

برآورد دوز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو و دوز موثر بیماران در سی‌تی‌اسکن اسپیرال شکم و لگن با نرم‌افزار ImPACT CT Patient Dosimetry

چکیده

دریافت: ۱۳۹۵/۱۰/۲۹ ویرایش: ۱۳۹۶/۰۲/۲۱ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۲/۳۰ آنلاین: ۱۳۹۶/۰۲/۳۱

زمینه و هدف: در ناحیه شکم و لگن به دلیل بودن ارگان‌های حساس به پرتو و افزایش تعداد درخواست‌های آزمون‌های سی‌تی‌اسکن، نگرانی‌ها نسبت به افزایش دوز بیماران به شدت افزایش یافته است. از این‌رو هدف از این مطالعه تعیین دوز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو و دوز موثر بیماران در سی‌تی‌اسکن شکم و لگن با استفاده از نرم‌افزار ImPACT CT Patient Dosimetry بود.

روش بررسی: این مطالعه توصیفی-مقطعی، از آبان تا اسفند سال ۱۳۹۴ در بیمارستان امام رضا (ع) ارومیه انجام شد. داده‌های دموگرافی و دوزیمتری ۱۰۰ بیمار اسکن شده با سی‌تی‌اسکن ۶ اسلایسی، از طریق فرم‌های جمع‌آوری داده‌ها، گردآوری شدند. برای تعیین دوز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو و در نهایت دوز موثر بیماران، نرم‌افزار محاسباتی ImPACT CT Patients Dosimetry Calculator (version 1.0.4, Imaging Performance Assessment on Computed Tomography, www.impactscan.org) مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که میانگین و انحراف‌معیار دوز بیماران در اسکن سی‌تی‌اسکن و لگن برابر با $4/927 \pm 0/164$ میلی‌سیورت (mSv) بود. مثانه در هر دو جنس بالاترین میانگین دوز ارگان را داشت که میانگین و انحراف‌معیار آن در مردان $64/71 \pm 17/15$ میلی‌گری و در زنان $77/56 \pm 18/48$ میلی‌گری بود ($P < 0/001$).

نتیجه‌گیری: مقادیر دوز موثر این آزمون در محدوده مقادیر گزارش شده از مطالعات پیشین و توصیه‌های International Commission on Radiological Protection (ICRP) است. با این حال، دوز پرتوی در اسکن سی‌تی‌اسکن هنوز بیشترین سهم را در تصویربرداری پزشکی دارد. بر اساس اصل As low as reasonably achievable (ALARA) تصویربرداری پزشکی می‌شود که پارامترهای اسکن، به‌ویژه میلی‌آمپر ثانیه (mAs)، طوری انتخاب شوند که دوز بیمار حداقل و کیفیت تصویر حداکثر باشد. همچنین از سایر روش‌های تصویربرداری به‌عنوان جایگزین سی‌تی‌اسکن استفاده شود.

کلمات کلیدی: مطالعات مقطعی، توموگرافی کامپیوتری، دوز پرتوی.

ایوب امیرنیا^۱
پریناز محنتی^۲
نصراله جباری^{۳*}

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران.
۲- مرکز تحقیقات ایمنولوژی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران.
۳- مرکز تحقیقات سالیب، تومور، گروه تصویربرداری پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران.

* نویسنده مسئول: ارومیه، جاده نازلو، گروه تصویربرداری پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه.

تلفن: ۰۴۴-۳۲۷۵۲۲۹۸
E-mail: njabbarimp@gmail.com

مقدمه

(Computed tomography) برای تصویربرداری پزشکی در سال ۱۹۷۲ این مدالیته تصویربرداری هم از لحاظ تکنیکی و هم از لحاظ کاربرد کلینیکی به‌طور سریعی پیشرفت نموده است.^۱ به‌طوری‌که امروزه از این روش تصویربرداری در بیشتر تخصص‌های پزشکی به‌ویژه در آزمون‌های مربوط به بیماری‌های نورولوژیکی و آنکولوژیکی به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شود.^۲ اسکنرهای مولتی

استفاده از روش‌های تصویربرداری در پزشکی به‌طور چشمگیری در چند دهه‌ی اخیر افزایش یافته است، کسب داده‌های آناتومیکی و فیزیولوژیکی از ناحیه‌ی مورد نظر بیماران کمک فراوانی به تشخیص بیماری‌ها می‌کند.^۳ از زمان معرفی توموگرافی کامپیوتری

(۱۰-۲۰ mSv) و یک سی‌تی‌اسکن شکم و لگن چند فازی از بالاترین دوز موثر میانه (۳۱ mSv) با دامنه بین چارکی (۲۱-۴۳ mSv) برخوردار است. آن‌ها دریافتند که دوز میانه یک سی‌تی‌اسکن روتین شکم و لگن ۶۶٪ و دوز میانه اسکن چند فازی شکم و لگن چهار برابر بیشتر از مقادیر گزارش شده است.^{۱۲}

با توجه به این‌که آزمون‌های سی‌تی‌اسکن شکم و لگن، یکی از متداولترین آزمون‌های مورد استفاده در سراسر دنیا می‌باشند و از طرفی پروتکل‌های تصویربرداری در این ناحیه ممکن است از نوع مداخله‌ای و به‌صورت سه یا چهار فازی باشند که دوز موثر بالایی را برای بیمار تحمیل می‌کنند،^{۱۳} بنابراین کاهش دوز پرتوی ناشی از اسکن‌ها سی‌تی به‌ویژه در تصویربرداری از ناحیه شکم و لگن یکی از موضوعات مهم و مورد توجه می‌باشد.

