مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و پنجم/شماره‌ی ۴۲۱/هفته‌ی اول اردیبهشت ماه ۱۳۹۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۰/۱۱
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۱/۱

بررسی دز تابشی در سی‌تی اسکن چند آشکارسازی در فانتوم Polymethylmethacrylate (PMMA) با استفاده از شیوه‌نامه‌ی American Association of Physicists in Medicine-Task Group111 (AAPM-TG111)

سهیلا شریفیان[۱]، داریوش شهبازی گهرویی[۲]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: امروزه، محاسبه‌ی مقادیر دز دریافتی بیمار در آزمایش‌های سی‌تی اسکن (Computed tomography scan یا CT Scan) با استفاده از شاخص‌های وزنی (Computed tomography dose index$_{100}$ یا $CTDI_{100}$) و حجمی (Computed tomography dose index $_{volume}$ یا $CTDI_{vol}$) دز و در نتیجه محاسبه‌ی دز تعادل (Dose equilibrium یا D_{eq}) انجام می‌شود. استانداردهای فعلی برای ارزیابی شاخص دز در نسل‌های جدید سی‌تی اسکن به دلیل کوچکی دزیمتر که تمام حجم تابشی را در بر نمی‌گیرد، قابل قبول نمی‌باشد. هدف از انجام این مطالعه، استفاده از شیوه‌نامه‌ی AAPM-TG111 برای ارزیابی دز بود.

روش‌ها: با استفاده از فانتوم استاندارد Polymethylmethacrylate (PMMA) و اتاقک یونیزان قلمی مقادیر دز تجمعی، دز تعادل، دز انتگرال و در نهایت، دز مؤثر در دو آزمون یعنی بررسی بر اساس شاخص وزنی و حجمی دز محاسبه گردید.

یافته‌ها: مقدار متوسط دز تعادل بر اساس شاخص دز سی‌تی اسکن ($CTDI_{100}$) برای دو آزمون به ترتیب ۲۶/۱۱ و ۵۸/۹۹ میلی‌گری به دست آمد که این مقادیر، بر اساس $CTDI_{vol}$ کنسول ۱۹/۴ و ۴۲/۴ میلی‌گری بود. درصد اختلاف بین $CTDI_{vol}$ و D_{eq} در دو آزمون به ترتیب ۳۴/۵۸ درصد و ۳۹/۱۲ درصد بود که مقدار قابل توجهی اختلاف بین مقادیر دز به دست آمده را نشان می‌دهد.

نتیجه‌گیری: در این مطالعه، درصد اختلاف به دست آمده برای شاخص حجمی کنسول و دز تعادل با مقادیر گزارش شده توسط دیگر محققین هم‌خوانی دارد و می‌توان بیان کرد که ارزیابی دز پرتو در پایان هر اسکن، توسط شاخص حجمی مناسب نبود و لازم است از شاخص‌های جدید ارایه شده در دستورالعمل‌ها جهت کنترل کیفی و تضمین کیفیت دستگاه استفاده کرد.

واژگان کلیدی: Computed tomographyچند آشکارسازی، دز تابشی، Polymethylmethacrylate (PMMA)، فانتوم رادیولوژی

ارجاع: شریفیان سهیلا، شهبازی گهرویی داریوش. **بررسی دز تابشی در سی‌تی اسکن چند آشکارسازی در فانتوم Polymethylmethacrylate (PMMA) با استفاده از شیوه‌نامه‌ی American Association of Physicists in Medicine-Task Group111 (AAPM-TG111).**
مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۶؛ ۳۵ (۴۲۱): ۲۰۵-۲۰۰

مقدمه

بررسی و تعیین مقدار دز جذبی پرتو در روش‌های تصویربرداری با پرتوی ایکس (X) از اهمیت زیادی برخوردار است (۴-۱). سی‌تی اسکن (Computed tomography scan یا CT scan) یکی از این روش‌ها می‌باشد که از مهم‌ترین منابع پرتودهی پرتوهای یونیزان است (۷-۵). استاندارد فعلی برای ارزیابی این دزها، اندازه‌گیری شاخص وزنی دز CT است که نشانگر دز جذبی در امتداد محور طولی اسکنر CT، هنگام یک چرخش تیوب پرتوی ایکس است (۸).

