

ارزیابی دوز موثر اندام‌های حساس به پرتو در سی تی اسکن قفسه سینه زنان، با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی

چکیده

دریافت: ۱۳۹۶/۰۳/۳۱ ویرایش: ۱۳۹۶/۰۷/۲۲ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۷/۲۹ آنلاین: ۱۳۹۶/۰۷/۳۰

داریوش خرمیان^۱، سروش سیستانی^۲
امین بنایی^{۳*}، سالار بیجاری^۱

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.
۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران.
۳- گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران.

زمینه و هدف: روش‌های متعددی به منظور کاهش دوز مانند استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی، در تصویربرداری‌های سی تی اسکن ابداع شده‌اند. در این مطالعه تاثیر استفاده از این سیستم بر دوز دریافتی اندام‌های حساس به پرتو بیماران زن در سی تی اسکن قفسه سینه، ارزیابی شده است.

روش بررسی: این پژوهش، مطالعه‌ای مقطعی، تحلیلی و کمی بوده که در بهار سال ۱۳۹۶ در بخش تصویربرداری بیمارستان فیروزگر دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی با ثبت پارامترهای تابش‌دهی به ۵۴ بیمار زن هنگام سی تی اسکن قفسه سینه انجام شده است. ۲۵ آزمون با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی و بقیه بدون این سیستم انجام شدند. شاخص دوز سی تی در مرکز و اطراف فانتوم استاندارد اندازه‌گیری و شاخص وزنی دوز سی تی محاسبه شد. همچنین دوز موثر اندام‌ها با استفاده از (CT-Expo software, version 2 (Medizinische Hochschule, Hannover, Germany) و نویز به‌عنوان مشخصه‌ای از کیفیت تصویر در فانتوم آب برای هر دو گروه محاسبه و مقایسه شد.

یافته‌ها: شاخص وزنی دوز سی تی، با استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی، ۹/۹۴ میلی‌گری (mGy) و دوز موثر، ۵/۴ میلی‌سیورت (mSv) بود. بدون استفاده از این سیستم، این مقادیر به ترتیب، ۱۲/۴۶ mGy و ۶/۳ mSv بودند. درحالی‌که نویز از ۴/۲۰ به ۴/۷۴ (۱۱/۳٪) افزایش داشت. بیشترین دوز موثر دریافتی مربوط به پستان، مری، ریه و تیموس به ترتیب با میزان ۱۵، ۱۴، ۱۴ و ۱۴ mSv در پروتکل بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی بود. **نتیجه‌گیری:** استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی به منظور کاهش دوز بیمار در سی تی اسکن قفسه سینه زنان، به طور معناداری موثر بوده و نویز اضافه شده به تصویر در حد قابل قبولی می‌باشد.

کلمات کلیدی: پژوهش‌های مقطعی، حفاظت از پرتو، دوز تابشی، توموگرافی کامپیوتری.

* نویسنده مسئول: تهران، گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارتش.
تلفن: ۴۳۸۲۲۴۴۹ - ۰۲۱
E-mail: aminabsp@gmail.com

مقدمه

مستلزم دریافت دوز تقریبی هشت میلی‌سیورت (mSv) است که حدود ۴۰۰ برابر دوز دریافتی ناشی از یک رادیوگرافی معمول از ناحیه مشابه می‌باشد.^۳ پارامترهای مختلفی بر روی میزان دوز دریافتی بیماران در تصویربرداری سی تی تاثیر گذارند. یکی از مهمترین فاکتورهای موثر بر دوز دریافتی بیماران، شدت جریان تیوب پرتو ایکس (جریان ایجاد شده در تیوب به علت شارش الکترون‌ها در داخل آن) به‌عنوان تعیین کننده کمیت پرتو ایکس است. به‌منظور

اگرچه سی تی اسکن رایج‌ترین آزمایشات رادیولوژیکی نیست (حدود ۱۱ تا ۱۷٪)، اما سهم عمده‌ای از دوز تجمعی را در جوامع به خود اختصاص داده است (بیش از ۴۷٪).^۱ افزون بر آن دوز ناشی از آزمون‌های سی تی نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری بر پایه پرتو ایکس بالاتر است. برای نمونه، تصویربرداری از قفسه سینه

ایکس (kVp)، شدت جریان-زمان (mAs)، کولیماسیون کل (میلی‌متر) بود. از این تعداد، ۲۵ بیمار با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی و ۲۹ بیمار بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی مورد آزمایش قرار گرفتند. جدول ۱ میانگین مقادیر ثبت شده را نشان می‌دهد.