علاوه بر این، در اسکن سی‌تی شکم و لگن به دلیل تابش‌گیری ارگان‌های حساس به پرتو مانند کولون، تخمدان و غیره و همچنین با توجه به مجاورت این اسکن‌ها با ارگان‌هایی همچون بیضه‌ها و پستان‌ها، احتمال القاء سرطان ناشی از پرتوگیری این نوع آزمون می‌تواند افزایش یابد. گزارش شده که ۲٪ از سرطان‌های کنونی در ایالات متحده آمریکا ناشی از آزمون‌های سی‌تی‌اسکن سال‌های پیش می‌باشد.^{۱۴} با توجه به فراوانی بالای آزمون‌های سی‌تی‌اسکن شکم و لگن و حضور ارگان‌های حساس به پرتو در این ناحیه تا به‌حال مطالعه‌ای با هدف محاسبه‌ی میزان دوز ارگان‌های حساس به پرتو در ناحیه‌ی شکم و لگن و تعیین دوز موثر بیماران در ایران انجام نگرفته است.

بنابراین هدف از این مطالعه تعیین دوز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو در ناحیه شکم و لگن و تعیین دوز موثر بیماران ناشی از اسکن‌های سی‌تی شکم و لگن و عوامل مرتبط با آن با استفاده از نرم‌افزار محاسباتی *ImpACT CT Patients Dosimetry Calculator* (version 1.0.4, Imaging Performance Assessment on Computed Tomography, www.impactscan.org) بود.

روش بررسی

این مطالعه توصیفی-مقطعی، از آبان تا اسفند سال ۱۳۹۴ بر روی داده‌های مربوط به بیماران اسکن شده با Siemens Somatom 6-slice

اسلایس به‌دلیل دقت بالا، سرعت بالا، نمایش بهتر جزئیات، زمان کم تصویربرداری و نیز امکان بازسازی تصاویر در چندین بُعد، نقش مهمی را در تشخیص بیماری‌ها ایفا می‌کنند.^۵ گزارش شده که تعداد کلی آزمون‌های سی‌تی‌اسکن (CT scan) در ایالات متحده از حدود سه میلیون در سال ۱۹۸۰ به ۷۰ میلیون در سال ۲۰۰۷ افزایش یافته است.^۶ این در حالی است که مشخص شده در روش تصویربرداری سی‌تی‌اسکن پرتوگیری بیمار نسبت به رادیولوژی معمولی بسیار زیاد است. به‌طور مثال در یک سی‌تی‌اسکن از قفسه‌ی سینه، دوز پرتوی ۱۰۰ برابر بیشتر از رادیوگرافی روتین روبه‌رو و لترال قفسه‌ی سینه می‌باشد.^{۸،۷}

با افزایش استفاده از روش تصویربرداری سی‌تی‌اسکن، نگرانی‌ها نسبت به پرتوگیری ناشی از این روش تشخیصی بیشتر شده است. به‌طوری که توموگرافی کامپیوتری (CT) به‌عنوان بزرگترین منبع پرتوگیری بیماران در نظر گرفته می‌شود. تخمین زده می‌شود که از میان تمامی آزمون‌های رادیولوژیکی تنها حدود ۱۱٪ آن‌ها به آزمون‌های سی‌تی‌اسکن اختصاص می‌یابد. این در حالی است که بر اساس گزارشات تقریباً ۷۰٪ پرتوگیری‌های پزشکی ناشی از آزمون‌های سی‌تی‌اسکن می‌باشد.^{۹،۱۰} سازمان ملی حفاظت پرتوی *National Council on Radiation Protection (NCRP)* بر این حقیقت تاکید می‌کند که متوسط تابش‌گیری عموم جامعه در ایالات متحده آمریکا از ۳/۶ میلی‌سیورت (mSv) در دهه ۱۹۸۰ به ۶/۲ در سال ۲۰۰۶ افزایش یافته است. این در حالی است که میزان تابش‌گیری زمینه‌ای در این دوره زمانی ثابت باقی‌مانده ولی پرتوگیری ناشی از روش‌های تصویربرداری، به‌ویژه سی‌تی‌اسکن به‌طور قابل توجهی افزایش یافته است. این نوع گزارشات تلاش‌هایی را جهت بهینه‌سازی و کاهش پرتوگیری در اسکن‌های سی‌تی به همراه داشته است.^{۱۱}

از طرفی مشخص شده که تغییرات زیاد و چشمگیری در دوز پرتوی متداولترین آزمون‌های سی‌تی تشخیصی، نسبت به مقادیری که به‌صورت کلی گزارش می‌شوند وجود دارد. برای مثال، در آمریکا میانه دوز موثر برای یک آزمون شکم و لگن ۸-۱۰ mSv گزارش شده است. این در حالی است که مطالعه *Smith-Bindman* نشان داد که یک سی‌تی‌اسکن روتین از ناحیه شکم و لگن بدون استفاده از ماده کنتراست از پایین‌ترین دوز موثر میانه (۱۵ mSv) با دامنه بین چارکی

نرم‌افزار از یک فانٹوم ریاضی Anthropomorphic برای محاسبه‌ی دوز اندام‌ها استفاده می‌کند.^{۱۵} اندام‌های حساس به پرتو در ناحیه‌ی شکم و لگن که در این مطالعه منظور شده‌اند شامل: کولون، معده، کبد، مثانه، رحم، تخمدان (در زنان)، پروستات (در مردان) بود. برای محاسبه دوز موثر از فاکتورهای وزنی مربوط به ICRP 103 استفاده شده است. در این تحقیق اندازه ناحیه مورد آزمون (سی‌تی‌اسکن شکم و لگن) مطابق با آنچه که در اسکنر سی‌تی انتخاب شده بود در نظر گرفته شد. دوز اندام‌ها در یک فانٹوم استاندارد ۷۰ kg در اسکن شکم و لگن از رابطه ۱ به‌دست آمد.

$$Dorgan(70) = D_{normalized-organ(70)} \times CTDI_{vol} - 1$$

در این رابطه $CTDI_{vol}$ شاخص دوز حجمی سی‌تی است که پس از تکمیل شدن اسکن شکم و لگن از کنسول اسکنر سی‌تی به‌دست آمد. برای اسکنر مورد استفاده در این مطالعه، بر اساس مقادیر به‌کار رفته برای ولتاژ تیوب (kVp)، پیچ دستگاه، جریان تیوب (mAs) و طول ناحیه اسکن شده، مقادیر $D_{normalized-organ(70)}$ از نرم‌افزار محاسباتی ImPACT CT Patient Dosimetry به‌دست آمد. با توجه به اینکه بر اساس معادله بالا دوز اندام‌ها در یک فانٹوم استاندارد ۷۰ kg محاسبه شده از این‌رو در این پژوهش دوز اندام‌های بیماران $Dorgan(W)$ مورد مطالعه از رابطه زیر به‌دست می‌آید.

