مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و چهارم/شماره‌ی ۳۹۸/هفته‌ی دوم آبان ماه ۱۳۹۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۴/۲۰
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۵/۱۸

تعیین Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_W$) برای آزمون‌های Computed Tomography Scan آنژیوگرافی عروق کرونری در دستگاه‌های CT Scan ۶۴ قطعه‌ای

محمدباقر توکلی[۱]، ریحانه فرجی[۲]، امیر سجادیه[۳]، سلمان جعفری[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: استفاده از Computed tomography scan (CT scan) آنژیوگرافی عروق کرونری، به عنوان یک روش تصویربرداری برای ارزیابی غیر تهاجمی بیماری‌های عروق کرونری در حال افزایش است و به همین دلیل، دز قابل توجهی از آزمون‌های CT scan را به خود اختصاص می‌دهد. آگاهی از پارامترهای مختلف برای تخمین دز، نقش مهمی در افزایش درک از تابش‌گیری بیماران و در نتیجه، کمک به کاهش دز دارد. به این منظور، در این مطالعه، شاخص وزنی دز CT scan (Weighted computed tomography dose index یا $CTDI_W$) برای آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری در مراکز پزشکی اصفهان اندازه‌گیری شد.

روش‌ها: با استفاده از اتاقک یونیزاسیون Piranha و فانتوم تنه آکریلیک با اعمال کیلوولت، میلی‌آمپر ثانیه، ضخامت مقطع و عامل پیچی که به طور معمول در مراکز استفاده می‌شود، مقادیر $CTDI_W$ برای آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری در بیمارستان سینا و مرکز آموزشی–درمانی الزهرای (س) اصفهان، اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: مقدار متوسط $CTDI_W$ مربوط به آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری برای اسکن‌های معمول در بیمارستان سینا و مرکز آموزشی– درمانی الزهرای (س) اصفهان به ترتیب ۱/۲۹ ± ۶/۲۲ و ۰/۸۴ ± ۵/۲۹ (P = ۰/۸۶۰) و در حالت کلسیم اسکورینگ (Calcium scoring) برای دو مرکز پیش‌گفته به ترتیب ۰/۱۹ ± ۰/۴۶ و ۰/۶۱ ± ۲/۳۵ محاسبه شد (P = ۰/۰۰۷).

نتیجه‌گیری: در این مطالعه، مقادیر متوسط $CTDI_W$ مربوط به آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری اختلاف معنی‌داری نداشتند. در حالی که این مقادیر در حالت کلسیم اسکورینگ در دو مرکز اختلاف قابل توجهی داشتند. همچنین، مقادیر محاسبه شده در مقایسه با مطالعات دیگر به طور قابل توجهی کمتر بود. با توجه به این که مقادیر دز به دست آمده بسیار به شرایط تابش و شیوه‌نامه‌ی اجرایی وابسته است، بنابراین آموزش و دقت کارشناسان در به کارگیری شرایط تابش و شیوه‌نامه‌ی مناسب، باعث کاهش دز و حفاظت پرتویی بیمار می‌شود.

واژگان کلیدی: Weighted computed tomography dose index، Multidetector computed momography، Computed tomography scan، آنژیوگرافی عروق کرونری

ارجاع: توکلی محمدباقر، فرجی ریحانه، سجادیه امیر، جعفری سلمان. **تعیین Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_W$) برای آزمون‌های Computed Tomography Scan آنژیوگرافی عروق کرونری در دستگاه‌های CT Scan ۶۴ قطعه‌ای.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۹۸): ۱۰۶۵–۱۰۶۰

مقدمه

امروزه، استفاده از Computed tomography scan (CT scan) به عنوان یک ابزار تشخیصی غیر تهاجمی، به طور چشمگیری رو به افزایش است (۱). این روش، با استفاده از اشعه‌ی ایکس و به کارگیری الگوریتم‌ها و محاسبات کامپیوتری، تصاویر مقطعی و عرضی از اعضای بدن فراهم می‌کند. در این نوع روش تصویربرداری، تعداد مقاطع یا کانال‌های جمع‌آوری در هر چرخش آگزیال از ۱۶ به ٦٤ قطعه و بیشتر، افزایش یافته است (۲). با توجه به این که بیماری‌های قلبی– عروقی یکی از علل شایع مرگ و میر در جهان گزارش شد و ٦٤ درصد از این موارد مربوط به بیماری‌های عروق کرونری است، در کشور ما نیز این