شاخص وزنی دز Computed tomography dose index ($CTDI_{100}$) توسط اتاقک یونیزان به طول ۱۰۰ میلی‌متر در فانتوم استوانه‌ای پلی‌متیل متا اکریلیک (Polymethylmethacrylate یا PMMA) به قطر ۱۶ یا ۳۲ سانتی‌متر که به ترتیب نشان دهنده‌ی سر و تنه‌ی بزرگسالان است، اندازه‌گیری می‌شود (۸).

فن‌آوری CT چند آشکارسازه (MDCT یا

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: داریوش شهبازی گهرویی
Email: shahbazi@med.mui.ac.ir

Multidetector computed scanning)، پیشرفت شگرفی را در تنوع، کیفیت و سرعت دستگاه‌های CT رقم زد؛ به طوری که در این سیستم‌ها، ردیفی از آشکارسازهای متعدد در امتداد محور طولی (عمود بر صفحه‌ی آگزیال CT) قرار دارند و ۶۴ کانال اطلاعات را در امتداد محور طولی جمع‌آوری می‌کنند (۹).

در نسل‌های جدید CT، به خاطر افزایش اندازه‌ی سیستم آشکارساز در امتداد محور Z و هندسه‌ی مخروطی پرتو، اتاقک یونیزان قلمی برای اندازه‌گیری تمام دز اولیه خیلی کوچک است که به سطح کمتری از تحویل دز منجر می‌گردد و شاخص دز CT با توجه به در نظر نگرفتن پرتوهای پراکنده‌ی بیشتر از ۱۰۰ میلی‌متر در راستای محور Z، کارایی ندارد و به همین دلیل، در مطالعه‌ی حاضر، از شیوه‌نامه‌ی AAPM-TG111 برای ارزیابی دز پرتوی استفاده شد (۱۰).

در سال ۲۰۱۰، مؤسسه‌ی AAPM، نتایج تئوری، محاسباتی و آزمایشگاهی خود را جهت روش‌های جدید اندازه‌گیری در گزارش TG111 ارایه کرد. هدف از گزارش TG111، اندازه‌گیری روشی جدید بر پایه‌ی دز تعادل است که در آن، اتاقک یونیزان با حجم فعال کوچک در یک فانتوم طویل قرار داده می‌شود و استفاده از آن برای دزیمتری سیستم‌های جدید جهت کنترل کیفی و تضمین کیفیت توصیه شده است (۱۱). کنترل کیفی و تضمین کیفیت از نیازهای اساسی سیستم‌های تصویربرداری برای حصول تصاویر با کیفیت بالا می‌باشد (۱۲). چالشی که در این روش مطرح است، برای اندازه‌گیری مستقیم دز تعادل یا دز تجمعی، نیازمند استفاده از فانتوم دزیمتری با حداقل طول ۴۰ سانتی‌متر می‌باشد (۱۴-۱۳).

برای استفاده‌ی کاربردی از این روش، از فانتوم PMMA به طول ۱۶ سانتی‌متر و قطر ۳۲ سانتی‌متر با استفاده از محاسبات جدیدی که توسط Li و همکاران برای شیوه‌نامه‌ی AAPM-TG111 ارایه شده است، استفاده گردید (۱۳). هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، بررسی میزان دز تابشی در سیستم در فانتوم PMMA با استفاده از گزارش AAPM-TG111 و مقایسه‌ی آن با دز تحویل داده شده به بیمار توسط اسکنر در پایان هر اسکن بود.