$$Dorgan(W) = Dorgan(70) \times R(w) - 2$$

$R(W)$ فاکتور اصلاحی مربوط به وزن بیمار می‌باشد. این مقدار در واقع ضریب اختلاف وزنی فانٹوم ۷۰ kg با وزن واقعی بیماران مورد مطالعه می‌باشد. که در مطالعه Huda و همکاران نیز مورد استفاده قرار گرفته است.^{۱۶} در این مطالعه همانطوری که در نمودار ۱ نشان داده شده از یک رابطه چند جمله‌ای درجه دو برای به‌دست آوردن فاکتور اصلاحی وزن $R(W)$ استفاده شد.

برای به‌دست آوردن دوز موثر بیمار ۷۰ kg به‌کار رفته در نرم‌افزار محاسباتی مورد استفاده از ضریب تبدیلی (CF) استفاده شد که مقدار آن در این مطالعه بر اساس فاکتورهای وزنی توصیه شده برای بافت‌ها در ICRP 103 برابر با 0.167 mSv/mGy.cm به‌دست می‌آید. دوز موثر برای بیماری به وزن W کیلوگرم از رابطه زیر به‌دست آمد.

$$E(mSv) = DLP \times CF \times R(W) - 3$$

مقدار DLP بر حسب mGy.cm از اسکنر CT برای هر بیمار پس از پایان اسکن به‌دست آمد.

(Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) CT بیمارستان امام رضا (ع) ارومیه انجام گرفت. پارامترهای اسکن مورد استفاده در این پژوهش عبارت است از: کولیماسیون ۳ mm، پیچ ۱/۲، ولتاژ تیوب ۱۳۰ کیلو ولت، ضخامت اسلایس ۶ mm و جریان موثر تیوب ۹۹ میلی آمپر ثانیه بود.

در تمامی اسکن‌های این مطالعه سیستم کنترل اتوماتیک پرتودهی دستگاه روشن بود.

در این مطالعه با استفاده از فرم‌های جمع‌آوری داده‌ها، اطلاعات دموگرافیکی و دوزیمتریکی ۱۰۰ بیمار کاندید سی‌تی‌اسکن روتین شکم و لگن گردآوری شدند. در این خصوص رضایت آگاهانه از بیماران جهت استفاده از داده‌های آنان دریافت شد. هر فرم جمع‌آوری داده‌ها از دو بخش تشکیل شده بود که بخش اول آن مربوط به اطلاعات دموگرافیکی از جمله: جنس، سن، وزن، شاخص توده بدنی (BMI) و قسمت دوم مربوط به اطلاعات دوزیمتریکی بیمار از جمله، اندازه پیچ (Pitch)، شاخص دوز حجمی سی‌تی‌اسکن ($CTDI_{vol}$) بر حسب میلی‌گری (mGy) و Dose-length product (DLP) بر حسب mGy.cm ، ولتاژ تیوب (kVp)، جریان تیوب (mAs)، طول اسکن (Scan length)، زمان اسکن (Scan time)، نوع اسکن (با کنتراست یا بدون کنتراست) بود.

معیارهای ورود بیماران در این مطالعه داشتن سن بالای ۱۸ سال، و متقاضی انجام آزمون شکم و لگن بر مبنای درخواست پزشک معالج بود. در این مطالعه همچنین هر دو نوع آزمون سی‌تی شکم و لگن (با و بدون تزریق ماده کنتراست) مورد بررسی قرار گرفت. معیارهای خروج بیماران در این مطالعه داشتن وضعیت اورژانسی، بیماران ترومایی، آزمون چند فازی شکم و لگن و آنژیوگرافی‌های شکم و لگن بود.

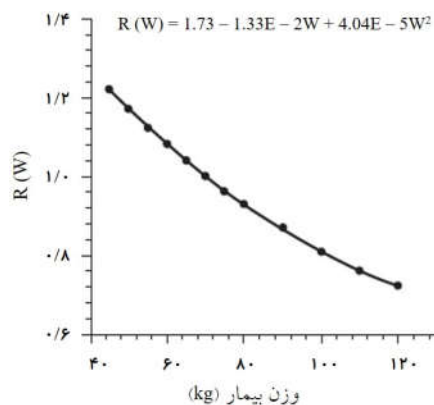
در این مطالعه، از جدیدترین نسخه نرم‌افزار ImPACT (Version 1.0.4) استفاده شد که از ماه May سال ۲۰۱۱ میلادی در دسترس می‌باشد.^{۱۵} برای محاسبه‌ی دوز پرتوی اندام‌ها، اطلاعات دوزیمتریکی بیماران از جمله $CTDI_{vol}$ ، DLP، ولتاژ تیوب (kVp)، جریان تیوب (mAs)، طول اسکن و زمان اسکن پس از اتمام آزمون شکم و لگن از طریق کنسول سی‌تی اسکن جمع‌آوری شد. محاسبه‌ی دوز اندام‌ها در فانٹوم ریاضی ۷۰ kg طراحی شده در نرم‌افزار محاسبه‌ی دوز ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator انجام گرفت. این

بدنی (BMI) بیماران در جدول ۲ گزارش شد. نتایج کلی مربوط به داده‌های دوزیمتری (CTDI_{vol} و DLP) به‌دست آمده از اسکنر سی‌تی ۶ اسلایسی مورد استفاده در این مطالعه همچنین طول اسکن و دوز موثر بیماران در جدول ۳ آورده شده است.

نتایج داده‌ها نشان داد که در اسکنر ۶ اسلایسی مورد مطالعه محدوده‌ی دوز موثر بیماران از ۲/۶۱ تا ۸/۱۵۲ mSv با میانگین و انحراف‌معیار ۴/۹۲۷±۰/۱۶۴ mSv بود. در شکل‌های ۲ و ۳ مقادیر CTDI_{vol} و DLP به‌ترتیب در مقابل شاخص توده بدنی بیماران مورد مطالعه نشان داده شده است.