۱- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- استادیار، گروه قلب و عروق، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۴- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: ریحانه فرجی
Email: reihanefaraji@yahoo.com

مسأله حایز اهمیت می‌باشد و از این رو، وجود روشی جهت تشخیص بیماری‌های عروق کرونری ضروری است (٤-٣).

دستگاه‌های CT scan ٦٤ قطعه‌ای قابلیت تصویربرداری غیر تهاجمی از عروق کرونری را دارند و قادر به نمایش پلاک و استنوزیس در جداره‌ی عروق کرونری هستند (٧-٥). این دستگاه‌ها، با استفاده از الگوریتم‌های خاص نرم‌افزاری، تصاویر سه بعدی در مقاطع گوناگون کرونال، آگزیال و ساجیتال از اندام‌های مختلف از جمله اندام‌های متحرک مانند قلب فراهم می‌کنند (٨، ٢). با وجود مزایا و پیشرفت‌های اخیر در بهبود رزولوشن فضایی و زمانی که به وسیله‌ی عرض آشکارساز نازک‌تر و میزان پیچ کمتر برای اکتساب داده‌ها در CT scan قلب فراهم شده، استفاده از این روش تصویربرداری، اغلب با افزایش دز تابشی همراه است (١٠-٩).

دز جذبی بافت‌ها در CT scan آنژیوگرافی، جزء بالاترین دزهای دریافتی توسط بیماران در روش‌های تصویربرداری پزشکی است و این دزها اغلب نزدیک یا بیشتر از سطوح دز افزایش دهنده‌ی خطر ابتلا به سرطان هستند (١١، ١). بنابراین، در استفاده از آزمون‌های CT scan آنژیوگرافی، بایستی منافع و خطرات آن برای بیماران در نظر گرفته شود. برای دستیابی به این هدف، یکی از اصول مهم بهینه‌سازی در هنگام استفاده از آزمون‌های CT scan آنژیوگرافی، محدود ساختن دز دریافتی بیماران با توجه به اصول حفاظت پرتوی می‌باشد که لازمه‌ی آن، آگاهی از میزان دز دریافتی بیمار است. بدین منظور، می‌توان ازکمیت شاخص وزنی دز CT scan (Weighted computed tomography dose index یا $CTDI_W$) استفاده نمود. این کمیت، می‌تواند برای پزشکان در انتخاب روش تشخیصی مناسب‌تر و برای تکنولوژیست‌ها، در انتخاب کمترین شرایط تابش به منظور بهینه‌سازی میان دز بیمار و کیفیت تصویر بسیار مؤثر باشد.

روش‌ها

برای تعیین دز در CT scan، روش‌های مختلفی مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از روش‌های مورد استفاده، $CTDI_W$ است که به منظور تعیین مقدار دز طی آزمون CT scan پذیرفته شده است. بدین منظور، فانتوم تنه با جنس آکریلیک با قطر ٣٢ و طول ١٦ سانتی‌متر با چگالی ١/١٣ گرم بر سانتی‌متر مکعب و عدد اتمی مؤثر ٦/٤٨ نزدیک به بافت باعث شده است جهت انجام دزیمتری بسیار مناسب باشد (١٢).

از اتاقک یونیزاسیون Piranha (X-ray Analyzer, RTI electronics and Sweden) با طول ١٥ سانتی‌متر و حجم حساس ١٠ سانتی‌متر استفاده شد. این اتاقک، قبل از استفاده در آزمایشگاه Secondary standard dosimetry laboratory (SSDL) واقع در کرج کالیبره شد.