روش‌های مختلفی به‌منظور برآورد دوز دریافتی بیمارانشی از آزمون‌های سی‌تی وجود دارد. از فیلم‌های رادیوگرافی و دوزیمترهای ترمولومینسنت (Thermoluminescence detector) به‌منظور تعیین دوز جذب و رسم پروفایل دوز و سپس انتگرال دوز استفاده می‌شود.^{۱۰} مرسوم‌ترین روش اندازه‌گیری شاخص دوزیمتری سی‌تی اسکن (CTDI) dose index است. در این روش از اتاقک یونیزان قلمی با طول موثر ۱۰۰ mm (برای اسکن‌هایی با عرض بیم کمتر از ۴۰ mm) به‌منظور اندازه‌گیری دوز تجمعی در عرض بیم در هوا (CTDI in air) یا فانتوم استفاده می‌شود. از فیلم‌های گاف کرومیک نیز به تازگی به منظور اندازه‌گیری شاخص دوز سی‌تی اسکن استفاده شده است.^{۱۱} در این پژوهش شاخص دوز سی‌تی اسکن با استفاده از اتاقک یونیزان قلمی اندازه‌گیری شد. اتاقک یونیزان مورد استفاده ionization chamber, Model DCT10 (RTI Pencil type Electronics, Mölndal, Sweden) مدل DCT10 با طول موثر ۱۰۰ mm و حجم هوای ۴/۹ cm³ است (شکل ۳).

این دوزیمتر پیش از استفاده در محدوده انرژی مورد استفاده در سی‌تی در Secondary standard dosimetry laboratory کالیبره شد. اندازه‌گیری‌ها بر روی فانتوم تنه از جنس پرسپکس با عدد اتمی ۶/۶ و قطر ۳۲ cm انجام شد. این فانتوم دارای حفره‌هایی (یک حفره در مرکز و چهار حفره اطراف فانتوم نزدیک به سطح) به‌منظور قرار دادن انواع دوزیمتر (اتاقک یونیزان، TLD و...) است.

شاخص دوزیمتری سی‌تی در مرکز و اطراف فانتوم برای هر دو گروه به‌وسیله اتاقک یونیزاسیون قلمی، الکترومتر باراکودا و فانتوم معرفی شده، اندازه‌گیری شد.

شاخص دوز سی‌تی اسکن (CTDI) به دست آمده از این روش CTDI₁₀₀ می‌باشد (رابطه ۱). میانگین مقادیر CTDI₁₀₀ در اطراف فانتوم با نسبت دوسوم به اضافه میانگین مقادیر CTDI₁₀₀ در مرکز آن با نسبت یک‌سوم مقدار CTDI_w را مشخص می‌کند (رابطه ۲).^{۱۳-۱۵}

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad \text{رابطه ۱}$$

بهینه‌سازی میزان دوز دریافتی بیماران، تکنولوژیست می‌تواند شدت جریان را با توجه به اندازه (اندازه قدامی-خلفی) بیمار تنظیم کند، این تعدیل شدت جریان به دو صورت دستی پیش از اسکن و یا استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی (Automatic exposure control, AEC) در دسترس است. می‌توان گفت که سه نوع سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی وجود دارد: در نوع اول تعدیل شدت جریان در جهت بدن بیمار راستای z است، یعنی تعدیل شدت جریان به صورت برش به برش انجام شده و در یک چرخش ۳۶۰ درجه‌ای تیوب پرتو ایکس، شدت جریان تغییر نمی‌کند.