نمودار ۲ نشان می‌دهد که برای اسکنر ۶ اسلایسی مورد مطالعه، با افزایش شاخص توده بدنی بیماران مقادیر CTDI_{vol} برای هر دو جنس به‌طور پیوسته افزایش یافت.

در شکل ۳ که در آن DLP در مقابل شاخص توده بدنی نشان داده شده مشاهده می‌شود که یک رابطه‌ی مستقیمی ما بین شاخص توده بدنی و DLP برای هر دو جنس وجود دارد. به منظور بررسی ارتباط بین متغیرهای CTDI_{vol} و آزمون‌های با و بدون کنتراست مقادیر P به‌دست آمده به‌ترتیب برای حالت با و بدون کنتراست برابر ۰/۴۲۵ و ۰/۴۶۱ بود که معنادار نبودن ارتباط آن‌ها را نشان می‌دهد. همچنین در بررسی روابط میان سن و دوز موثر بیماران با استفاده از آزمون آماری پیرسون رابطه‌ی معناداری مشاهده نشد (P=۰/۵۰۷). جدول ۴ میزان دوز جذبی اندام‌های حساس به پرتو را در ناحیه‌ی شکم و لگن پس از محاسبه با نرم‌افزار ImPACT نشان می‌دهد. در این جدول میزان دوز بر حسب mGy و بر حسب جنسیت بیان شده است. این مطالعه نشان داد که در بیماران مورد مطالعه در هر دو جنس، مثانه بالاترین میزان دوز پرتویی را دریافت می‌کند که میانگین و انحراف‌معیار آن برای مردان ۶۴/۷۱±۱۷/۱۵ mGy و برای زنان ۷۷/۵۶±۱۸/۴۸ mGy بود (P<۰/۰۰۱). همچنین کبد در این مطالعه



نمودار ۱: فاکتور اصلاحی وزن R(W) به‌صورت تابعی از وزن بیمار.^{۱۶}

در این مطالعه به منظور آنالیز داده‌ها از SPSS statistical software, version 20 (IBM, Armonk, NY, USA) استفاده شد. در بررسی روابط میان متغیرهای کمی - کمی (BMI با CTDI_{vol} و DLP و روابط میان سن و دوز موثر) از آزمون ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد، همچنین برای آنالیز داده‌های کمی - کیفی از آزمون Student's t-test مستقل (ارتباط بین CTDI_{vol} و حالت‌های آزمون با یا بدون کنتراست) استفاده شد. مقدار P<۰/۰۵ از نظر آماری معنادار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در جدول ۱ تعداد اسکن‌ها برحسب جنس و نوع آزمون سی‌تی‌اسکن شکم و لگن گزارش شده است. همچنین داده‌های آماری مربوط به تعداد اسکن‌ها بر حسب سن، جنس، وزن و شاخص توده

جدول ۱: تعداد اسکن‌ها بر حسب جنس و نوع آزمون اسکن شکم و لگن

تعداد اسکن		نوع اسکن شکم و لگن	
مرد	زن	با کنتراست	بدون کنتراست
۶۷	۳۳	۵۱	۱۶
۲۷	۶	۲۷	۶

جدول ۲: تعداد اسکن‌ها برحسب سن، جنس، وزن و شاخص توده بدنی (BMI) بیماران

نتایج آماری	سن (سال)		وزن (kg)		شاخص توده بدنی (kg/m ²)	
	مرد	زن	مرد	زن	مرد	زن
رنج (محدوده)	۲۱-۸۰	۲۴-۸۰	۵۱-۹۷	۵۵-۸۸	۱۷/۲۹-۱۱/۹۵	۲۱/۳۰-۸۸/۴۰
میانگین ± انحراف معیار	۵۰/۶۶ ± ۱۷/۲۶	۵۴/۳۹ ± ۱۸/۴۳	۷۴/۹۵ ± ۱۰/۱۰	۷۳ ± ۷/۸۶	۲۳/۸ ± ۲/۹۵	۲۶/۰۵ ± ۲/۴۰

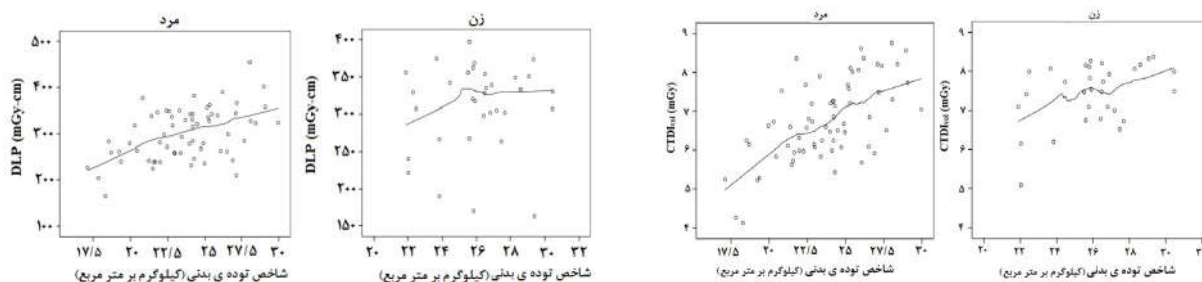
جدول ۳: نتایج داده‌های دوزیمتری، طول اسکن و دوز موثر دریافتی بیماران مورد مطالعه

نتایج آماری	CTDI _{vol} (میلی‌گری)	DLP** (میلی‌گری در سانتی‌متر)	طول اسکن (سانتی‌متر)	دوز موثر (میلی‌سیورت)
رنج (محدوده)	۴/۱۳-۸/۱۵	۱۶۳-۵۴۷/۶۰	۳۰۹/۸۰-۴۷۴	۲/۶۱-۸/۱۵۲
میانگین ± انحراف معیار	۶/۹۰ ± ۱/۰۷	۳۰۶/۴۴ ± ۶۰/۵۷	۴۲/۰۸ ± ۴/۵۶	۴/۹۲۷ ± ۰/۱۶۴

