دز مؤثر و مقادیر REID بیماران: مقادیر دز مؤثر بر حسب میلی‌سیورت و مقادیر REID بر حسب مورد در ۱۰۰۰۰ نفر ناشی از انجام CCTA در دو گروه مورد و شاهد در جدول ۲ آمده است. بر اساس این جدول، دز مؤثر و مقادیر REID در گروه مورد نسبت به گروه شاهد در کل بیماران حدود ۲۳ درصد کاهش یافته بود ($P < ۰/۰۰۱$).

نتایج حاصل از مقایسه‌ی متغیرهای ارزیابی کیفیت تصویر در دو گروه مورد و شاهد: در جدول ۳، متغیرهای مختلف مربوط به کیفیت تصویر شامل نویز، SNR، CNR، میزان عدد هانسفیلد یا عدد سی‌تی شریان کرونری چپ و بطن چپ در CCTA در دو گروه آمده مورد و شاهد است.

جدول ۳. مقایسه‌ی متغیرهای کیفیت تصویر در Coronary computed tomography angiography (CCTA) در دو گروه مورد و شاهد

	گروه مورد	گروه شاهد	مقدار P*
نویز	۳۴/۴۶ ± ۸/۲۴	۳۳/۱۹ ± ۹/۹۰	۰/۲۱۱
عدد سی تی شریان کرونری چپ	۴۹۸/۸۳ ± ۹۳/۸۷	۴۷۹/۲۶ ± ۹۴/۱۹	۰/۰۶۵
عدد سی تی بطن چپ	۵۶۷/۸۸ ± ۱۱۰/۹۹	۴۸۰/۱۶ ± ۸۹/۰۹	< ۰/۰۰۱
SNR	۱۳/۹۵ ± ۳/۹۴	۱۵/۳۱ ± ۵/۰۵	۰/۷۵۱
CNR	۱۰/۱۵ ± ۳/۲۳	۸/۵۸ ± ۳/۴۲	< ۰/۰۰۱

SNR: Signal to noise ratio
CNR: Contrast to noise ratio

* از آزمون Independent t (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی بود) و از آزمون Mann-Whitney (در مواردی که توزیع متغیرها طبیعی نبود) استفاده شد.

همان طور که در این جدول نشان داده شده است، مشخصات نویز، عدد سی‌تی شریان کرونری چپ و SNR در هر دو گروه بیماران تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشت، اما مقادیر عدد سی‌تی بطن چپ و CNR در گروه مورد مطالعه نسبت به گروه شاهد بیشتر بود ($P < ۰/۰۰۱$). دلیل این یافته می‌تواند این باشد که در ولتاژ تیوب پایین تر، عدد سی‌تی بطن که از ماده‌ی حاجب ید دار پر شده است، به طور اساسی به دلیل افزایش ضریب تضعیف خطی ید نسبت به آب افزایش می یابد. در مجموع، این مهم است که با وجود کاهش دز تابشی بیمار در گروه مورد نسبت به گروه شاهد، متغیرهای کیفیت تصویر دچار افت نشده بود.

بحث

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که استفاده از تکنیک kV Assist در مقایسه با شیوه‌نامه‌ی معمول ۱۲۰ کیلوولت باعث کاهش دز اعضا، دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی حاصل از آزمون سی تی آنژیوگرافی کرونری می گردد و با این حال، کیفیت تصاویر حاصل دچار افت نمی‌شود.

کاهش ولتاژ تیوب، می‌تواند باعث کاهش دز تابشی و افزایش نویز و در نتیجه، افت کیفیت تصویر شود، اما از طرف دیگر، در آزمون‌هایی که از مواد کنتراست یددار استفاده می‌نمایند، کاهش ولتاژ تیوب باعث افزایش اختلاف تضعیف بین ید و بافت‌های بدن و افزایش کنتراست و در نتیجه بهبود کیفیت تصویر خواهد شد. بنابراین، رابطه‌ی بین ولتاژ تیوب و کیفیت تصویر پیچیده می‌باشد. ابزارهای انتخاب ولتاژ تیوب به صورت هوشمند مانند kV Assist، به تازگی به عنوان یک طرح احتمالی برای حل این تناقض ارایه شده است. در تکنیک kV Assist علاوه بر تنظیم kV پایین تر متناسب با اندازه‌ی بدن بیمار، همچنین به طور خودکار جریان تیوب را طوری تنظیم می‌کند که سطح نویز تصویر مورد نظر، بسته به نوع آزمون تشخیصی حفظ گردد. این تکنیک در مطالعات Li و همکاران (۶)، Eller و همکاران (۱۱-۱۰)، Winklehner و همکاران (۱۲)، نیز به ترتیب برای آزمون‌های سی‌تی اسکن قفسه‌ی صدری، شکم، کاروتید و سی‌تی آنژیوگرافی تنه استفاده