در نوع دوم افزون‌بر تغییر شدت جریان در هر برش (Slice)، هنگام چرخش ۳۶۰ درجه‌ای تیوب نیز شدت جریان با توجه به اندازه و ناحیه تحت تابش تغییر می‌کند.^{۶-۸} نوع سوم، ترکیب زمانی شدت جریان است که به منظور آنژیوگرافی قلب و همزمانی با نوار الکتریکی قلب (ECG) انجام می‌شود.^{۶،۷}

به دلیل دوز بالای سی‌تی اسکن در تصویربرداری از ناحیه قفسه سینه به‌ویژه در زنان، به علت قرار داشتن پستان در مسیر پرتوی ایکس، هدف از این پژوهش اندازه‌گیری شاخص دوزیمتری سی‌تی (CTDI) و برآورد دوز موثر و دوز معادل موثر اندام‌ها ناشی از اسکن قفسه سینه در زنان با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی بود.

هدف دیگر در استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی عدم تغییر کیفیت تصویر در ناحیه تصویربرداری است.^{۹-۷} به‌منظور بررسی کیفیت تصاویر در دو گروه با و بدون استفاده از این سیستم، شاخص نویز به وسیله فانتوم استاندارد کنترل کیفی اندازه‌گیری شده و با هم مقایسه گردید.

روش بررسی

این مطالعه، مقطعی، تحلیلی و کمی بوده که طی سه ماه در بخش تصویربرداری مرکز آموزشی، پژوهشی و درمانی فیروزگر دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در بهار سال ۱۳۹۶ انجام شده است.

فرم‌هایی تنظیم و پارامترهای تابشی به ۵۴ بیمار زن مراجعه‌کننده به مرکز تصویربرداری به منظور انجام آزمون سی‌تی اسکن قفسه سینه در طول دو ماه گردآوری شد. اطلاعات این فرم‌ها شامل داده‌های فردی بیمار (سن، قد، وزن) و پارامترهای تابش (پتانسیل تیوب پرتو



شکل ۱: الف) اتاقک یونیزان قلمی مدل DCT10 به کار رفته در این پژوهش، ب) مولتی متر باراکودا، ج) فانتوم استاندارد تنه با قطر ۳۲ cm از جنس پرسپکس

اندازه‌گیری و میانگین آن برای مقایسه در نظر گرفته شد. از آزمون Kolmogorov-Smirnov به منظور تعیین نرمال بودن داده‌ها استفاده شد. از آزمون Independent samples t-test به منظور برآورد سطح معناداری اختلاف بین CTDI_w و نویز اندازه‌گیری شده بین دو گروه با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی استفاده شد. تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری توسط SPSS software, version 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) انجام شد. در هر مورد $P < 0.05$ به عنوان سطح معناداری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی، میانگین CTDI₁₀₀ در مرکز و

که N تعداد برش، T ضخامت آن و D(z) مقدار تجمعی تابش‌دهی در حجم هوای اتاقک یونیزان است.

رابطه ۲

$$CTDI_w = \left(\frac{2}{3}\right) \times CTDI_{100}(\text{periphery}) + \left(\frac{1}{3}\right) CTDI_{100}(\text{center})$$

در این رابطه CTDI₁₀₀(p) میانگین مقادیر اندازه‌گیری شده در اطراف فانتوم و CTDI₁₀₀(c) میانگین مقادیر اندازه‌گیری شده در مرکز فانتوم است.

دوز موثر و اندام‌ها برای هر بیمار به‌طور اختصاصی با استفاده از نرم‌افزار محاسباتی CT-Expo software, version 2 (Medizinische Hochschule, Hannover, Germany) و ضرایب وزنی بافت بر اساس گزارش International Commission on Radiological Protection publication 103 (ICRP) محاسبه شد. برای این منظور، پارامترهای تابش ثبت شده بیماران در نرم‌افزار تعیین شد. سپس با تعیین حدود آناتومیک تصویربرداری بر روی فانتوم زن (فانتوم محاسباتی با طول ۱۶۰ cm و وزن ۶۰ kg) موجود در این نرم‌افزار، دوز موثر و دوز معادل موثر اندام‌ها محاسبه گردید.