روش‌ها

در این مطالعه، از دستگاه CT مدل MDCT-64 (Siemens, SOMATOM SENSATION) و فانتوم PMMA با قطر ۳۲ و طول ۱۶ سانتی‌متر، چگالی ۱/۱۳ گرم بر سانتی‌متر مکعب و عدد اتمی مؤثر ۶/۴۸ نزدیک به بافت استفاده شد (۱۰). از اتاقک یونیزان Piranha (RTI electronics and Sweden x-ray analyzer) با طول ۱۵ سانتی‌متر و حجم حساس ۱۰ سانتی‌متر که قبل از استفاده در آزمایشگاه Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) کالیبره گردید، استفاده شد.

دو روش (استفاده از شاخص وزنی و شاخص حجمی) برای محاسبات دز CT انجام شد که آزمایش‌ها بر اساس روش اول انجام گردید و اساس روش دوم، خوانش از روی کنسول CT بود.

الف) شاخص وزنی دز: منظور از $CTDI_{100}$، دز تجمعی در اسکن‌های چندگانه و در مرکز یک اسکن ۱۰۰ میلی‌متر است. ابتدا، فانتوم تنه روی سطح تخت تنظیم شد و سپس، اتاقک یونیزان در حفره‌ی مرکزی آن قرار گرفت. حفره‌های جانبی به وسیله‌ی میله‌های آکریلیک پر شد و برای پارامترهای تابشی دو آزمون (جدول ۱)، مورد تابش قرار گرفت. در مرحله‌ی بعد، همین روند برای حفره‌های جانبی فانتوم انجام گرفت و مقادیر شاخص دز CT در مرکز ($CTDI_{100,c}$) و شاخص دز CT در پیرامون ($CTDI_{100,p}$) فانتوم به دست آمد. سپس، دز تعادل (D_{eq}) با استفاده از $CTDI_{100}$ محاسبه شد و دز تجمعی ($D_L(0)$) از طریق دز تعادل و نزدیکی به تابع تعادل (H(L)) محاسبه گردید.

جدول ۱. پارامترهای تابشی مورد استفاده برای محاسبات لازم

آزمون	کیلوولت	میلی‌آمپر ثانیه	ضخامت اسلایس × تعداد مقاطع	گام
۱	۱۲۰	۱۰۰	۲/۵ × ۴	۱
۲	۱۲۰	۱۵۰	۲/۵ × ۴	۱

محاسبات بر اساس شاخص وزنی دز مؤثر $\varepsilon(CTDI_{100})$ به دست می‌آید (۱۰)؛ یعنی:

$$\varepsilon\,(CTDI_{100}) = \frac{CTDI_{100}}{CTDI_{\infty}}$$

دز تعادل برای یک طول اسکن بزرگ $CTDI_{\infty}$ و گام مربوط حاصل می‌شود.

$$D_{eq} = D_{eq} \times pitch = CTDI_{\infty} = \frac{CTDI_{100}}{\varepsilon\,(CTDI_{100})}$$

مقدار دز تجمعی در نقطه‌ی مرکزی محدوده‌ی اسکن با استفاده از معادله‌ی زیر محاسبه می‌گردد:

$$D_L(0) = H\,(L) \times D_{eq} = H\,(L) \times \frac{D_{eq}}{pitch}$$

این معادلات روی محور مرکزی و پیرامون فانتوم به دست آمده است و نیازمند اطلاعاتی از $\varepsilon(CTDI_{100})$ و H(L) می‌باشد. اطلاعات $\varepsilon(CTDI_{100})$ در جداول مراجع موجود است (۱۵-۱۴). مقدار $CTDI_{100}$ در یک فانتوم PMMA به طول ۱۵ سانتی‌متر ارزیابی گردید و H(L) در یک فانتوم بی‌نهایت به دست آمد (۱۴).

