DOI: 10.48305/jims.v41.i750.1170

مجله دانشکده پزشکی اصفهان — سال چهل و یکم/شماره‌ی ۷۵۰/هفته‌ی دوم اسفند ۱۴۰۲

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۵ — تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۲۶ — تاریخ چاپ: ۱۴۰۲/۱۲/۱۴

مقایسه‌ی همزمان کیفیت تصویر و ریسک سرطان‌زایی ناشی از تابش در آزمون سی‌تی‌اسکن مغز در اسکنرهای مختلف

نرجس غلامی[۱]، محبوبه کیانی[۲]، علی چاپاریان[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: پارامترهای کیفیت تصویر به دوزتابشی و نوع اسکنر سی‌تی‌اسکن وابسته می‌باشد بنابراین، هدف از انجام این مطالعه، مقایسه‌ی همزمان کیفیت تصویر و ریسک سرطان‌زایی ناشی از تابش در آزمون سی‌تی‌اسکن مغز در اسکنرهای مختلف بود.

روش‌ها: مطالعه‌ی توصیفی- تحلیلی از نوع مقطعی حاضر بر روی ۲۰۰ نفر از بیماران که جهت انجام سی‌تی‌اسکن مغز به بیمارستان‌های کاشانی (دستگاه‌های زیمنس (اسکنر ۱) و کانن (اسکنر ۲))، الزهرا(س) (جنرال الکتریک (اسکنر ۳))، عیسی‌بن‌مریم (نیوسافت (اسکنر ۴)) شهر اصفهان مراجعه کرده بودند، انجام شد. دوز ارگان‌ها و دوز مؤثر بیماران با برنامه محاسباتی Impact dose و ریسک سرطان‌زایی ناشی از تابش REID (Risk of exposure-induced death) توسط برنامه‌ی PCXMC به دست آمد. کیفیت تصاویر توسط پارامترهای نویز، نسبت سیگنال به نویز (SNR) و نسبت کنتراست به نویز (CNR) بررسی شد. برای مقایسه‌ی اسکنرهای مختلف نسبت CNR به REID به عنوان معیار C معرفی شد.

یافته‌ها: میانگین مقادیر REID برای اسکنر ۱ تا ۴ برای مردان به ترتیب ۲/۹۸، ۴/۴۶، ۵/۰۷ و ۴/۶۵ و برای زنان ۳/۲۲، ۶/۱۶، ۶/۵۳ و ۶/۲۶ در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر به دست آمد. میانگین مقادیر CNR برای اسکنر ۱ تا ۴ به ترتیب ۱/۲۴، ۱/۰۵، ۱/۶۶ و ۲/۰۸ به دست آمد. اسکنر ۱ و ۲ به ترتیب دارای بالاترین و کمترین معیار C بودند.

نتیجه‌گیری: دوز تابشی و ریسک ناشی از تابش در آزمون سی‌تی‌اسکن مغز را باید همواره با در نظر گرفتن پارامترهای کیفیت تصویر مورد ارزیابی قرار داد و اسکنری مناسب‌تر می‌باشد که دارای نسبت CNR به REID بالاتری باشد.

واژگان کلیدی: سی‌تی‌اسکن؛ مغز؛ دوز تابشی؛ ریسک سرطان‌زایی؛ کیفیت تصویر

ارجاع: غلامی نرجس، کیانی محبوبه، چاپاریان علی. **مقایسه‌ی همزمان کیفیت تصویر و ریسک سرطان‌زایی ناشی از تابش در آزمون سی‌تی‌اسکن مغز در اسکنرهای مختلف.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۲؛ ۴۱ (۷۵۰): ۱۱۷۶-۱۱۷۰

مقدمه

سی‌تی‌اسکن یا مقطع‌نگاری کامپیوتری به دلیل داشتن مزایایی چون تولید تصاویر سه بعدی با کیفیت بالا، سرعت بالا و در دسترس بودن، یکی ازمدالیته های تصویربرداری است که می‌تواند نقش اساسی در تشخیص دقیق و زودرس بیماری‌ها و به ویژه آسیب‌های مغزی داشته باشد. با این حال، دوز تابشی سی‌تی‌اسکن در مقایسه با رادیوگرافی معمولی به طور قابل توجهی بالاتر است که با افزایش ریسک ابتلا به سرطان مرتبط است. به طوری که متوسط دوز مؤثر سی‌تی‌اسکن سر معادل ۱۵۰ رادیوگرافی قفسه‌ی سینه است (۱). بنابراین باید دوز حاصل اسکن تا حد ممکن کاهش یابد ولی چون با کاهش دوز، کیفیت تصویر کاهش می یابد، باید بین دوز تابشی و کیفیت تصویر تعادل برقرار گردد. برای مقایسه‌ی خطرات ناشی از تابش بین مدالیته‌های مختلف از دوز مؤثر استفاده می‌شود. با توجه به مطالعات انجام شده در زمینه‌ی دوز مؤثر و همچنین، به دلیل عدم قطعیت‌های ذاتی و ساده‌سازی‌های زیاد درگیر در آن نمی‌توانند برای تخمین ریسک ویژه‌ی فردی استفاده شود. بنابراین طبق توصیه‌ی مطالعات،