به‌منظور مقایسه کیفیت تصاویر در دو گروه با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی، نویز در تصاویر حاصل از فانتوم آب برآورد و مقایسه شد. این فانتوم دارای قطر ۲۰ cm و طول ۲۰ cm است و از چندین قسمت به منظور بررسی پارامترهای کیفیت تصویر سی‌تی (نویز، رزولوشن فضایی، رزولوشن کنتراستی) تشکیل شده است. تصاویر با کرنل B30 (B معرف بدن) بازسازی و سپس شاخص نویز به‌وسیله MATLAB® software, version 3.2 (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) در مرکز و اطراف فانتوم

جدول ۱: پارامترهای تابش به بیماران

ناحیه اسکن	نوع تابش	تعداد	سن (انحراف معیار)	kVp	mA(SD)	کولیماسیون (mm)
ففسه سینه	با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی	۲۵	۵۴(۲۳)	۱۱۰	۱۲۸(۳۳)	۶×۳
	بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی	۲۹	۵۱(۱۷)	۱۱۰	۱۴۹(۴۰)	۶×۳

فوق کلیوی، پانکراس، طحال، تیموس، روده بزرگ، پوست، سطح استخوان، مغز استخوان، معده، کبد، ریه‌ها، مری، پستان، تیروئید، غدد بزاقی و مغز و برای پروتکل با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی به‌ترتیب: ۰/۲، ۱/۲، ۵، ۱۳، ۱۲، ۱۲، ۴/۸، ۳/۳، ۳/۲، ۸/۴، ۳/۱، ۰/۲، ۱۲، ۴/۱، ۳/۷، ۶/۵، ۱/۱، ۰/۲، ۳/۷، ۵، ۱۰، ۱۰، ۳/۷، ۱/۲، ۳، ۳ و ۰/۲ mSv برای پروتکل بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی به‌ترتیب: ۰/۲، ۱/۴، ۵/۸، ۱۵، ۱۴، ۱۴، ۵/۶، ۳/۸، ۳/۷، ۹/۸، ۳/۶، ۰/۳، ۱۴، ۴/۷، ۴/۴، ۷/۵، ۱/۲، ۰/۲، ۴/۴، ۱۲، ۵/۸، ۱/۴، ۳/۴، ۳/۴ و ۰/۲ mSv بود (نمودار ۱).

بحث

مطالعات مختلفی بر روی اثر استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی در کاهش دوز اندام‌های مختلف در تصویربرداری سی‌تی انجام شده است. این مطالعات نشان دهنده اثر این سیستم بر کاهش دوز ارگان‌های مختلف می‌باشد، درحالی‌که در بیشتر مطالعات انجام شده عنوان شده است که تغییری در کیفیت تصویر تشخیصی به وجود نیامده است.^{۱۶-۲۰} Karla و همکاران بیان کرده‌اند که استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی در راستای اگزیزال در سی‌تی اسکن شکم، مقدار دوز را ۳۴/۱٪ تا ۴۴/۹٪ بدون تغییر نوز کاهش می‌دهد.^{۱۶} مطالعه دیگری بر روی شش ناحیه آناتومیکی نشان داده است که استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی چرخشی می‌تواند دوز دریافتی بیماران را به میزان ۱۵٪ تا ۵۰٪ بدون افزایش نوز تصویر، کاهش دهد.^{۱۷} در مطالعه‌ای که بر تصویربرداری سی‌تی آنژیوگرافی انجام شده است، کاهش دوز میانگین به مقدار ۳۳٪ گزارش شده است، در حالی‌که کیفیت تصویر تشخیصی تغییر نکرده است.^{۱۸}