این اتاقک، مقادیر $CTDI_{100}$ را بر حسب میلی‌گری طبق برنامه‌ای که از قبل برای آن تعریف شده بود، اندازه گیری می‌نمود و از طریق کابل یا بلوتوث، مقادیر به دست آمده روی رایانه ذخیره می‌شد. در اصفهان، آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری، در بیمارستان سینا و مرکز آموزشی- درمانی الزهرا (س) انجام می‌شد. دستگاه‌های مورد استفاده در این مراکز به ترتیب Philips- MDCT- 64 Slice و Light Speed VCT- MDCT- 64 Slice بودند.

CTDI در CT scan آنژیوگرافی عروق کرونر، به پارامترهایی نظیر ولتاژ و جریان تیوب، طول اسکن، ضخامت مقطع و عامل پیچ وابسته است. ابتدا فرم‌هایی که شامل اطلاعاتی درباره‌ی همین پارامترها بود، تهیه و برای ٧٠ بیمار در هر دو مرکز این فرم‌ها تکمیل شد و با توجه به اطلاعات به دست آمده، معمول‌ترین شرایط مورد استفاده در آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری انتخاب گردید (جدول ١).

جدول ١. پارامترهای تابشی مورد استفاده در این مطالعه

نام مراکز	مدل دستگاه	آزمون‌ها	کیلوولت	میلی‌آمپر	ضخامت قطعه	عامل پیچ
بیمارستان الزهرا (س)	Light Speed VCT-MDCT-64 Slice	کلسیم	١٠٠	۴٣٠	٢/٥	٠/٥
		اسکورینگ	١٠٠	٣٥٠	٢/٥	٠/٥
			١٠٠	٢٥٠	٢/٥	٠/٥
		اسکن اصلی	١٢٠	۴٠٠	١/٢٥	٠/٥
			١٢٠	٥٠٠	١/٢٥	٠/٥
			١٢٠	۶٠٠	١/٢٥	٠/٥
بیمارستان سینا	Philips-MDCT-64 Slice	کلسیم	١٢٠	٥٠	٢/٥	٠/٥
		اسکورینگ	١٢٠	٥٥	٢/٥	٠/٥
			١٢٠	١٠٠	٢/٥	٠/٥
		اسکن اصلی	١٢٠	٥٠٠	٠/۶	٠/٥
			١٢٠	۶٠٠	٠/۶	٠/٥
			١٢٠	٨٠٠	٠/۶	٠/٥

جدول ۲. مقادیر $CTDI_W$ به دست آمده در مراکز مورد مطالعه

نوع اسکن	نام مراکز	$CTDI_W$ (میلی گری)			چارک سوم	مقدار P
		بیشینه	کمینه	میانگین ± انحراف معیار		
کلسیم اسکورینگ	بیمارستان الزهرا (س)	۰/۶۸۵	۰/۳۴۳	۰/۴۶۸ ± ۰/۱۹۰	۰/۵۳۱	۰/۰۰۷
	بیمارستان سینا	۲/۸۷۴	۱/۶۷۱	۲/۳۵۴ ± ۰/۶۱۰	۲/۶۱۴	
CT scan آنژیوگرافی کرونری	بیمارستان الزهرا (س)	۸/۰۶۵	۴/۸۳۲	۶/۲۲۱ ± ۱/۲۹۰	۷/۷۲۳	۰/۸۶۰
	بیمارستان سینا	۷/۳۵۸	۴/۶۵۷	۵/۲۹۹ ± ۰/۸۴۰	۶/۶۰۳	

$CTDI_W$: Weighted computed tomography dose index; CT scan: Computed tomography scan

CTDI برای کل آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونر و برای مرحله‌ی اول CT scan آنژیوگرافی عروق کرونر که کلسیم اسکورینگ (Calcium scoring) بود، اندازه‌گیری شد. به علت کلسیفیکه‌ی شدید عروق کرونر، برای برخی بیماران، فقط مرحله‌ی کلسیم اسکورینگ انجام شد.