* شاخص دوز حجمی سیتی (CTDI_{vol}) و ** Dose-length product (DLP)

جدول ۴: مقادیر دوز جذبی اندام‌های حساس به پرتو در ناحیه‌ی شکم و لگن بیماران مورد مطالعه محاسبه شده با نرم‌افزار ImPACT

نتایج آماری	جنسیت	محدوده	میانگین ± انحراف معیار
دوز کولون (mGy)	مرد	۸۸/۶۴-۲۵/۲۶	۵۷/۲۸ ± ۱۴/۵۱
	زن	۲۴/۶۸-۹۱/۱۶	۶۹/۱۷ ± ۱۶/۷
دوز کبد (mGy)	مرد	۹/۵۵-۹۰/۶۳	۴۹/۱۶ ± ۱۹/۳۲
	زن	۱۵/۲۶-۹۱/۱۶	۵۳/۶۶ ± ۱۸/۳۱
دوز معده (mGy)	مرد	۱۴/۹۳-۹۵/۶۱	۵۶/۲۳ ± ۱۸/۹۶
	زن	۲۱/۳۷-۹۹/۴۵	۶۶/۷۶ ± ۱۸/۵۶
دوز مثانه (mGy)	مرد	۲۷/۳۳-۹۸/۴	۶۴/۷۱ ± ۱۷/۱۵
	زن	۲۷/۵۶-۹۹/۴۵	۷۷/۵۶ ± ۱۸/۴۶
دوز پروستات (mGy)	مرد	۱۸/۶۵-۹۸/۴	۶۲/۸۱ ± ۱۹/۲۱
دوز رحم (mGy)	زن	۲۵/۹۱-۹۴/۵	۷۱/۹۴ ± ۱۶/۸۳
دوز تخمدان (mGy)	زن	۲۴/۲۷-۹۱/۱۶	۶۸/۸۷ ± ۱۶/۸۱



نمودار ۳: مقادیر DLP در مقابل شاخص توده بدنی بیماران مورد مطالعه برای هر دو جنس

نمودار ۲: مقادیر CTDI_{vol} در مقابل شاخص توده بدنی بیماران مورد مطالعه برای هر دو جنس

جدول ۵: محدوده و یا میانگین دوزهای موثر گزارش شده از آزمون‌های مختلف سی‌تی‌اسکن شکم و لگن بر اساس مطالعات پیشین و نتایج حاصل از مطالعه حاضر

مطالعات پیشین	نوع آزمون	محدوده دوز موثر (میلی‌سیورٹ)	میانگین دز موثر (میلی‌سیورٹ)
^{۱۷} Alkhorayef M, et al. 2016	سی‌تی‌انژیوگرافی شکم	۶/۷-۱۱/۲	۷/۴ ± ۳/۴
	سی‌تی‌انژیوگرافی لگن	۶/۱-۱۰/۶	۸/۹ ± ۳
^{۱۱} Bolus NE. 2013	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن	۳-۲۵	۱۰
^۶ Albert JM. 2013	سی‌تی‌اسکن شکم	۳/۵-۲۵	۱۰
	سی‌تی‌اسکن لگن	۳/۳-۱۰	۸
	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن (با کنتراست چند فازی)	۶-۹۰	۳۱
^۲ Rodrigues SL, et al. 2012	سی‌تی‌اسکن شکم (با کنتراست و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه)	-	۳ ± ۱
	سی‌تی‌اسکن شکم (بدون کنتراست و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه)	-	۳ ± ۱
	سی‌تی‌اسکن لگن (با کنتراست و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه)	-	۳ ± ۱
	سی‌تی‌اسکن لگن (بدون کنتراست و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه)	-	۴ ± ۱
^{۱۱} Smith-Bindman R, et al. 2009	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن (بدون کنتراست)	۱۰-۲۰	-
	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن (با کنتراست چند فازی)	۲۱-۴۳	-
^{۱۸} ICRP publication 87, 2000	سی‌تی‌اسکن شکم	۱۰-۲۰	-
	سی‌تی‌اسکن لگن	۱۰-۲۰	-
مطالعه حاضر	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن (با کنتراست)	۲/۶۱-۸/۱۵۲	۵/۰۴۴ ± ۰/۱۳۶
	سی‌تی‌اسکن شکم و لگن (بدون کنتراست)	۳/۱۸۱-۶/۰۹	۴/۸۱۱ ± ۰/۲۴۶

از داده‌های مونت کارلویی جهت تخمین دوز از درستی بالایی برخوردار است. برای انجام این محاسبات از شاخص‌های دوزیمتری همچون DLP و CTDI_{vol} استفاده شد. مطالعه Rodrigues و همکاران نشان داد که یک همخوانی خوبی ما بین محاسبه دوز با این شاخص‌ها و روش دوزیمتری تجربی با اتاقک یونیزان و فانتوم تنه وجود دارد.^۳

در مطالعه Haddadi و همکاران که از فانتوم استاندارد RANDO و دوزیمتر ترمولومینسانس استفاده شده بود نشان داده شد که در اسکن سی‌تی ناحیه‌ی شکم و لگن بالاترین دوز مربوط به پوست با مقدار برابر با ۲۳/۳۲ mGy می‌باشد.^{۱۱} در مطالعه آنها چون هدف تعیین دوز دریافتی در برخی اندام‌های فانتوم RANDO از نوع زن بود از این رو آنها فقط دوز پوست و اندام‌های رحم و تخمدان را در اسکن سی‌تی شکم و لگن گزارش کرده‌اند.^{۱۱} در مطالعه حاضر در هر دو جنس (زن و مرد) دوز اندام‌های مورد نظر ICRP در ناحیه شکم و لگن و دوز موثر بیماران بر اساس گزارش ICRP103 محاسبه و تعیین

مطالعه کمترین دوز دریافتی در هر دو جنس را به‌خود اختصاص داد. به‌طوری که میانگین و انحراف‌معیار دوز دریافتی کبد در مردان برابر ۴۹/۱۶ ± ۱۹/۳۲ mGy و در زنان ۵۳/۶۶ ± ۱۸/۳۱ mGy بود.