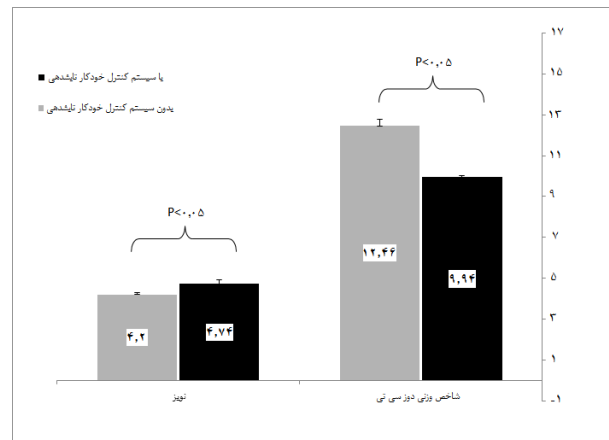
مطالعه Greess و همکارانش که بر روی سی‌تی اسکن اطفال تمرکز داشته است، مقادیر میانگین کاهش دوز به اندازه ۲۰٪، ۲۳٪، ۲۳٪ و ۲۲٪ را به‌ترتیب برای تصویربرداری از گردن، سینه، شکم و گردن به همراه شکم را گزارش می‌کند. در این پژوهش نیز عدم تغییر کیفیت تشخیصی تصویر مورد تایید قرار گرفته است.^{۱۹}

نتایج مطالعه بر روی دو گروه ۲۰۰ نفره از بیماران با استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی چرخشی و سیستم کنترل خودکار

اطراف فانتوم به‌ترتیب ۷/۱۲ و ۱۴/۳۴ mGy اندازه‌گیری شد. CTDI_w محاسبه شده برابر با ۹/۹۴ mGy و دوز موثر میانگین محاسبه شده بر اساس ضرایب وزنی بافت ۵/۴ mSv بود. بیشترین دوز دریافتی اندام‌ها در این آزمایش مربوط به پستان با میزان ۱۳/۱ میلی‌سیورت بود. همچنین نوز در فانتوم آب در کرنل B30، ۴/۷۴ بود. بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی، میانگین CTDI₁₀₀ در مرکز و اطراف فانتوم به ترتیب ۸/۳۲ mGy و ۱۸/۲۶ mGy اندازه‌گیری شد. CTDI_w محاسبه شده نیز برابر با ۱۲/۴۶ mGy و دوز موثر میانگین محاسبه شده بر اساس ضرایب وزنی بافت، ۶/۳ mSv بود. بیشترین دوز دریافتی اندام‌ها در این آزمایش مربوط به پستان با میزان ۱۵/۳ mSv بود. همچنین نوز در فانتوم آب در کرنل متوسط، ۴/۲۰ بود. آزمون‌های آماری اختلاف معناداری بین CTDI_w و نوز اندازه‌گیری شده در دو گروه با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی را نشان داد (P<۰/۰۵).

همچنین دوز معادل موثر اندام‌های در معرض تابش بر اساس ضرایب وزنی گزارش ICRP 103 با استفاده از نرم‌افزار محاسبه دوز CT-expo محاسبه شد.

مقادیر دوز معادل موثر برای عدسی چشم، عضلات، غدد لنفاوی، مخاط دهانی، بافت ET، قلب، کیسه صفرا، روده کوچک، کلیه‌ها، غدد



نمودار ۱: مقایسه شاخص دوز وزنی سی‌تی و نوز بین دو پروتکل با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی



نمودار ۲: مقایسه دوز در اندام‌های مختلف در دو پروتکل با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش دهی

گردنی گزارش شده است.^{۲۰} Brisse و همکاران مطالعه‌ای تجربی با استفاده از فانتوم استاندارد بر روی آزمون‌های مختلف سی تی اسکن اطفال انجام دادند. در این مطالعه دوز ارگان‌های مختلف در دو حالت با و بدون سیستم کنترل خودکار تابش دهی برآورد و با هم مقایسه شد.^{۱۱} نتایج این پژوهش نشان می‌دهد استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش دهی باعث کاهش دوز در اندام‌های تیروئید (از ۶۱٪ به ۳۱٪)، ریه (از ۳۷٪ به ۲۱٪)،