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فناوری تصویربرداری پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- کارشناسی ارشد فناوری تصویربرداری پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، 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

بهترین کمیت برای ارزیابی میزان آسیب ناشی از تشعشع به بیماران، ریسک سرطان‌زایی می‌باشد که سن و جنسیت بیمار و اندازه‌های متفاوت بدن بیماران را نیز در نظر می‌گیرد (۲، ۳). همچنین به دلیل رابطه‌ی معنی‌داری که بین کیفیت تصویر و دوز تابش وجود دارد بیان مقادیر دوز تابشی و خطر تابش ناشی از انجام این آزمون‌ها باید همراه با اطلاعات کیفیت تصویر باشد (٤). مطالعات کمی بر روی ارزیابی دوز تابشی و ریسک سرطان ناشی از تابش در آزمون‌های سی‌تی‌اسکن مغز پرداخته‌اند. Masjedi و همکاران (۵) در سال ۲۰۲۰ و همچنین، Mahmoudi و همکاران (٦) در سال ۲۰۲۰ به محاسبه‌ی دوز مؤثر و تخمین ریسک سرطان‌زایی در آزمون‌های رایج سی‌تی‌اسکن پرداختند ولی به ارزیابی همزمان دوز تابشی و کیفیت تصویر نپرداخته‌اند. فقط Barca و همکاران (۷) در سال ۲۰۲۱ مطالعه‌ای بر روی فانتوم به منظور ارزیابی جامع کیفیت تصویر ۵ اسکنر (از ۳ سازنده و با مدل‌های مختلف) برای تصویربرداری سی‌تی‌اسکن سر در یک مرکز بیمارستانی انجام دادند.

با توجه به کاستی‌های مطالعات گذشته در زمینه‌ی عدم در نظر گرفتن همزمان ریسک سرطان ناشی از تابش و کیفیت تصویر، ضرورت انجام مطالعه‌ی حاضر تأیید می‌شود. بنابراین هدف از انجام این مطالعه، مقایسه‌ی همزمان کیفیت تصویر و ریسک سرطان‌زایی ناشی از تابش در آزمون سی‌تی‌اسکن مغز در اسکنرهای مختلف می‌باشد.

روش‌ها

این مطالعه‌ی توصیفی- تحلیلی از نوع مقطعی بر روی ۲۰۰ نفر از بیماران بزرگسال که جهت انجام آزمون سی‌تی‌اسکن مغز به بخش سی‌تی‌اسکن بیمارستان‌های کاشانی، عیسی‌بن‌مریم و الزهرا(س) شهر اصفهان از آذرماه ۱٤۰۱ تا آبان‌ماه ۱٤۰۲ مراجعه کردند، انجام شد. کلیه‌ی اسکن‌ها با استفاده از دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن ۱٦ اسلایس شامل دستگاه‌های (SIEMENS-SOMATOM) (اسکنر ۱) و (LIGHTNING AQUILION-CANON) (اسکنر ۲)) بیمارستان کاشانی، (GE-OPTIMACT540) بیمارستان الزهرا(س) (اسکنر ۳)، (NEUSOFT16SLICENEUVISE16) بیمارستان عیسی‌بن‌مریم (اسکنر ٤) انجام شد. بیمارانی که دارای تصاویر ناقص و یا غیرطبیعی بودند به مطالعه وارد نشدند. به منظور محاسبه‌ی دوز ارگان‌های بیماران، اطلاعاتی شامل سن و جنسیت بیماران، پارامترهای اسکن (فاکتور پیچ، ضخامت اسلایس‌ها، زمان چرخش تیوب، ولتاژ و جریان تیوب) (جدول ۱) و شاخص‌های دوز سی‌تی شامل حاصل ضرب دوز در واحد طول DLP (Dose length product) و CTDI$_{vol}$ (volume computed tomography dose index) برای هر یک از بیماران جمع‌آوری و ثبت شد. همچنین، قطر قدامی- خلفی و قطر طرفی بیماران نیز از روی تصاویر توپوگرام مغز بیماران اندازه‌گیری گردید.