ابتدا، فانتوم تنه روی سطح تخت تنظیم شد. سپس، اتاقک یونیزاسیون در حفره‌ی مرکزی فانتوم قرار گرفت و حفره‌های جانبی به وسیله‌ی میله‌های آکریلیک پر شد. با استفاده از فرم‌های تکمیل شده، شیوه‌نامه‌های معمول مورد استفاده در این مراکز مشخص گردید. سپس، با اعمال این شیوه‌نامه‌ها طی سه بار اسکن، فانتوم تحت تابش قرار گرفت و در مرحله‌ی بعد، همین روند برای حفره‌های جانبی فانتوم (ساعات ۳، ۶، ۹ و ۱۲) انجام گرفت و خوانش‌های اتاقک ثبت شد. سپس، با استفاده از معادله‌ی (۱) مقدار $CTDI_W$ به دست آمد:

$$CTDI = \frac{1}{NT}\int_{-50mm}^{+50mm} D(z)dz \qquad (۱)$$

D(z) پروفایل دز تابش در محور Z، N تعداد دتکتورهای فعال در یک چرخش ۳۶۰ درجه‌ی تیوب اشعه‌ی ایکس و T، ضخامت مقطع توموگرافی در طول محور Z است (۱۴-۱۳). پس از به دست آوردن CTDI با استفاده از معادله ی زیر، $CTDI_W$ محاسبه شد:

$$CTDI_W = \frac{1}{3} CDTI_C + \frac{1}{3} CTDI_P \qquad (۲)$$

$CTDI_C$ میانگین خوانش‌ها در حفره‌ی مرکزی و $CTDI_P$، میانگین خوانش‌ها در حفره‌های محیطی برای هر شیوه‌نامه می‌باشد (۱۰-۹).

یافته‌ها

در این مطالعه، محاسبه‌ی مقادیر $CTDI_W$ برای اسکن‌های معمول در دو مرکز سینا و الزهرا (س)، در شهر اصفهان انجام شد. مقادیر $CTDI_W$ برای حالت کلسیم اسکورینگ (مرحله‌ی قبل از تزریق ماده‌ی حاجب) در آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری نیز به طور جداگانه محاسبه گردید. طبق جدول ۱، مقادیر بیشینه، کمینه و متوسط $CTDI_W$ در حالت کلسیم اسکورینگ برای بیمارستان سینا به ترتیب ۰/۳۷۷، ۰/۳۴۳ و ۰/۱۹۰ ± ۰/۶۸۵ و برای مرکز آموزشی- درمانی الزهرا (س) ۲/۸۷۴، ۱/۶۷۱ و ۰/۶۱۰ ± ۲/۳۵۴ به دست آمد. مقادیر بیشینه، کمینه و متوسط $CTDI_W$ مربوط به کل آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری برای اسکن‌های معمول مورد استفاده در بیمارستان سینا ۸/۰۶۵، ۴/۸۳۲ و ۱/۲۹۰ ± ۶/۲۲۱ و در مرکز الزهرا (س) ۷/۳۵۸، ۴/۶۵۷ و ۰/۸۴۰ ± ۵/۲۹۹ به دست آمد. با استفاده از آزمون ANOVA در مقایسه‌ی مقادیر $CTDI_W$ مربوط به کلسیم اسکورینگ در دو مرکز صورت گرفت و اختلاف قابل توجهی مشاهده شد (P = ۰/۰۰۷).

مقادیر مربوط به کل آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری نیز با یکدیگر اختلاف معنی‌داری نداشتند (P = ۰/۸۶۰) (جدول ۲).

چارک سوم شاخص پراکندگی است و گستردگی داده‌ها را به منظور مقایسه با مقادیر مطالعات دیگر نسبت به میانگین دقیق‌تر نشان می‌دهد. از طرفی، چارک سوم $CTDI_W$، به عنوان دز رفرنس در CT scan تعریف می‌شود (۱۵، ۱). در این تحقیق، به علت تعداد کم مراکز نمی‌توان این مقدار را تحت عنوان Diagnostic references level (DRL) معرفی کرد. بنابراین، مقادیر چارک سوم به دست آمده در این مطالعه، به عنوان دز مرجع پیشنهاد شد (جدول‌های ۲ و ۳).