در جدول ۵ محدوده و یا میانگین دوزهای موثر گزارش شده از آزمون‌های مختلف سی‌تی‌اسکن شکم و لگن بر اساس مطالعات پیشین و همچنین بر اساس نتایج حاصل از مطالعه حاضر برای مقایسه آورده شد.

بحث

در این مطالعه به‌دلیل محاسبه‌ی دوز ارگان‌ها با استفاده از نرم‌افزار ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator که درستی و دقت آن در مطالعات مختلف مورد تایید قرار گرفته است،^{۱۹} نیازی به اندازه‌گیری تجربی نبود بنابراین هزینه مطالعه در روند اجرای پژوهش به‌طور قابل توجهی کاهش یافت. همچنین این نرم‌افزار به‌دلیل استفاده

میانگین و انحراف معیار برابر با $4/927 \pm 0/164$ mSv به دست آمد که برای مردان میانگین مقدار دوز موثر $4/79 \pm 0/22$ و برای زنان نیز $5/06 \pm 0/11$ mSv بود.

در مطالعه‌ی Sadeghiani و همکاران، میزان دوز موثر محاسبه شده حدود $16/5$ mSv به‌طور جداگانه برای شکم و لگن در کودکان گزارش شده است.^{۲۴} در صورتی که در مطالعه حاضر میانگین دوز موثر در حدود $4/92$ mSv برای اسکن شکم و لگن به دست آمد. این اختلاف می‌تواند به پیشرفته بودن اسکنر سی‌تی‌مورد استفاده در مطالعه حاضر در مقایسه با اسکنر نسل سوم مطالعه Sadeghiani ارتباط داده شود، به‌طوری که اسکنر مورد استفاده در مطالعه حاضر مجهز به سیستم مدولاسیون شدت بود که این سیستم می‌تواند در کاهش دوز موثر بیماران نقش مهمی داشته باشد.

بر اساس نتایج مطالعات گفته شده در جدول ۵ میانگین دوز موثر ناشی از اسکن‌های سی‌تی شکم و لگن در پژوهش‌های مختلف به جز مطالعه Rodrigues و همکاران از میانگین مقدار دوز موثر به دست آمده در این مطالعه بیشتر می‌باشد.^۳ لازم به یادآوری است که در مطالعه آن‌ها مجموع میانگین دوز شکم و لگن از مقدار میانگین دوز به دست آمده در مطالعه حاضر نیز بیشتر می‌باشد. با توجه به این‌که دوزهای موثر در آزمون‌های سی‌تی وابسته به اندازه یا جثه بیمار، پارامترهای اسکن (طول اسکن، مدت زمان اسکن، پیچ، ولتاژ و جریان تیوب) و تکنولوژی اسکنر می‌باشد.^{۲۵}

نتایج مطالعات Alkhorayef, Smith-Bindman و همکارانشان نشان دادند که دوزهای پرتویی در میان آزمون‌های مختلف سی‌تی‌اسکن به‌طور چشمگیری تغییر می‌کند.^{۱۷، ۲۱} از این‌رو متفاوت بودن محدوده و میانگین دوزهای موثر گزارش شده در جدول ۵ برای آزمون‌های مختلف سی‌تی‌اسکن شکم و لگن، با نتایج این مطالعه و با یکدیگر دور از انتظار نمی‌باشد. با توجه به این‌که در تمامی مطالعات گزارش شده در جدول ۵ همه شاخص‌ها و پارامترهای موثر در دوز پرتویی آورده نشده‌اند بنابراین مقایسه نتایج مطالعه حاضر با مطالعات پیشین به‌طور دقیق امکان‌پذیر نیست. به‌طور کلی نتایج مطالعه نشان داد که مقادیر دوز سی‌تی به دست آمده از این مطالعه از مقادیر دوز مطالعات پیشین و همچنین از دوز مرجع تشخیصی توصیه شده در ICRP بیشتر نیست.^{۱۸} ضخامت به‌نسبت بالای اسلایس‌ها و پیچ اسکن، به‌کارگیری تکنیک مدولاسیون شدت و همچنین استفاده از

گردید. نتایج حاصل از شکل ۲ یک رابطه‌ی مستقیمی را بین $CTDI_{vol}$ و شاخص توده بدنی (BMI) در هر دو جنس نشان می‌دهد. با توجه به این‌که در این مطالعه از سیستم کنترل اتوماتیک پرتودهی در طول اسکن استفاده شد این یافته می‌تواند ناشی از این حقیقت باشد که برای بیماران با شاخص توده بدنی بالا از شرایط پرتودهی بالایی استفاده شده است. همچنین به‌دلیل احتمال تولید پرتوهای پراکنده در بیماران با شاخص توده بدنی بالا، انتظار می‌رود $CTDI_{vol}$ نسبت به بیماران با شاخص توده بدنی پایین، بیشتر باشد. از طرفی اندازه طول اسکن از عواملی است که می‌تواند بر میزان تولید پرتوهای پراکنده در ناحیه‌ی اسکن تاثیرگذار باشد. این یافته با نتایج مطالعه Isreal و همکارانش همخوانی داشت که افزایش $CTDI_{vol}$ را با افزایش BMI نشان دادند.^{۲۲} ولی در مطالعه‌ی دیگر که توسط Huda و همکارانش انجام گرفت مشخص شد که این دو متغیر جداگانه از یکدیگر بوده و افزایش یا کاهش در هر کدام از متغیرها تاثیری بر میزان متغیر دیگر ندارد، این امر ممکن است ناشی از تفاوت در نوع مطالعه که در آن سی‌تی‌اسکن قلب مورد بررسی قرار گرفته بود باشد.^{۲۳}