محاسبه‌ی دوز ارگان‌ها و دوز مؤثر: جهت محاسبه‌ی دوز ارگان‌ها و دوز مؤثر بیماران از برنامه‌ی محاسباتی Impact dose (version 2.2, vamp GmbH, Erlangen, Germany) استفاده شد که عملکرد آن بر اساس شبیه‌سازی مونت‌کارلو است. دوز مؤثر از جمع وزنی دوز بافت‌ها به دست می‌آید و طبق فرمول زیر محاسبه می‌گردد:

$$E = \sum W_T H_T \qquad (۱)$$

H_T دوز معادل هر بافت و w_T فاکتور وزنی ارگان‌ها (بیانگر حساسیت بافت نسبت به پرتو) می‌باشد. برای محاسبه‌ی دوز مؤثر از فاکتورهای وزنی بافتی که توسط گزارش ۱۰۳ کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژی (International Commission on Radiological Protection) ICRP (۸) منتشر شده استفاده شد. دقت محاسبه‌ی دوز ارگان‌ها توسط برنامه‌ی ImpactDose در تحقیقات قبلی اعتبارسنجی و تأیید شده است (۹، ۱۰).

تخمین ریسک سرطان: جهت به دست آوردن ریسک سرطان کشنده‌ی ناشی از تابش (Risk of exposure-induced cancer death) REID، از برنامه‌ی محاسباتی PCXMC (version 2.0, STUK, Helsinki, Finland) استفاده گردید. این ارزیابی ریسک با توجه به مدل‌های ریسک سرطان وابسته به سن و جنس، طبق گزارش هفتم کمیته‌ی اثرات بیولوژیکی پرتوهای یونیزان (BEIR VII) (۱۱) برای هر بیمار انجام شد. دوز ارگان‌های محاسبه شده توسط ImpactDose، به‌عنوان فایل ورودی در این برنامه وارد شدند و در نهایت با در نظر گرفتن سن و جنسیت بیماران، REID برای هر بیمار برآورد گردید. توضیحات بیشتر در مورد نحوه‌ی عملکرد برنامه‌ی PCXMC در تحقیقات موجود است (۱۲).

ارزیابی کیفیت تصویر: کیفیت تصاویر در این مطالعه با محاسبه و بررسی پارامترهای نویز تصویر، نسبت سیگنال به نویز (SNR (Signal to noise ratio و نسبت کنتراست به نویز (CNR (Contrast to noise ratio ارزیابی شد. روند این ارزیابی به این گونه بود که چهار ROI (Region of interest) با اندازه‌ی یکسان در محل‌های تالاموس چپ و راست در سطح هسته‌های قاعده‌ای مغز در ماده‌ی خاکستری مغز (ROI_1، ROI_2) و Centrum semiovale چپ و راست در ماده‌ی سفید مغز (ROI_3، ROI_4) قرار داده شد و مقادیر میانگین و انحراف استاندارد اعداد سی‌تی در هر ناحیه اندازه‌گیری شد. در واقع نویز با استفاده از انحراف استاندارد (SD) در همان ROI اندازه‌گیری شد و سپس با استفاده از این مقادیر، SNR و CNR توسط فرمول‌های زیر محاسبه شدند:

جدول ۱. مشخصات و مقادیر پارامترهای اسکن برای هر یک از اسکنرها

اسکنر	ولتاژ تیوب (kVp)	جریان تیوب (mA)	زمان چرخش گانتری (s)	فاکتور پیچ	ضخامت برش
۱	۱۳۰	۱۵۰	۰/۶	۱	۴/۸
۲	۱۲۰	۱۵۰	۰/۷۵	۱	۴
۳	۱۴۰	۲۷۰	۱	۱/۳۷	۵
۴	۱۲۰	۲۵۰	۱	۰/۶	۳

$$SNR = \frac{Mean\ HU}{SD} \quad (۲)$$

$$CNR = \frac{MeanHU_{\text{ماده سفید مغز}} - MeanHU_{\text{ماده خاکستری مغز}}}{\sqrt{\left[\left(SD_{\text{ماده خاکستری مغز}}\right)^2 + \left(SD_{\text{ماده سفید مغز}}\right)^2\right]}} \quad (۳)$$

به طور کلی می‌توان استنباط نمود که دستگاه سی‌تی‌اسکنی مناسب‌تر می باشد که دارای کم‌ترین دوز تابشی را ایجاد نماید و از لحاظ پارامترهای کیفیت تصویر نیز مطلوب باشد. از آن‌جا که CNR معیار کامل‌تری برای ارزیابی کیفیت تصویر نسبت به پارامترهای دیگر یعنی نویز و نسبت سیگنال به نویز می باشد و از طرفی REID نیز معیار کامل‌تری برای ارزیابی دوز تابشی نسبت به پارامترهای دیگر مانند دوز مؤثر و DLP می‌باشد؛ بنابراین برای شناسایی بهترین دستگاه در این مطالعه نسبت CNR به REID به عنوان معیار C معرفی شد.