بحث

در CT scan، پارامترهای مختلفی مانند کیلوولتاژ، میلی‌آمپر ثانیه، ضخامت قطعه و عامل پیچ روی $CTDI_W$ اثر می‌گذارند. با افزایش کیلوولتاژ و میلی‌آمپر ثانیه، $CTDI_W$ نیز افزایش می‌یابد و با کاهش پیچ به مقدار کمتر از یک، دز اندازه‌گیری شده نیز افزایش می‌یابد (۱۶). در این مطالعه، از پارامترهای معمول مورد استفاده در CT scan نظیر ولتاژ و جریان تیوب، ضخامت مقطع و عامل پیچ استفاده شد. در دو بیمارستان سینا و الزهرا (س)، کیلوولتاژ، ضخامت قطعه و عامل پیچ به طور تقریبی یکسان انتخاب شدند و میلی‌آمپر، عامل متغیر بود. همان‌طور که دیده می‌شود، با افزایش میلی‌آمپر، $CTDI_W$ نیز افزایش می‌یابد. طبق جدول ۱ و ۲، مقادیر $CTDI_W$ در حالت کلسیم اسکورینگ در دو مرکز، اختلاف قابل توجهی داشتند که مقدار آن در بیمارستان سینا کمتر بود. این مسأله، به دلیل میلی‌آمپر ثانیه‌ی کمتری بود که در انجام مرحله‌ی کلسیم اسکورینگ در این مرکز استفاده می‌شد، اما مقدار $CTDI_W$ در آزمون اصلی CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری در دو مرکز صرف‌نظر از مدل متفاوت دستگاه‌های CT scan اختلاف معنی‌داری نداشتند.

جدول ۳. مقادیر به دست آمده در این مطالعه و سایر مطالعات

مطالعات	مراکز	آزمون‌ها	تکنیک مورد استفاده	کیلوولت	میلی‌آمپر	میلی‌آمپر	عامل پیچ	تعداد مقاطع × ضخامت	$CTDI_W$ (میلی‌گری)
مطالعه‌ی حاضر	بیمارستان سینا	کلسیم اسکورینگ	-	۱۲۰	–	۵۰–۱۰۰	۰/۵۰۰	۱ × ۲/۵۰	۰/۵۳۱
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	-	۱۲۰	–	۵۰۰–۸۰۰	۰/۵۰۰	۱ × ۰/۶۰	۷/۷۲۳
	بیمارستان الزهرا (س)	کلسیم اسکورینگ	-	۱۰۰	–	۲۵۰–۴۳۰	۰/۵۰۰	۱ × ۲/۵۰	۲/۶۱۴
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	-	۱۲۰	–	۴۰۰–۶۰۰	۰/۵۰۰	۱ × ۲/۵۰	۶/۶۰۳
Richard به نقل از توکلی و همکاران (۴)	مرکز ۱	کلسیم اسکورینگ	Triggered	۱۲۰	۵۰	۱۴۰	۱/۰۰۰	۴ × ۲/۵۰	۴/۷۰
			Gated	۱۲۰	۵۰	۱۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۲/۵۰	۴/۷۰
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	Gated	۱۲۰	۱۵۰	۳۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۱/۰۰	۱۷/۱۰
	مرکز ۲	کلسیم اسکورینگ	Triggered	۱۲۰	۵۰	۱۵۰	۱/۰۰۰	۴ × ۲/۵۰	۴/۷۰
			Gated	۱۲۰	۷۵	۱۵۰	۰/۳۷۵	۴ × ۲/۵۰	۷/۶۰
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	Gated	۱۲۰	۱۵۰	۳۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۱/۲۵	۲۰/۷۰
Schoepf به نقل از بوزرجمهری و همکاران (۱۳)	مرکز ۱	کلسیم اسکورینگ	Triggered	۱۲۰	۵۰	۱۴۰	۱/۰۰۰	۴ × ۲/۵۰	۴/۶۰
			Gated	۱۲۰	۵۰	۱۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۲/۵۰	۴/۷۰
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	Gated	۱۲۰	۱۵۰	۳۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۱/۰۰	۱۷/۲۵
	مرکز ۲	کلسیم اسکورینگ	Triggered	۱۲۰	۵۰	۱۵۰	۱/۰۰۰	۴ × ۲/۵۰	۴/۷۰
			Gated	۱۲۰	۷۵	۱۵۰	۰/۳۷۵	۴ × ۲/۵۰	۷/۶۰
		CT scan آنژیوگرافی کرونری	Gated	۱۲۰	۱۵۰	۳۰۰	۰/۳۷۵	۴ × ۱/۲۵	۲۰/۶۲
Dixon و همکاران (۱۲)		CT scan آنژیوگرافی کرونری	-	۱۲۰	–	۲۶۳–۸۰۰	۰/۲۰۰	۴ × ۱/۲۵	۱۰/۰۰