از آن‌جایی که $CTDI_{vol}$ بیانگر اندازه شدت پرتویی و مقدار دوز رسیده به واحد طول اسکن در هر برش می‌باشد. بنابراین $CTDI_{vol}$ یک پارامتر مهم برای تعیین شدت پرتویی مورد استفاده می‌باشد.^{۲۳} در این مطالعه ارتباطی بین سن بیماران و دوز موثر آن‌ها مشاهده نشد دلیل این امر ممکن است به‌دلیل وابستگی میزان دوز به شاخص توده بدنی باشد در حالی که متغیر سن می‌تواند در بروز ریسک القایی سرطان ناشی از این دوز دریافتی موثر باشد.^{۲۳} شاخص دیگری که برای تعیین دوز پرتویی مورد استفاده قرار گرفت DLP بود. این شاخص نیز بیانگر مقدار کل پرتو مورد استفاده در طول ناحیه‌ی اسکن می‌باشد و به صورت میلی‌گری در سانتی‌متر بیان می‌شود. در واقع DLP از حاصل‌ضرب $CTDI_{vol}$ در طول اسکن مورد استفاده به دست می‌آید.^{۲۳} در شکل ۳ نیز ارتباط مستقیمی ما بین BMI و DLP برای هر دو جنس به دست آمد که این ارتباط نیز به دلیل وابستگی DLP به $CTDI_{vol}$ می‌باشد. محاسبه میزان دوز موثر برای هر بیمار در این مطالعه بر اساس تمامی اندام‌های گزارش شده در ICRP 103 بود که مقدار آن با استفاده از نرم‌افزار محاسباتی ImPACT CT Patient Dosimetry محاسبه گردید. در این مطالعه مقادیر دوز موثر بیماران برای سی‌تی‌اسکن شکم و لگن در محدوده‌ی $2/61$ تا $8/152$ mSv با

مقدار فوق بوده می‌توان پیشنهاد کرد که برای کاهش دوز موثر بیماران، علاوه بر به‌کارگیری سیستم مدولاسیون شدت از mAs های پایین اسکن‌های سی‌تی استفاده شود به‌شرطی که میزان کاهش mAs به افزایش نویز تصویر، کاهش کنتراست رزولوشن و در نهایت به کاهش کیفیت تصویر سی‌تی منجر نشود.

همچنین برای کاهش دوز موثر بیماران بایستی از روش‌های تشخیصی جایگزین همچون ام آر آی و سونوگرافی بر حسب مورد استفاده شود. همچنین پیشنهاد می‌شود در این زمینه مطالعات دیگری بر روی آزمون‌های چندفازی و مداخله‌ای در ناحیه شکم و لگن، آزمون‌های سایر نواحی بدن و همچنین آزمون‌های اسکن سی‌تی که به‌منظور استفاده در سیستم‌های طراحی درمان پرتودرمانی تهیه می‌شوند، انجام گیرد.

سپاسگزاری: این مقاله بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان "ریسک القای سرطان در سی‌تی‌اسکن از ناحیه شکم و لگن بزرگسالان" در مقطع کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی در سال ۹۳/۱۲/۳ و کد ۹۳/۲-۷/۴ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تبریز اجرا شده است. در این راستا از معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی تبریز و مسئولین محترم بیمارستان امام رضا ارومیه که در اجرای این پروژه همکاری نموده‌اند نهایت تشکر و سپاسگزاری را داریم.

سی‌تی‌اسکن‌های روتین شکم و لگن که آزمون‌های چندفازی و مداخله‌ای را در بر نمی‌گرفت می‌توانند از عوامل دخیل در کاهش دوز موثر بیماران در این مطالعه منظور شوند. گفتنی است که پایین بودن جریان موثر تیوب در این مطالعه (۹۹ mAs) را می‌توان مهمترین دلیل کاهش دوز موثر بیماران در نظر گرفت.

هم‌اکنون روش تصویربرداری سی‌تی‌اسکن یکی از مهمترین و پرکاربردترین مدالیته‌های تصویربرداری در پزشکی می‌باشد. با این حال، با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در تکنولوژی اسکن‌های سی‌تی، دوز پرتویی ناشی از این روش تصویربرداری همچنان بیشترین سهم پرتوگیری را در تصویربرداری پزشکی به‌خود اختصاص داده است.

بنابراین تمهیداتی به منظور کاهش هر چه بیشتر دوز دریافتی بیماران در تصویربرداری سی‌تی‌اسکن به‌ویژه آزمون‌های سی‌تی شکم و لگن ضروری است. از جمله‌ی این روش‌ها می‌توان به استفاده از پروتکل‌های بهینه‌سازی دوز بر حسب سن و اندازه بیمار، استفاده از سیستم مدولاسیون شدت پرتو اشاره نمود. در این راستا پارامترهای اسکن برای بیماران بایستی طوری انتخاب شود که کیفیت تصویر در بالاترین حد تشخیصی و دوز جذبی اندام‌های حساس و در نهایت دوز موثر بیماران در پایین‌ترین حد ممکن باشد. با توجه به نتایج این پژوهش و نتایج مطالعاتی که در آن‌ها جریان موثر تیوب نزدیک به

References

1. Chang ML, Hou JK. Cancer risk related to gastrointestinal diagnostic radiation exposure. *Curr Gastroenterol Rep* 2011;13(5):449-57.
2. Amis ES Jr, Butler PF, Applegate KE, Birnbaum SB, Brateman LF, Hevezi JM, et al; American College of Radiology. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J Am Coll Radiol* 2007;4(5):272-84.
3. Rodrigues SR, Abrantes AF, Ribeiro LP, Almeida RPP. Dosimetry in abdominal imaging by 6-slice computed Tomography. *Radiol Bras* 2012;45(6):326-33.
4. Li X, Samei E, Segars WP, Sturgeon GM, Colsher JG, Toncheva G, et al. Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: part II. Application to patients. *Med Phys* 2011;38(1):408-19.
5. Choi SJ, Kim EY, Kim HS, Choi HY, Cho J, Yang HJ, et al. Cumulative effective dose associated with computed tomography examinations in adolescent trauma patients. *Pediatr Emerg Care* 2014;30(7):479-82.
6. Albert JM. Radiation risk from CT: implications for cancer screening. *AJR Am J Roentgenol* 2013;201(1):W81-7.
7. Linet MS, Kim KP, Rajaraman P. Children's exposure to diagnostic medical radiation and cancer risk: epidemiologic and dosimetric considerations. *Pediatr Radiol* 2009;39 Suppl 1:S4-26.
8. Mettler FA Jr, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* 2008;248(1):254-63.
9. Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders; 2008.
10. Alzimir K. Assessment of radiation doses to pediatric patients in computed tomography procedures. *Pol J Radiol* 2014;79:344-8.
11. Bolus NE. NCRP report 160 and what it means for medical imaging and nuclear medicine. *J Nucl Med Technol*. 2013 Dec;41(4):255-60.
12. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009;169(22):2078-86.
13. Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee FT Jr. Ionizing radiation in abdominal CT: unindicated multiphase scans