متغیرهای پیوسته به صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شدند. برای انجام تجزیه و تحلیل آماری از برنامه‌ی اکسل و نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۸ (version 28, IBM Corporation, Armonk, NY) استفاده شد. جهت ارزیابی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Kolmogorov-Smirnov و در صورت تأیید نرمال بودن توزیع داده‌ها برای مقایسه‌ی میانگین بین گروه‌ها از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه (One-way ANOVA) و در صورت نرمال نبودن از آزمون Kruskal-Wallis استفاده شد. مقدار P < ۰/۰۵ از نظر آماری معنی‌دار در نظر گرفته شد.

این مطالعه تحت حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با کد اخلاق IR.MUI.MED.REC.1401.328 انجام شد.

یافته‌ها

مشخصات بیماران: از مجموع ۲۰۰ بیمار شرکت‌کننده در این مطالعه، ۱۱۱ بیمار (۵۵/۵ درصد) مرد و ۸۹ بیمار (٤٤/۵ درصد) زن بودند. میانگین سنی بیماران مراجعه‌کننده به اسکنرهای ۱ تا ٤ به ترتیب ۲۰/۳۹ ± ۵۲، ۲۱/۷٤ ± ۵۱/۵۲، ۲۰/۱٦ ± ٥٤/۰۸ و ۱۷/۹٦ ± ۵۹/۲٦ سال به دست آمد. میانگین و انحراف معیار شاخص‌های دوز در سی‌تی‌اسکن ($CTDI_{vol}$ و DLP) و همچنین، دوز مؤثر به تفکیک برای هر یک از اسکنرها در جدول ۲ خلاصه شده است.

نتایج مربوط به مقادیر REID بیماران: مقادیر REID به ازای هر ۱۰۰۰۰۰ بیمار مواجهه یافته با تشعشع بر اساس جنسیت در سی‌تی اسکنرهای مختلف بیمارستان‌های کاشانی، الزهرا(س) و عیسی‌بن‌مریم شهر اصفهان در جدول ۳ نشان داده شده است. تفاوت بین مقادیر REID در اسکنرهای مختلف به صورت کلی معنی‌دار بود (P < ۰/۰۰۱). اما مقادیر REID زنان بین اسکنر ۲ و ٤ (P = ۰/۷٦۹)، اسکنر ۲ و ۳ (P = ۰/٦۸۲)، اسکنر ۳ و ٤ (P = ۰/۸۹٤) معنی‌دار نبود. همچنین، REID برای مردان اسکنر ۲ و ۳ (P = ۰/۲۷۵)، اسکنر ۳ و ٤ (P = ۰/۳۰۸) و بین اسکنر ۲ و ٤ (P = ۰/۹۸٤)، معنی‌دار نبود. به طور کلی مقادیر REID برای اسکنر ۱ نسبت به سایر اسکنرها پایین‌تر بود (P < ۰/۰۵).

نتایج مربوط به ارزیابی کیفیت تصویر: SNR ماده‌ی خاکستری، SNR ماده‌ی سفید، CNR و نویز برای اسکنرهای مختلف در جدول ٤ آورده شده است. تفاوت بین مقادیر پارامترهای کیفیت تصویر در اسکنرهای مختلف به صورت کلی معنی‌دار بود (P < ۰/۰۰۱) ولیکن نویز بین اسکنر ۱ و ۳ معنی‌دار نبود (P = ۰/۱۲۵).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد شاخص‌های دوز سی‌تی‌اسکن و دوز مؤثر بیماران بر اساس نوع اسکنر

اسکنر	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	دوز مؤثر (mSv)		
			مردان	زنان	کل
۱	۳۳/۲۴ ± ۱/۸۶	۵۶/۲۱ ± ۵۲۴/۲۵	۰/۰۵ ± ۰/۸۷	۰/۰۵ ± ۰/۸۷	۰/۰۵ ± ۰/۸۷
۲	۳۲/۵۸ ± ۲/۰۱	۱۴۷/۸۳ ± ۵۸۱/۳۴	۰/۲۴ ± ۱/۳۱	۰/۲۱ ± ۱/۵۸	۰/۲۶ ± ۱/۳۸
۳	۳۹/۸۸ ± ۲/۹۸	۸۴/۵۴ ± ۷۰۱/۷۲	۰/۱۰ ±۱ /۵۵	۰/۱۱ ± ۱/۶۵	۰/۱۱ ± ۱/۶۱
۴	۳۸/۴۹ ± ۰/۰۱	۳۴/۵۶ ± ۷۴۳/۷۱	۰/۰۱ ± ۱/۵۴	۰/۰۱ ± ۱/۶۷	۰/۰۶ ± ۱/۶۱
P	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱

جدول۳. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر ریسک سرطان در هر ۱۰۰۰۰۰ بیمار در معرض اشعه در اسکنرها با سطح اطمینان ۹۵ درصد

نوع اسکنر	مقادیر ریسک مرگ‌ومیر ناشی از تشعشع (در هر صد هزار نفر)		
	کل بیماران	مردان	خانم‌ها
۱	۳/۰۶ ± ۱/۰۲	۲/۹۸ ± ۹/۳۵	۳/۲۲ ± ۱/۲۰
۲	۴/۹۳ ± ۱/۹۸	۴/۴۶ ± ۱/۴۳	۶/۱۶ ± ۲/۶۴
۳	۶/۰۱ ± ۲/۳۵	۵/۰۷ ± ۱/۶۰	۶/۵۳ ± ۲/۵۶
۴	۵/۵۲ ± ۲/۱۱	۴/۶۵ ± ۱/۹۰	۶/۲۶ ± ۲/۰۳
P	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱

همچنین، مقدار CNR بین اسکنر ۱ و ۲ معنی‌دار نبود (۰/۳۷ = P). مقدار SNR ماده سفید بین اسکنر ۱ و ٤ نیز معنی‌دار نبود (۰/۹۹۹ = P). همچنین، SNR ماده‌ی خاکستری بین اسکنر ۱ و ٤ معنی‌دار نبود (۰/۹۱٦ = P).

در جدول ۵ مقادیر معیار C برای اسکنرهای مختلف نشان داده شده است. طبق این جدول، اسکنر ۱ و ۲ به ترتیب دارای بالاترین و کمترین معیار C یا نسبت بهره‌وری بودند.

بحث

بیشترین درخواست آزمون‌های سی‌تی‌اسکن مربوط به مغز می‌باشد و آگاهی پزشکان و تکنولوژیست‌های رادیولوژی از مقدار دوز تابشی و ریسک سرطان ناشی از این آزمون‌ها کمک ویژه‌ای در کاهش تعداد آزمون‌های درخواستی غیرضروری و همچنین، حفاظت در برابر اشعه می‌کند (۱۸). از آنجا که کیفیت تصویر و دوز تابشی و ریسک سرطان ناشی از آن به هم وابسته هستند این اولین مطالعه‌ای بود که در آن کیفیت تصویر و ریسک سرطان مرتبط با آزمون سی‌تی‌اسکن مغز به طور همزمان در اسکنرهای مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت و جهت نشان دادن بهره‌وری اسکنرهای مختلف نسبت CNR به REID به عنوان معیار C معرفی و برای دستگاه‌های مختلف بدست آمد.

در این مطالعه دوز ارگان‌ها و دوز مؤثر بیماران توسط برنامه‌ی ImpactDose محاسبه شد. در تمام اسکنرهای مورد مطالعه، دوزهای مؤثر محاسبه شده برای سی‌تی‌اسکن مغز کمتر از چندین مطالعه مشابه بود. میانگین دوزهای مؤثر به دست آمده برای اسکنر ۱ تا ٤ به ترتیب ۰/۸۷، ۱/۳۸، ۱/٦۱ و ۱/٦۱ میلی‌سیورت به دست آمدکه در این میان اسکنر ۳ و ٤ بالاترین مقدار میانگین دوز مؤثر را داشت. مقدار دوز مؤثر در مطالعه‌ی Curran و همکاران، ۲/۲۵ میلی سیورت بود که این مقدار بیشتر از مطالعه‌ی حاضر به دست آمد (۱٤).

همچنین، در مطالعه‌ی Moradi و همکاران، میانگین دوز مؤثر برای خانم‌ها ۱ و برای آقایان ۱/۰۸ به دست آمد (۱۵). در مطالعه‌ای که خرمیان و همکاران، برای آزمون سی‌تی‌اسکن مغز انجام دادند، دوز مؤثر برابر با ۰/۸۲، ۰/۷۱، ۰/٤٦، ۱/۳۱ میلی‌سیورت به ترتیب برای اسکنرهای ٤، ٦، ۱٦ و ٦٤ اسلایس بدست آوردند (۱٦). البته اسکنرهای مورد تحقیق در آن مطالعه، مدل‌های مختلف زیمنس بودند که مقدار بدست آمده برای دستگاه ۱٦ اسلایس کمتر از مقدار بدست آمده در مطالعه‌ی ما برای دستگاه زیمنس بود.