جدول ۲. نتایج مقادیر دز در آزمون‌های این مطالعه

آزمون	$CTDI_{100,C}$ (میلی گری)	$CTDI_{100,P}$ (میلی گری)	$CTDI_W$ (میلی گری)	$CTDI_{vol}$ (میلی گری)	$CTDI_{vol}$ کنسول (میلی گری)	درصد اختلاف
۱	۱۵/۵۳	۲۰/۴۹	۱۸/۸۴	۱۸/۸۴	۱۹/۴۰	٪۲/۸۹
۲	۳۵/۸۴	۴۴/۴۲	۴۱/۵۶	۴۱/۵۶	۴۲/۴۰	٪۱/۹۹

همچنین، مقادیر $\varepsilon(CTDI_{100})$ و $H(L)$ توسط معادله‌ی زیر به هم مرتبط می‌شوند:

$$H(L=100\ mm) = \varepsilon\ (CTDI_{100}) \times (1+\delta)$$

جایی که δ، اختلاف بین طول دو فانتوم (۱۵ سانتی‌متری و بی‌نهایت) است. بر اساس مطالعات این مقدار، برای مرکز فانتوم ۳۲ سانتی‌متری، δ = ۰/۰۸ و برای پیرامون آن δ = ۰/۰۲ است (۱۵-۱۴).

ب) شاخص حجمی دز: روش دوم، محاسبات بر اساس شاخص حجمی دز یعنی $CTDI_{vol}$ است (۱۱). مقدار CTDI در طول میدان دید (Field of view یا FOV) را شاخص حجمی دز گویند. اسکنرهای CT، به طور معمول $CTDI_{vol}$ را نشان می‌دهند که در این جا محاسبات دز تعادل بر اساس آن است. نسبت $CTDI_{100,c}$ به $CTDI_{100,p}$ را R_{100} گویند که مقادیر آن در جداول مربوط برای اسکنرهای مختلف موجود می‌باشد (۱۱). $CTDI_{vol}$ توسط رابطه‌ی زیر با $CTDI_{100}$ مرتبط می‌گردد:

$$CTDI_{vol} \times pitch = 1/3\ CTDI_{100,c} + 2/3\ CTDI_{100,p}$$

با تلفیق معادلات پیش‌گفته، معادلات زیر حاصل می‌شود:

$$D_{eq,C} = \frac{3R_{100}}{2+R_{100}} \times \frac{CTDI_{vol}}{\varepsilon(CTDI_{100,c})} \times pitch$$

$$D_{eq,P} = \frac{3}{2+R_{100}} \times \frac{CTDI_{vol}}{\varepsilon(CTDI_{100,p})} \times pitch$$

که نسبت $CTDI_\infty$ مرکزی به محیطی را R_∞ گویند که به R_{100} مرتبط می‌شود و برابر است با:

$$\frac{R_\infty}{R_{100}} = \frac{\varepsilon(CTDI_{100,p})}{\varepsilon(CTDI_{100,c})}$$

این نسبت در فانتوم PMMA به قطر ۳۲ حدود ۱/۵۰ است (۱۰).

دز تجمعی کل (E_{tot})، انرژی جذب شده در فانتوم است و به عنوان یک خطر تابشی برای بیمار محسوب می‌گردد و مقدار آن برابر است با (۱۶):

$$E_{tot} = \rho\ \pi R^2\ L\ D_{eq}$$

که در آن، R شعاع فانتوم، ρ چگالی فانتوم و L فاصله‌ی اسکن می‌باشد و D_{eq} برابر متوسط دز تعادل در سطح πR^2 است.

بهترین برآورد خطر تابشی برای بیماران، کمیت دز مؤثر (Effective dose) است که می‌تواند به وسیله‌ی متوسط دز تعادل در طول اسکن در ضریب تبدیل (k)، به دست آید (۱۶). همچنین، در حال حاضر محاسبات $CTDI_{vol}$ و حاصل ضرب طول در دز (DLP یا Dose length product) بر روی میز فرمان CT، به منظور ارزیابی پارامترهای اسکن مؤثر بر دز نمایش داده شده و به عنوان گزارش دز با آزمایش CT ثبت می‌شود.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

که در این رابطه، L طول اسکن بر حسب سانتی‌متر می‌باشد. DLP را با استفاده از رابطه‌ی پیش‌گفته و ضرایب تبدیل k می‌توان به دز مؤثر تبدیل کرد؛ یعنی:

$$Effective\ dose = DLP \times k$$

در این رابطه، برای آزمون اول که شرایط مورد استفاده در آزمون شکم و لگن است، مقدار k برابر ۰/۰۱۵ میلی‌سیلورت بر میلی‌گری-سانتی‌متر است (۱۶).