تابش دهی سه بعدی (با ترکیب سیستم کنترل خودکار تابش دهی‌ها با هم) کاهش حدود ۲۰٪ دوز دریافتی بیمار در سی تی قفسه سینه با سیستم کنترل خودکار تابش دهی سه بعدی نسبت به سیستم کنترل خودکار تابش دهی چرخشی را نشان می‌دهد، در حالی که در میزان نویز تصاویر به دست آمده تغییر معناداری دیده نشد. همچنین کاهش دوز به مقدار ۱۴٪، ۳۸٪، ۳۲٪، ۳۷٪ و ۶۸٪ به ترتیب برای تصاویر شکم، ریه، شکم، لگن، ستون مهره‌های کمری و ستون مهره‌های

حساس به پرتو در ناحیه تابش و دیگر نواحی (ناشی از پرتو پراکنده) را کاهش می‌دهد، در حالی که کیفیت تشخیصی تصویر از دست نخواهد رفت. برای نمونه، دوز دریافتی پستان، تیروئید، قلب، ریه و تیموس به ترتیب از ۱۵، ۵/۸، ۱۲، ۱۴ و ۱۴ به ۱۳، ۵، ۱۰، ۱۲ و ۱۲ mSv کاهش یافته است.

اگرچه استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی باعث کاهش دوز می‌شود، اما این روش محدودیت‌هایی نیز به همراه دارد.^۴ به دلیل انجام تعدیل شدت جریان بر حسب توپوگرام اولیه گرفته شده، عدم حرکت بیمار حین تصویربرداری ضروری می‌باشد.

همچنین هنگام استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی در تصویربرداری از قفسه سینه و شکم، به منظور تعدیل مناسب‌تر جریان تیوب بهتر است، محل قرارگیری دست بیمار باید بیرون از میدان دید باشد. چرا که قرار گرفتن دست‌ها در مسیر تابش پرتو ایکس، افزایش شدت جریان و در نتیجه افزایش دوز دریافتی بیمار را در پی خواهد داشت.

در این مطالعه، استفاده از سیستم کاهش خودکار تابش‌دهی باعث کاهش معناداری در شاخص دوز سی تی و دوز موثر اندام‌های حساس به پرتو بیماران زن تحت تصویربرداری سی تی قفسه سینه گردید، در حالی که نویز تصویر به عنوان شاخصه‌ای از کیفیت تصویر افزایش زیادی نداشت و در محدوده قابل قبول قرار گرفت.

با توجه به نتایج این پژوهش، می‌توان گفت استفاده از این سیستم روش موثری در کاهش دوز دریافتی زنان مراجعه‌کننده جهت انجام سی تی اسکن قفسه سینه می‌باشد.

سپاسگزاری: بدینوسیله از مدیریت، پرسنل و کارشناسان بخش تصویربرداری مرکز آموزشی، پژوهشی و درمانی فیروزگر و دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی که در انجام این پژوهش، همکاری‌های مناسبی با مولفین داشته‌اند، تشکر و قدردانی می‌شود. این مقاله بخشی از طرح تحقیقاتی تحت عنوان "مقایسه و ارزیابی دوز دریافتی بیماران با حد دوز تشخیصی در آزمون‌های سی تی اسکن مغز و قفسه سینه در سطح بیمارستان‌های ارتش جمهوری اسلامی ایران در شهر تهران" مصوب دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران در سال ۱۳۹۶ به کد ۹۱۰۰۱۶۰ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی ارتش اجرا شده است.

مری (از ۳۴٪ به ۱۷٪) و پستان (از ۳۹٪ به ۱۰٪) شده است، در حالی که استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی در ناحیه لگن و سر و گردن می‌تواند باعث افزایش دوز برخی از ارگان‌ها مانند مثانه، تخمدان‌ها و غدد بزاقی گردد.^{۲۱}

مطالعات انجام شده، نشان می‌دهند استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی دوز کلی دریافتی بیماران در تصویربرداری سی تی را کاهش می‌دهد که نتایج به دست آمده در این بررسی را تایید می‌کند.