در مطالعه‌ی Masjedi و همکاران، مقدار دوز مؤثر برای آزمون سی‌تی‌اسکن مغز برای دستگاه‌های زیمنس و فیلیپس در مراکز مختلف به طور متوسط مقدار ۱/۰۵ میلی‌سیورت بدست آمده بود (۵). تفاوت در مقادیر بدست آمده در مطالعه‌ی حاضر و مطالعات دیگران می‌تواند به دلیل تفاوت در پارامترهای اسکن (kVp، mA، زمان چرخش، فاکتور پیچ، ضخامت برش)، نوع اسکنر، تعداد ردیف‌های آشکارساز، استفاده از تکنیک‌های کاهش دوز، همچنین، تفاوت در روش‌های محاسبه‌ی دوز مؤثر باشد. در مطالعه‌ی حاضر، میانگین مقادیر REID برای اسکنر ۱ تا ٤ برای مردان به ترتیب ۲/۹۸، ٤/٤٦، ۵/۰۷ و ٤/٦۵ و برای زنان ۳/۲۲، ٦/۱٦، ٦/۵۳ و ٦/۲٦ در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر به دست آمد.

جدول ٤. میانگین و انحراف معیار پارامترهای کیفیت تصویر در اسکنرهای مختلف

پارامترهای کیفیت تصویر	نوع اسکنر				P
	۱	۲	۳	٤	
نویز	۰/۴۳ ± ۳/۳۲	۰/۶۸ ± ۶/۱۷	۰/۵۸ ± ۳/۵۶	۰/۴۱ ± ۲/۵۸	<۰/۰۰۱
نسبت کنتراست به نویز	۰/۶۵ ± ۱/۲۴	۰/۲۸ ± ۱/۰۵	۰/۴۱ ± ۱/۶۶	۰/۵۳ ± ۲/۰۸	<۰/۰۰۱
نسبت سیگنال به نویز ماده سفید	۱/۸۸ ± ۱۰/۲۵	۰/۶۶ ± ۳/۹۲	۱/۵۳ ± ۷/۲۶	۲/۴۵ ± ۱۰/۰۹	<۰/۰۰۱
نسبت سیگنال به نویز ماده خاکستری	۱/۶۰ ± ۱۱/۵۷	۰/۷۹ ± ۴/۸۱	۱/۹۵ ± ۸/۸۵	۲/۳۹ ± ۱۱/۹۷	<۰/۰۰۱

جدول ۵. نسبت CNR به REID به عنوان معیار C برای اسکنرهای مختلف

نوع اسکنر	CNR	ریسک سرطان (در هر صدهزار بیمار)	معیار C	P
۱	۱/۲۴	۳/۰۶	۴۰۵۲۳	<۰/۰۰۱
۲	۱/۰۵	۴/۹۳	۲۱۲۹۸	<۰/۰۰۱
۳	۱/۶۶	۶/۰۱	۲۷۶۲۱	<۰/۰۰۱
۴	۲/۰۸	۵/۵۲	۳۷۶۸۱	<۰/۰۰۱

طبق نتایج به دست آمده از مطالعه‌ی Mahmoudi و همکاران در مورد ارزیابی خطر سرطان ناشی از قرار گرفتن در معرض اشعه از سی‌تی اسکن معمولی سر، مقادیر REID برای همه‌ی سرطان‌های جامد در زنان ۸/۸۸ و برای مردان ٦/٧٦ به ازای هر ۱۰۰۰۰۰ نفر بود که با مقدار ریسک به دست آمده در مطالعه‌ی ما متفاوت است به دلیل اینکه ایشان بررسی خود را بر روی بیماران کودک داده بودند در حالی که مطالعه‌ی ما بر روی بالغین بود (٦).

در مطالعه‌ی حاضر، مقدار ریسک سرطان ناشی از تابش با افزایش سن، کاهش می‌یافت و در زنان بیشتر از مردان بود که این نتیجه در مطالعات دیگر (٤-٦، ۱۷) نیز تأیید شده بود. این مسأله به این دلیل است که حساسیت ارگان‌ها نسبت به تابش، با افزایش سن بیماران کاهش می‌یابد و بنابراین مقادیر REID نیز در هر دو جنس زن و مرد کاهش می‌یابد. همچنین، دلیل اینکه زنان نسبت به مردان مقادیر REID بیشتری دارند، می‌تواند به این علت باشد که ارگان‌هایی مثل پستان، در زنان به تابش حساس‌تر هستند.