یافته‌ها

در این مطالعه، مقادیر $CTDI_{100}$ برای دو آزمون اندازه‌گیری شد و در نهایت، مقدار $CTDI_{vol}$ کنسول با مقدار محاسبه شده‌ی آن در جدول ۲ آمده است. در آزمون اول، ۲/۸۹ درصد اختلاف و در آزمون دوم میزان اختلاف ۱/۹۹ درصد بود.

همچنین، با استفاده از معادلات پیش‌گفته، مقادیر دز تجمعی و دز تعادل به دست آمد و در نهایت، مقدار دز کل محاسبه گردید (جدول ۳).

جدول ۳. مقادیر دز تجمعی، تعادل و کل

آزمون	$D_L(0)_c$ (میلی گری)	$D_L(0)_p$ (میلی گری)	$D_{eq,c}$ (میلی گری)	$D_{eq,p}$ (میلی گری)	D_{eq} (میلی گری)	E_{tot} (میلی‌ژول)
۱	۱۶/۷۵	۲۰/۹۰	۲۷/۲۲	۲۵/۰۰	۲۶/۱۱	۴۱۲/۰۰
۲	۳۸/۶۹	۴۵/۳۰	۶۳/۷۹	۵۴/۱۹	۵۸/۹۹	۹۳۱/۷

در نهایت، دز مؤثر برابر با ۵/۸۷ mSv میلی‌سیلورت به دست آمد که این مقدار، برای محاسبات شاخص دز CT برابر ۴/۲۴ میلی‌سیلورت است و حدود ۲۷/۸ درصد اختلاف را نشان می‌دهد.

بحث

همان‌طور که اشاره شد، در نسل‌های جدید CT، دز تعادل با استفاده از شاخص وزنی دز در مرکز گانتری به دست می‌آید که با استاندارد فعلی یعنی شاخص دز CTDI که هنوز مورد استفاده قرار می‌گیرد، کارایی ندارد. به همین دلیل، از شیوه‌نامه‌ی AAPM-TG111 برای ارزیابی دز پرتوی استفاده شده است.

در این مطالعه، با توجه به دو روش استاندارد شاخص وزنی و تجمعی دز، درصد اختلاف بین $CTDI_{vol}$ و D_{eq} در آزمون اول ۳۴/۵۸ درصد و درصد اختلاف بین $CTDI_{vol}$ و D_{eq} در آزمون دوم برابر ۳۹/۱۲ درصد بود که اختلاف بین مقادیر دز به دست آمده را نشان می‌دهد.

در مطالعه‌ی Descamps و همکاران، بین $CTDI_{vol}$ ارایه شده توسط کنسول در پایان هر آزمون و دز اندازه‌گیری شده‌ی مستقیم با استفاده از شیوه‌نامه‌ی TG111 بین ۳۵-۳۲ درصد اختلاف وجود داشت که ناشی از اندازه‌گیری مستقیم دز تعادل می‌باشد و دز کمتری را نشان می‌دهد؛ بدان معنا که شاخص دز CT برای مشخص کردن دز تحویل داده شده‌ی اسکنر مناسب نیست (۱۰).

Li و همکاران، بین نتایج مطالعه‌ی Descamps و همکاران (۱۰) و محاسبات با فرمول‌های ارایه شده در این مطالعه، مقایسه‌ای را انجام دادند که نشان دهنده‌ی اختلاف حداکثر ۵/۳ درصد و متوسط ۰/۷ درصدی است که با نتایج مطالعه‌ی حاضر هم‌خوانی دارد (۱۴). در مطالعه‌ی دیگری، Campelo و همکاران، اختلاف بین $CTDI_{vol}$ ارایه شده توسط کنسول و متوسط دز تعادل به دست آمده را ۷۳-۳۰ درصد بیان کردند (۱۷).