$CTDI_W$: Weighted computed tomography dose index; CT scan: Computed tomography scan

در مطالعات دیگر نیز $CTDI_W$ برای CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری با استفاده از روش‌های مختلف محاسبه شده است.

Morin و همکاران، طی مطالعه‌ی مروری که انجام دادند، مقدار مربوط به $CTDI_W$ کلسیم اسکور و CT scan آنژیوگرافی کرونری را در دو نوع دستگاه Multiple detector computed tomography (MDCT) به دست آوردند که در مرکز اول برای کلسیم اسکور با استفاده از دو تکنیک Prospective triggering و Retrospective gating، ۴/۷ میلی‌گری و در MDCT آنژیوگرافی عروق کرونری با Retrospective gating ۱۷/۱ میلی‌گری و در مرکز دوم، برای کلسیم اسکور با Prospective triggering، ۴/۷ میلی‌گری و با تکنیک Retrospective gating ۷/۶ میلی‌گری و در آزمون CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری با Retrospective gating ۲۰/۷ میلی‌گری گزارش گردید (۵).

در مطالعه‌ی Treier و همکاران، مقدار $CTDI_W$ برای CT scan آنژیوگرافی قلب، ۱۰ میلی‌گری و برای CT scan آنژیوگرافی قلبی و عروقی ۵۰ میلی‌گری گزارش گردید (۱۷). در کتاب اصول CT scan قلب نوشته‌ی Schoepf، مقدار $CTDI_W$ برای کلسیم اسکور با استفاده از تکنیک Prospective triggering برای دو دستگاه MDCT1 و MDCT2، به ترتیب ۴/۶ و ۴/۷ میلی‌گری و با استفاده از تکنیک Retrospective gating به ترتیب ۴/۶۷ و ۷/۶۲ میلی‌گری گزارش گردید. همچنین، مقدار $CTDI_W$ برای CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری برای تکنیک Retrospective gating به ترتیب در دو مرکز ۱۷/۲۵ و ۲۰/۶ میلی‌گری گزارش شد (۱۸). بنابراین، مقادیر $CTDI_W$ که در این مطالعه محاسبه شده است، در مقایسه با مقادیری که مطالعات دیگر به دست آوردند، به طور قابل توجهی کمتر است.

به طور کلی، این مسأله می‌تواند به علت کالیبره بودن دستگاه، مهارت بیشتر تکنسین‌ها در انتخاب شرایط تابش مناسب و نوع اسکنر و از همه مهم‌تر، گزینه‌ی Care dose در هنگام کار با دستگاه باشد. همان‌طور که در جدول‌های ۲ و ۳ آمده است، مقادیر چارک سوم $CTDI_W$ که نشان دهنده‌ی دز است، بسته به پارامترهای تابش مورد استفاده، تغییرات بسیار زیادی دارد و از این رو، کارشناسان تصویربرداری نقش مهمی در بهینه‌سازی شیوه‌نامه‌ی تصویربرداری و کاهش دز ایفا خواهند کرد. به همین دلیل، باید آموزش‌های لازم در این زمینه را فرا گیرند تا با به کارگیری شرایط تابش مناسب، ضمن حفظ کیفیت تصویر، دز تابشی کمتری به بیمار تحمیل شود.