شده است. در حالی که در مطالعه‌ی حاضر، استفاده از تکنیک kV Assist باعث کاهش ۲۳ درصدی در مقادیر دز مؤثر و REID بیماران در آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری بدون افت در کیفیت تصاویر شد، در مطالعات Eller و همکاران (۱۱-۱۰)، نیز به ترتیب برای آزمون‌های سی‌تی اسکن شکم و کاروتید استفاده از این تکنیک باعث کاهش ۱۱ درصد و ۲۵ درصد دز تابشی گردید. در مطالعه‌ی Hausleiter و همکاران (۲۱) که بر روی آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری انجام شده بود، استفاده از ولتاژ پیک ۱۰۰ کیلوولت به جای ۱۲۰ کیلوولت باعث کاهش ۵۰-۳۰ درصدی دز تابشی بیماران گردید. اختلافات بین نتایج مطالعات مختلف، می‌تواند مربوط به تفاوت در نوع آزمون، تکنیک و همچنین، مدل دستگاه‌های اسکنر به کار رفته در این مطالعات باشد.

محدودیت مطالعه‌ی حاضر، این بود که تأثیر تکنیک kV Assist بر دز تابشی و کیفیت تصویر فقط بر روی یک مدل اسکنر CT بررسی شد. بنابراین، توصیه می‌شود که در مطالعات آینده، نقش ابزارهای انتخاب هوشمند ولتاژ تیوب، در دیگر مدل‌های سی‌تی اسکن بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

با استفاده از نتایج این مطالعه، می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از تکنیک kV Assist، می تواند دز اعضا، دز مؤثر و خطر سرطان‌زایی حاصل از آزمون سی‌تی آنژیوگرافی کرونری را با حفظ کیفیت تصویر کاهش دهد. بنابراین، توصیه می‌شود که بخش‌های تصویربرداری پزشکی، دستگاه‌های سی‌تی اسکن خود را به ابزارهای انتخاب هوشمندانه‌ی ولتاژ تیوب مانند kV Assist در جهت کاهش دز تابشی بیماران تجهیز نمایند.

تشکر و قدردانی

این مطالعه تحت حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با شماره‌ی طرح مصوب ۳۹۹۰۰۴ انجام شد.

References

1. Benjamin EJ, Virani SS, Callaway CW, Chamberlain AM, Chang AR, Cheng S, et al. Heart Disease and Stroke Statistics-2018 Update: A report from the American Heart Association. Circulation 2018; 137(12): e67-e492.
2. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007; 357(22): 2277-84.
3. Chaparian A, Karimi Zarchi H. Assessment of radiation-induced cancer risk to patients undergoing computed tomography angiography scans. Int J Radiat Res 2018; 16(1): 107-15.
4. Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de GA. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. Radiology 2009; 251(1): 6-12.
5. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: Application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. AJR Am J Roentgenol 2010; 194(1): 191-9.
6. Li M, Feng S, Wu N, Zhang L. Scout-based automated tube potential selection technique (kV Assist) in enhanced chest computed tomography: Effects on radiation exposure and image quality. J Comput Assist Tomogr 2017; 41(3): 442-5.
7. Pflederer T, Jakstat J, Marwan M, Schepis T, Bachmann S, Kuettner A, et al. Radiation exposure and image quality in staged low-dose protocols for coronary dual-source CT angiography: A randomized comparison. Eur Radiol 2010; 20(5): 1197-206.
8. LaBounty TM, Leipsic J, Poulter R, Wood D, Johnson M, Srichai MB, et al. Coronary CT angiography of patients with a normal body mass index using 80 kVp versus 100 kVp: A prospective, multicenter, multivendor randomized trial. AJR Am J Roentgenol 2011; 197(5): W860-W867.
9. Blankstein R, Bolen MA, Pale R, Murphy MK, Shah AB, Bezerra HG, et al. Use of 100 kV versus 120 kV in cardiac dual source computed tomography: effect on radiation dose and image quality. Int J Cardiovasc Imaging 2011; 27(4): 579-86.
10. Eller A, May MS, Scharf M, Schmid A, Kuefner M, Uder M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: Effects on radiation exposure and image quality. Invest Radiol 2012; 47(10): 559-65.
11. Eller A, Wuest W, Kramer M, May M, Schmid A, Uder M, et al. Carotid CTA: Radiation exposure and image quality with the use of attenuation-based, automated kilovolt selection. AJNR Am J Neuroradiol 2014; 35(2): 237-41.
12. Winklehner A, Goetti R, Baumueller S, Karlo C, Schmidt B, Raupach R, et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: Improved dose effectiveness. Invest Radiol 2011; 46(12): 767-73.
13. 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].
14. Chen W, Kolditz D, Beister M, Bohle R, Kalender WA. Fast on-site Monte Carlo tool for dose calculations in CT applications. Med Phys 2012; 39(6): 2985-96.
15. Deak P, van Straten M, Shrimpton PC, Zankl M, Kalender WA. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography. Eur Radiol 2008; 18(4): 759-72.
16. Mahmoodi M, Chaparian A. Organ doses, effective dose, and cancer risk from coronary CT angiography examinations. AJR Am J Roentgenol 2020; 214(5): 1131-6.