بیشترین تاثیر سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی در ناحیه قفسه سینه گزارش شده است. دلیل این امر وجود استخوان‌های لگن در ناحیه تصویربرداری از لگن و شکم و استخوان جمجمه در ناحیه تصویربرداری از سر و گردن می‌باشد، وجود این استخوان‌های بزرگ باعث کاهش دوز در تمامی جهت‌های تابش‌دهی شده و تغییر چندانی در ضریب تضعیف کل طول مسیر در جهت‌های مختلف به وجود نمی‌آید.^{۲۱-۱۶}

در این تحقیق، دوزیمتری‌های انجام شده بر روی ۵۴ بیمار (۲۵ بیمار با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی و ۲۹ بیمار بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی) مراجعه‌کننده به منظور آزمایش قفسه سینه نشان می‌دهد که استفاده از سیستم کنترل تابش‌دهی اتوماتیک باعث کاهش ۱۵ درصدی دوز دریافتی بیماران می‌شود. در مطالعات گذشته، کاهش دوز بیشتر نیز گزارش شده است.^{۲۱-۱۶}

در این تحقیق، شاخص نویز به علت کاهش شدت جریان، به میزان ۱/۱۳٪ افزایش داشت، که در سطح استاندارد بوده (۵ HU ±) و کیفیت تشخیصی مناسبی را دارا بود. در تحقیقات پیشین نیز به این موضوع اشاره شده بود که استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی باعث کاهش کیفیت تصویر و افزایش نویز نگردیده است. همچنین شایان ذکر است که مقادیر به دست آمده برای شاخص دوز وزنی سی تی (CTDI_w)، در هر دو روش با سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی (۹/۹۴ mGy) و بدون سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی (۱۲/۴۶ mGy)، کمتر از مقادیر گزارش شده حدود مرجع تشخیصی توسط سازمان بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوها (۳۰/۶۵ mGy) می‌باشند.

با توجه به نتایج به دست آمده از این تحقیق، می‌توان گفت استفاده از سیستم کنترل خودکار تابش‌دهی دوز دریافتی اندام‌های

References

1. Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography: an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;51(6):625-34.
2. Guðjónsdóttir J, Ween B, Olsen DR. Optimal use of AEC in CT: a literature review. *Radiol Technol* 2010;81(4):309-17.
3. Haddadi G, Mehdizadeh S, Haddadi MB, Meshkibaf MH. Evaluation of absorbed dose of critical organ in rando phantom under head, abdomen and pelvis spiral CT scan by thermo luminescent dosimetry-TLD. *J Fasa Univ Med Sci* 2011;1(3):131-5.
4. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. *J Am Coll Radiol* 2011;8(6):446-9.
5. Matsubara K, Koshida K, Noto K, Takata T. Reduction of breast dose in abdominal CT examinations: Effectiveness of automatic exposure control system. *Radiat Meas* 2011;46(12):2056-9.
6. Tack D, Gevenois PA, Abada HT. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography. Berlin: Springer-Verlag; 2007.
7. Miller JC. Minimizing CT Radiation Dose. *Radiol Rounds* 2008;6(2):5.
8. Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008;24(2):71-9.
9. Funama Y, Sugaya Y, Miyazaki O, Utsunomiya D, Yamashita Y, Awai K. Automatic exposure control at MDCT based on the contrast-to-noise ratio: theoretical background and phantom study. *Phys Med* 2013;29(1):39-47.
10. Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. St. Louis, MO: Saunders/Elsevier; 2013.
11. IAEA Library Cataloguing in Publication Data. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. Vienna: International Atomic Energy, 2011.
12. Liao Y-L, Kao H-C, Chuang K-S, Chen C-P, Tsai H-Y. CT dose estimation using Gafchromic XR-CT film: Models comparison. *Radiat Meas* 2011;46(12):2052-5.
13. McCollough C, Cody D, Edyvean S, Geise R, Gould B, Keat N, et al. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report of AAPM Task Group. 2008;23:1-28.
14. Teeuwisse W, Geleijns J, Veldkamp W. An inter-hospital comparison of patient dose based on clinical indications. *Eur Radiol* 2007;17(7):1795-805.
15. Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE. Yates SJI, Pike LC, Goldstone KE. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br J Radiol* 2004;77(918):472-8.
16. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology* 2004;232(2):347-53.
17. Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys* 1999;26(11):2248-53.
18. Mastora I, Remy-Jardin M, Suess C, Scherf C, Guillot JP, Remy J. Dose reduction in spiral CT angiography of thoracic outlet syndrome by anatomically adapted tube current modulation. *Eur Radiol* 2001;11(4):590-6.
19. Gress H, Nömayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Böwing B, et al. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol* 2002;12(6):1571-6.
20. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005;237(1):213-23.
21. Brisse HJ, Robilliard M, Savignoni A, Pierrat N, Gaboriaud G, De Rycke Y, et al. Assessment of organ absorbed doses and estimation of effective doses from pediatric anthropomorphic phantom measurements for multi-detector row CT with and without automatic exposure control. *Health Phys* 2009;97(4):303-14.