- are an important source of medically unnecessary exposure. *J Am Coll Radiol* 2011;8(11):756-61.
14. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357(22):2277-84.
 15. Imaging Performance Assessment of CT scanners (ImPACT), ImPACT's CT dosimetry tool. <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>
 16. Huda W, Schoepf UJ, Abro JA, Mah E, Costello P. Radiation-related cancer risks in a clinical patient population undergoing cardiac CT. *AJR Am J Roentgenol* 2011;196(2):W159-65.
 17. Alkhorayef M, Babikir E, Alrushoud A, Al-Mohammed H, Sulieman A. Patient radiation biological risk in computed tomography angiography procedure. *Saudi J Biol Sci* 2017;24(2):235-240.
 18. International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 87). Managing patient dose in computed tomography. *Ann ICRP* 2000;30(4):7-45.
 19. DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, Stevens DM, McCollough CH, Zankl M, et al. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol* 2007;52(9):2583-97.
 20. Obed RI, Ogbole GI, Majolagbe BS. Radiation doses to the uterus and ovaries in abdominopelvic computed tomography in a Nigerian Tertiary Hospital. *West Afr J Radiol* 2016;23(1):7-11.
 21. Haddadi GH, Mehdizadeh S, Haddadi MB, Meshkibaf MH. Evaluation of dose of critical organs in rando phantom under head, Abdomen and pelvis spiral CT scan by thermos luminescent dosimetry (TLD). *J Fasa Univ Med Sci* 2011;1(3):131-5.
 22. Israel GM, Cicchiello L, Brink J, Huda W. Patient size and radiation exposure in thoracic, pelvic, and abdominal CT examinations performed with automatic exposure control. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195(6):1342-6.
 23. Huda W, Rowlett WT, Schoepf UJ. Radiation dose at cardiac computed tomography: facts and fiction. *J Thorac Imaging* 2010;25(3):204-12.
 24. Sadeghiani T, Hashemi Malieri B, Hashemi H, Sharafi AK. Assessment of children CT scan dose in routine methods and quality control index in CT scan system. *IJMP* 2005;2:8-33. [Persian]
 25. Zondervan RL, Hahn PF, Sadow CA, Liu B, Lee SI. Body CT scanning in young adults: examination indications, patient outcomes, and risk of radiation-induced cancer. *Radiology* 2013;267(2):460-9.

Estimation of absorbed dose of radiosensitive organs and effective dose in patients underwent abdominopelvic spiral CT scan using impact CT patient dosimetry

Abstract

Received: 18 Jan. 2017 Revised: 11 May 2017 Accepted: 20 May 2017 Available online: 21 May 2017

Ayoub Amirnia M.Sc. Student¹
Parinaz Mehnati Ph.D.²
Nasrollah Jabbari Ph.D.^{3*}

1- Department of Medical Physics,
School of Medicine, Tabriz
University of Medical Sciences,
Tabriz, Iran.

2- Immunology Research Center,
Department of Medical Physics,
School of Medicine, Tabriz
University of Medical Sciences,
Tabriz, Iran.

3- Solid Tumor Research Center,
Department of Medical Imaging,
School of Allied Medical Sciences,
Urmia University of Medical
Sciences, Urmia, Iran.

Background: Due to the presence of radiosensitive organs in the abdominopelvic region and increasing the number of requests for CT scan examinations, concerns about increasing radiation doses in patients has been greatly elevated. Therefore, the goal of this study was to determine the absorbed dose of radiosensitive organs and the effective dose in patients underwent abdominopelvic CT scan using ImPACT CT patient dosimetry Calculator (version 1.0.4, Imaging Performance Assessment on Computed Tomography, www.impactscan.org).

Methods: This prospective cross-sectional study was conducted in Imam Reza Hospital from November to February 2015 in the Imam Reza Hospital, in Urmia, Iran. The demographic and dosimetric information of 100 patients who underwent abdominopelvic CT scan in a 6-slice CT scanner were obtained through the data collection forms. The demographic data of the patients included age, weight, gender, and BMI. The dosimetric parameters included pitch value, CT dose volume index (CTDI_{vol}), dose-length product (DLP), tube voltage, tube current, exposure time, collimation size, scan length, and scan time. To determine the absorbed dose of radiosensitive organs and also the effective dose in patients, ImPACT CT patient dosimetry calculator was used.

Results: The results of this study demonstrated that the mean and standard deviation (SD) of patients' effective dose in abdominopelvic CT scan was 4.927 ± 0.164 mSv. The bladder in both genders had the greatest mean organ dose, which was 64.71 ± 17.15 mGy for men and 77.56 ± 18.48 mGy for women ($P < 0.001$).

Conclusion: The effective dose values of this examination are in the same range as previous studies, as well as International Commission on Radiological Protection (ICRP) recommendations. However, the radiation dose from CT scan has the largest contribution to the medical imaging. According to the ALARA principle, it is recommended that the scan parameters, especially mAs, should be chosen so that the patient dose is minimum, and the image quality is maximum. Furthermore, other imaging modalities are used as an alternative to the CT scan.

Keywords: cross-sectional studies, radiation dosage, x-ray computed tomography.

* Corresponding author: Department of Medical Imaging, School of Allied Medical Sciences, Urmia University of Medical Sciences, Nazlu Road, Urmia, Iran.
Tel: +98-44-32752298
E-mail: njabbarimp@gmail.com