17. Karimizarchi H, Chaparian A. Estimating risk of exposure induced cancer death in patients undergoing computed tomography pulmonary angiography. Radioprotection 2017; 52(2): 81-6.
18. Streffer C. The ICRP 2007 recommendations. Radiat Prot Dosimetry 2007; 127(1-4): 2-7.
19. Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A231. Helsinki, Finland: Stuk; 2008.
20. National Research Council (U.S.). Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, DC: National Academies Press; 2006.
21. Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, Martuscelli E, Pschierer I, Feuchtner GM, et al. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial. JACC Cardiovasc Imaging 2010; 3(11): 1113-23.

DOI: 10.22122/jims.v39i610.13449 Published by Vesnu Publications

Journal of Isfahan Medical School Vol. 39, No. 610, 2nd Week, April 2021

Received: 12.09.2020 Accepted: 03.01.2021 Published: 12.04.2021

Investigating the Effects of the kV Assist Technique on Image Quality and the Reduction of Effective Dose and Carcinogenic Risk of Coronary Computed Tomography Angiography

Meysam Haghighi[1], Ali Chaparian[2], Jalal Bagheri[3]

Original Article

Abstract

Background: The aim of this study was to evaluate the effects of the kV Assist technique on the radiation dose and image quality of coronary computed tomography angiography (CCTA).

Methods: In this retrospective case-control study, 179 patients with the mean age of 58.45±11.86 years, who had undergone CCTA test using the kv assist technique, were considered as the study group; and 141 patients with the mean age of 58.24±11.37 years, who had previously undergone CCTA with the usual 120 kV protocol, were considered as the control group. The two groups were compared in terms of image quality criteria including noise, contrast-to-noise ratio, signal-to-noise ratio, CT numbers of the left coronary artery, and left ventricular chamber, and radiation dose criteria including effective dose and carcinogenic risk.

Results: The effective dose (5.05 ± 2.16 vs. 6.63 ± 3.04 mSv; P < 0.001) and overall risk of carcinogenesis (3.89 ± 1.63 vs. 5.11 ± 2.71 in 10,000 people; P < 0.001) reduced by about 23%in the study group compared to the control group. No significant differences were observed between the two groups in terms of noise, signal-to-noise ratio, and left coronary artery CT number (P > 0.050). Left ventricular chamber CT number and contrast to noise ratio were higher in the study group than the control group (P < 0.001).

Conclusion: Using the kV Assist technique can reduce the effective dose and the carcinogenic risk of CCTA without loss of image quality.

Keywords: Computed tomography angiography; Coronary angiography; Image interpretation, computer-assisted; Radiation dosage

Citation: Haghighi M, Chaparian A, Bagheri J. **Investigating the Effects of the kV Assist Technique on Image Quality and the Reduction of Effective Dose and Carcinogenic Risk of Coronary Computed Tomography Angiography.** J Isfahan Med Sch 2021; 39(610): 20-6.

1- Student of Medical Imaging Technology, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Alzahra Hospital, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Ali Chaparian, Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran; Email: ali-chaparian@yahoo.com