Estimation and assessment of the effective doses for radiosensitive organs in women undergoing chest CT scans with or without automatic exposure control system

Daryoush Khorramian M.Sc.¹
Soroush Sistani M.Sc.²
Amin Banaei Ph.D.^{1,3*}
Salar Bijari M.Sc.¹

1- Department of Medical Physics,
Faculty of Medical Sciences,
Tarbiat Modares University,
Tehran, Iran.

2- Department of Medical Physics,
Semnan University of Medical
Sciences, Semnan, Iran.

3- Department of Radiology,
Faculty of Paramedical Sciences,
AJA University of Medical Sciences,
Tehran, Iran.

* Corresponding author: Department of
Radiology, Faculty of Paramedical
Sciences, AJA University of Medical
Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98- 21- 43822449
E-mail: aminabsp@gmail.com

Abstract

Received: 21 Jun. 2017 Revised: 14 Oct. 2017 Accepted: 21 Oct. 2017 Available online: 22 Oct. 2017

Background: There are several techniques for reducing the delivered dose from CT (Computed tomography) scanning such as the automatic exposure control (AEC). This technique modulates the tube current regarding the patient size and weight. The aim of this study was to estimate the effect of the AEC on the radiosensitive organs effective doses in women undergoing chest CT scanning.

Methods: This study was a cross-sectional, analytical and quantitative study that was performed during 3 months in the imaging section of the Firoozgar educational and therapeutic hospital (belonging to Shahid Beheshti University of Medical Sciences) in the spring of 2017. CT scan exposure parameters were gathered and registered for 54 women undergoing chest CT scan. Twenty-five of these scans were performed using AEC system and 29 of them were performed without using AEC. CT dose indexes in the center and peripheral regions of the standard phantom were calculated using the exposure parameters. Weighted CT dose index was also calculated and effective organ doses were obtained using CT-Expo software, version 2 (Medizinische Hochschule, Hannover, Germany) for two mentioned groups. In addition, noise was measured for these two groups as an image quality parameter.

Results: Calculated weighted CT dose indexes were 9.94 mGy and 12.46 mGy using AEC system and without using AEC, respectively. The calculated effective doses were equal to 5.4 mSv and 6.3 mSv using AEC and without using AEC, respectively. Maximum organ effective doses were 15, 14, 14 and 14 mSv for breast, esophagus, lung and thymus respectively in the non-using AEC system imaging technique.

Conclusion: Our measurements indicated a decrease about 15% in weighted CT dose index (from 12.46 to 9.94 mGy) using AEC system. Beside of this fact, the noise increased about 11.3% (from 4.2 to 4.74) using AEC system. So, it can be said that using of AEC was an effective way for dose reduction in women undergoing chest CT scanning, and the additional noise was in the acceptable range.

Keywords: cross-sectional studies, radiation protection, radiation dosage, X-Ray computed tomography.