در بیشتر مقالات، برای مقایسه‌ی دز مؤثر با مقادیر بین‌المللی، از مقادیر $CTDI_{vol}$ استفاده می‌شود که با توجه به اختلاف ۲۷/۸ درصد حاصل شده در این مطالعه و نتایج مطالعات دیگر (۱۷) مبنی بر نشان ندادن مقدار دز واقعی بیمار، هم‌خوانی قابل قبولی وجود دارد و لازم است از مقادیری که به واقعیت نزدیک‌تر هستند، استفاده نمود. امروزه، بیشتر برای بررسی دز مؤثر از مقادیر $CTDI_{vol}$ استفاده می‌شود که با توجه به اختلافی که بین شاخص حجمی دز و دز تعادل به دست آمده وجود دارد (حداقل ۳۰ درصد)، اعداد و ارقام دز مؤثر محاسبه شده برای مقایسه با مراجع بین‌المللی و محاسبه‌ی خطر سرطان مناسب نمی‌باشد.

چنانچه اشاره شد، برای ارزیابی دز پرتو در پایان هر اسکن، شاخص حجمی دز مناسب نمی‌باشد و لازم است از شاخص‌های جدید ارایه شده جهت کنترل کیفی و تضمین کیفیت دستگاه‌ها استفاده شود که این شاخص‌ها، می‌تواند برای بیان پرتو خروجی دز در اسکنر CT رود و به خوبی برخی از عملکردهای نادرست دستگاه را پیش‌گویی نماید.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه‌ی دانشجویی در مقطع کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی به شماره‌ی طرح ۳۹۵۲۱۲ می‌باشد. بدین وسیله از همکاری تمامی کسانی که در انجام این پژوهش مشارکت داشته‌اند، به ویژه آقای ایرج عابدی دانشجوی دوره دکتری فیزیک پزشکی تشکر و قدردانی می‌شود.

References

1. Shahbazi-Gahrouei D, Nazem M, Sharbafchizadeh M, Jafarpishehfard MS. The average of cumulative radiation dose in neonates in the neonatal surgery ward due to diagnostic and therapeutic radiologic procedures during the admission period. J Isfahan Med Sch 2011; 29(140): 626-33. [In Persian].
2. Shahbazi-Gahrouei D, Baradaran-Ghahfarokhi M. Investigation of patient dose from common radiology examinations in Isfahan, Iran. Adv Biomed Res 2012; 1: 11.
3. Shahbazi-Gahrouei D, Baradaran-Ghahfarokhi M. Assessment of entrance surface dose and health risk from common radiology examinations in Iran. Radiat Prot Dosimetry 2013; 154(3): 308-13.
4. Shahbazi-Gahrouei D, Abdi MR, Paknejad A, Baradaran-Ghahfarokhi M. Evaluation of absorbed dose from common radiology examinations in Yasuj, Iran, using experimental measurement and Monte Carlo calculations. J Isfahan Med Sch 2016; 34(371): 106-13. [In Persian].
5. Bouzarjomehri F, Zare MH, Shahbazi-Gahrouei D. Conventional and spiral CT dose indices in Yazd general hospitals, Iran. Iran J Radiat Res 2006; 3(4):183-9.
6. Bouzarjomehri F, Zare MH, Shahbazi-Gahrouei D. Patient dose resulting from CT examinations in Yazd, Iran. Iran J Radiat Res 2006; 4(3): 121-7.
7. Figueira C, Di Maria S, Baptista M, Mendes M, Madeira P, Vaz P. Paediatric CT exposures: comparison between CTDIvol and SSDE methods using measurements and Monte Carlo simulations. Radiat Prot Dosimetry 2015; 165(1-4): 210-5.
8. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Comprehensive methodology for the

evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography (Report No. 111). College Park, MD: AAPM; 2010.
9. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. Radiology 2005; 235(3): 756-73.
10. Descamps C, Gonzalez M, Garrigo E, Germanier A, Venencia D. Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. J Appl Clin Med Phys 2012; 13(6): 3934.
11. Li X, Zhang D, Liu B. Calculations of two new dose metrics proposed by AAPM Task Group 111 using the measurements with standard CT dosimetry phantoms. Med Phys 2013; 40(8): 081914.
12. Shahbazi-Gahrouei D. Quality control of the radiological equipment in Chaharmahal and Bakhtiari Hospitals. J Shahrekord Univ Med Sci 2004; 5 (4): 11-8. [In Persian].
13. Li X, Zhang D, Liu B. Monte Carlo assessment of CT dose equilibration in PMMA and water cylinders with diameters from 6 to 55 cm. Med Phys 2013; 40(3): 031903.
14. Li X, Zhang D, Liu B. Estimation of the weighted CTDI (infinity) for multislice CT examinations. Med Phys 2012; 39(2): 901-5.
15. Dixon RL, Ballard AC. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: beyond CTDI100. Med Phys 2007; 34(8): 3399-413.
16. Shrimpton PC, Wall BF, Yoshizumi TT, Hurwitz LM, Goodman PC. Effective dose and dose-length product in CT. Radiology 2009; 250(2): 604-5.
17. Campelo MCS, Silva MC, Terini RA. CTDI versus new AAPM Metrics to assess doses in CT: A case study. Brazilian J Radiat Sci 2016; 4(2): 1-15.

Journal of Isfahan Medical School
Received: 31.12.2016
Vol. 35, No. 421, 1st Week, May 2017
Accepted: 20.01.2017

Dose Assessment in Multidetector Computed Tomography (CT) of Polymethylmethacrylate (PMMA) Phantom Using American Association of Physicists in Medicine-Task Group Report No. 111 (AAPM-TG111)

Soheila Sharifian[1], Daryoush Shahbazi-Gahrouei[2]

Original Article

Abstract

Background: Computed tomography (CT) is one of the most used imaging modalities and is one of the main sources of population exposure. Recently, patient doses are estimated through CT dose index (CTDI) phantoms as a reference to calculate CTDI volume ($CTDI_{vol}$) values followed by calculating equilibrium dose (D_{eq}). This study aimed to improve measurement methods for equilibrium dose and the effective dose using the American Association of Physicists in Medicine-Task Group Report No. 111 (AAPM-TG111).

Methods: Using standard phantom of polymethylmethacrylate (PMMA) and pencil ionization chamber, the values of $CTDI_{100}$ and $\varepsilon(CTDI_{100})$, and DL(0) were calculated followed by calculating equilibrium dose, hence obtaining the total effective dose.

Findings: The average equilibrium dose in according to the $CTDI_{100}$ and $CTDI_{vol}$ was found to be 26.11 and 58.99, respectively; which was based on the value of 19.4 and 42.4 mGy recorded by CT console. Differences between $CTDI_{vol}$ and D_{eq} were 34.58% and 39.12% based on the experiments setting up by the CT-weighted and volume dose index, respectively.

Conclusion: Differences between values of $CTDI_{vol}$ and D_{eq} were consistent with the literature results. Overall, weighted dose index of CT systems is not sufficient to determine patient's dose and using new recommended indices are required.

Keywords: Multidetector computed tomography, Radiation dosage, Polymethylmethacrylate (PMMA), Radiologic phantom

Citation: Sharifian S, Shahbazi-Gahrouei D. **Dose Assessment in Multidetector Computed Tomography (CT) of Polymethylmethacrylate (PMMA) Phantom Using American Association of Physicists in Medicine-Task Group Report No. 111 (AAPM-TG111).** J Isfahan Med Sch 2017; 35(421): 200-5.

1- MSc Student, 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
Corresponding Author: Daryoush Shahbazi-Gahrouei, Email: shahbazi@med.mui.ac.ir