دوز تشعشع با کیفیت تصویر CT بالاتر به دلیل استفاده از ولتاژ و یا جریان الکتریکی بالاتر افزایش می‌یابد. معیارهای کیفیت تصویر CT مانند SNR، CNR و نویز در سی‌تی‌اسکنرهای مختلف در این مطالعه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند و تفاوت معنی‌داری را نشان دادند. در هیچ مطالعه‌ای به طور همزمان ریسک سرطان ناشی از تابش و همچنین، پارامترهای کیفیت تصویر برای سی‌تی‌اسکن مغز بالغین انجام نشده بود. با این‌حال، در مطالعه‌ی Khoramian و همکاران، دوز مؤثر و کیفیت تصویر برای سی‌تی اسکن سر و گردن انجام شده بود که در آن مطالعه، ریسک سرطان ناشی از تابش بدست نیامده و از پارامتر متفاوتی برای ارزیابی کیفیت تصویر استفاده شده بود (١٦). همچنین، در مطالعه‌ی Kiani و Chaparian همزمان ریسک سرطان ناشی از تابش و همچنین، پارامترهای کیفیت تصویر برای سی‌تی‌اسکن مغز برای کودکان در یک نوع اسکنر بدست آمده بود (٤).

با مقایسه‌ی نتایج ریسک سرطان ناشی از تابش و همچنین، پارامترهای کیفیت تصویر بدست آمده برای اسکنرهای مختلف می‌توان نتیجه گرفت که اولاً دوز تابشی و ریسک ناشی از تابش را باید همواره با در نظر گرفتن پارامترهای کیفیت تصویر مورد ارزیابی قرار داد و دوماً دستگاه سی‌تی‌اسکنی مناسب‌تر می‌باشد که دارای کمترین دوز تابشی و یا به عبارتی کمترین ریسک ناشی از تابش را ایجاد نماید و از لحاظ پارامترهای کیفیت تصویر نیز بالاترین نسبت کنتراست به نویز را ایجاد نماید. از طرفی با بررسی نتایج این مطالعه می‌توان دید که چنین دستگاه ایده‌آلی وجود ندارد بنابراین، برای شناسایی بهترین دستگاه در این مطالعه نسبت CNR به REID را برای مقایسه‌ی اسکنرهای مختلف در جدول ۵ به عنوان معیار C معرفی شد، بدین ترتیب که اسکنری که دارای معیار C بیشتری باشد دارای بهره‌وری بالاتری می‌باشد. طبق این جدول، اسکنر ۱ و ۲ به ترتیب دارای بالاترین و کمترین بهره‌وری بودند. معیار مشابهی در مطالعه‌ی Choopani و Chaparian جهت مقایسه‌ی سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال به کار رفته بود (۱۸).

یکی از محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر، این بود که استفاده از اطلاعات دیگر مراکز سی‌تی‌اسکن امکان‌پذیر نبود زیرا گزارش معیارهای دوز که به طور معمول باید همراه با تصاویر بیماران در سیستم PACS ذخیره گردد در این مراکز ذخیره نشده بود. محدودیت دیگر مطالعه‌ی حاضر، تفاوت در شرایط اسکن در اسکنرهای مختلف بود که به دلیل محدودیت‌های خود اسکنر و یا تفاوت در پروتکل‌های هر مرکز بود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که ریسک سرطان ناشی از تابش وابسته به سن و جنسیت بیماران می‌باشد. همچنین، کیفیت تصویر تحت تأثیر پارامترهای دوز می‌باشد. با استفاده از نتایج این مطالعه، پزشکان در هنگام درخواست آزمون سی‌تی اسکن مغز، در کنار مزایای استفاده از این آزمون در تشخیص بیماری‌ها، از خطرات احتمالی و ریسک سرطان ناشی از تابش در این آزمون‌ها آگاه خواهند شد و از انجام درخواست‌های بی‌مورد اجتناب خواهند نمود. همچنین، رادیوتکنولوژیست‌ها با استفاده از نتایج این مطالعه می‌توانند در جهت بهینه‌سازی پارامترهای اسکن، تلاش نموده و با حفظ کیفیت تصویر، میزان دوز را کاهش دهند و همچنین، در هنگام خرید اسکنرهای جدید علاوه بر دوز تابشی، معیارهای کیفیت تصویر را نیز مورد توجه قرار دهند.

تشکر و قدردانی

این مطالعه تحت حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با شماره طرح مصوب با کد ۳۴۰۱۵۱۱ انجام شد. بدین‌وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به علت حمایت مالی و اعتباری این طرح تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

1. Balonov M, Shrimpton P. Effective dose and risks from medical x-ray procedures. Ann ICRP 2012; 41(3-4): 129-41.
2. Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? Br J Radiol 2007; 80(956): 639-47.
3. McCollough CH, Christner JA, Kofler JM. How effective is effective dose as a predictor of radiation risk? AJR Am J Roentgenol 2010; 194(4): 890-6.
4. Kiani M, Chaparian A. Evaluation of image quality, organ doses, effective dose, and cancer risk from pediatric brain CT scans. Eur J Radiol 2023; 158: 110657.
5. Masjedi H, Omidi R, Zamani H, Perota G, Zare MH. Radiation dose and risk of exposure-induced death associated with common computed tomography procedures in Yazd Province. Eur J Radiol 2020; 126: 108932.
6. Mahmoudi G, Bahrami A, Rostampour N, Maskani R, Joukar F, Hosseinzadeh A. Evaluation of cancer risk induced by radiation exposure from normal head CT scans. Front Biomed Technol 2023; 10(3): 259-67.
7. Barca P, Paolicchi F, Aringhieri G, Palmas F, Marfisi D, Fantacci ME, et al. A comprehensive assessment of physical image quality of five different scanners for head CT imaging as clinically used at a single hospital centre-A phantom study. PLoS One 2021; 16(1): e0245374.
8. Streffer C, International Commission on Radiation Protection. The ICRP 2007 recommendations. Radiat Prot Dosimetry 2007; 127(1-4): 2-7.
9. 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(6Part1): 2985-96.
10. 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.
11. National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. Washington, DC: National Academies Press; 2006.
12. Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki, Finland: STUK; 2008.
13. Chaparian A, Shoushtarian J, Sadeghi Z, Soosani S, Sabagh M, Askarieh E. Evaluating the justification of computed tomography (CT) scan requests to reduce the risk of radiation-induced cancers [in Persian]. J Isfahan Med Sch 2018; 36(477): 433-8.
14. Curran TI, Maher M, McLaughlin P, Coffey F, O'Neill S. Analysis of effective dose at computed tomography in a modern 64 slice multidetector CT system in an Irish Tertiary Care Centre with local and international reference standards. medRxiv 2020: 2020-04.
15. Moradi H, Chehre H, Ghaderi B, Saghatchi F, Najafi M, Karami P, et al. Evaluating the necessity and radiation risk of brain CT scans requested by the trauma emergency department. J Biomed Phys Eng 2023; 13(6): 515-22.
16. Khoramian D, Sistani S, Abedi Firouzjah R. Assessment and comparison of radiation dose and image quality in multi-detector CT scanners in non-contrast head and neck examinations. Pol J Radiol 2019; 84: e61-7.
17. 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.
18. Choopani MR, Chaparian A. Introduction of a new parameter for evaluation of digital radiography system performance. J Med Signals Sens 2020; 10(3): 196-200.

DOI: *10.48305/jims.v41.i750.1170*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 41, No. 750, 2nd Week, March 2024**

Received: 05.01.2024 Accepted: 15.02.2024 Published: 04.03.2024

Simultaneous Comparison of Image Quality and Radiation-Induced Cancer Risk in Brain CT Scans among Different Scanners

Narjes Gholami[1], Mahboobe Kiani[2], Ali Chaparian[3]

Original Article

Abstract

Background: The parameters of image quality depend on the radiation dose and the CT scanner type. This study aimed to simultaneously compare the image quality and the risk of carcinogenesis caused by radiation in the CT scan of the brain in different scanners.

Methods: The present descriptive-analytical cross-sectional study was conducted on 200 patients who had been referred to hospitals of Isfahan city including Kashani (Siemens (scanner 1) and Canon (scanner 2)), Al-Zahra (General Electric (scanner 3)), Isa bin Maryam (Neusoft (Scanner 4)) for brain CT scan. Organ doses and effective doses of patients were obtained with a calculating program, Impact dose, and risk of exposure-induced death (REID) values estimated by the PCXMC program. The image quality was evaluated by examining the parameters of image noise, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR). To compare different scanners, the CNR to REID ratio was introduced as the C criterion.

Findings: The average values of REID for scanners 1 to 4 were obtained at 2.98, 4.46, 5.07, and 4.65 per 100,000 men and 3.22, 6.16, 6.53, and 6.26 per 100,000 women, respectively. The average CNR values for scanners 1 to 4 were 1.24, 1.05, 1.66 and 2.08, respectively. Scanners 1 and 2 had the highest and lowest C criteria, respectively.

Conclusion: The results of this study showed that the radiation dose and the risk caused by radiation in the brain CT scan test should always be evaluated considering the image quality parameters, and a scanner with a higher CNR to REID ratio is more suitable.

Keywords: CT Scan; Brain; Radiation dosage; Carcinogenesis; Image quality

Citation: Gholami N, Kiani M, Chaparian A. **Simultaneous Comparison of Image Quality and Radiation-Induced Cancer Risk in Brain CT Scans among Different Scanners.** J Isfahan Med Sch 2024; 41(750): 1170-6.

1- MSc Student of Medical Imaging, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- MSc of Medical Imaging, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, 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