همچنین، به دلیل این که در مدت زمان کوتاهی پس از کالیبراسیون، دستگاه از کالیبره خارج می‌شود، در طول استفاده از دستگاه، مشکلاتی حین انتخاب بهترین عامل تابش به وجود خواهد

آمد که این مسأله، سبب افزایش دز می‌شود. بنابراین، کنترل کیفی در زمان مناسب برای دستگاه‌های CT scan آنژیوگرافی و ارایه‌ی شیوه‌نامه‌ی اکسپوژر مناسب به تکنولوژیست‌های CT scan برای کاهش دز بیمار توصیه می‌شود.

دزیمتری دستگاه CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری با استفاده از فانتوم اکریلیک و اتاقک یونیزاسیون در اصفهان تا پیش از انجام این مطالعه انجام نگرفته بود. در این مطالعه، با استفاده از این روش، $CTDI_W$ که نشان دهنده‌ی دز CT scan است، برای CT scan آنژیوگرافی عروق کرونری در مراکز اصفهان محاسبه شد. این کمیت در انتخاب کمترین شرایط تابش و از نظر مسایل حفاظتی بیمار مؤثر است که با توجه به وابستگی آن به شیوه‌نامه‌ی اجرایی و پارامترهایی از قبیل ولتاژ و جریان تیوب، طول اسکن، ضخامت مقطع و عامل پیچ، می‌توان با به کار بردن شیوه‌نامه با شرایط مناسب و آموزش کافی کارشناس تصویربرداری در این زمینه، میزان دز دریافتی بیمار را تا حد قابل قبولی کاهش داد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی طرح ۳۹٤٤۲۹ مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد. بدین وسیله، از حمایت‌های معاونت پژوهش و فن‌آوری تحصیلات تکمیلی این دانشگاه سپاسگزاری می‌گردد. نویسندگان لازم می‌دانند مراتب قدردانی و تشکر خود را از کارشناسان بیمارستان الزهرا (س) و سینای اصفهان و ریاست محترم بیمارستان سینا جناب آقای دکتر مهدی کیانی جهت همکاری و راهنمایی‌هایشان تقدیم دارند. به ویژه، از سرکار خانم زهرا علیرضایی بابت راهنمایی‌های فراوان در طی مراحل انجام تحقیق، سپاسگزاری می‌گردد.

References

1. Afzalipour R, Mahdavi S, Khosravi H, Neshasteh-Riz A, Fatemeh Hosseini A. Evaluation of diagnostic reference dose levels in CT- scan examinations of adolescence in Tehran: a brief report. Tehran Univ Med J 2013; 71(2): 122-7. [In Persian].
2. Sabarudin A, Sun Z. Radiation dose measurements in coronary CT angiography. World J Cardiol 2013; 5(12): 459-64.
3. Tavakoli MB, Heydari K, Jafari S. Evaluation of diagnostic reference levels for CT scan in Isfahan. Global Journal of Medicine Researches and Studies 2014; 1(4): 130-4.
4. Tavakoli HM, Jabari K, Salman J. SU-E-I-51: Investigation of absorbed dose to the skin, eyes and thyroid of patients during CT angiography and comparison with conventional angiography. Med Phys 2012; 39(6): 3636.
5. Morin RL, Gerber TC, McCollough CH. Radiation dose in computed tomography of the heart. Circulation 2003; 107(6): 917-22.
6. Earls JP, Berman EL, Urban BA, Curry CA, Lane JL, Jennings RS, et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. Radiology 2008; 246(3): 742-53.
7. Burrill J, Dabbagh Z, Gollub F, Hamady M. Multidetector computed tomographic angiography of the cardiovascular system. Postgrad Med J 2007; 83(985): 698-704.
8. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, et al. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. Diagn Interv Imaging 2015; 96(5): 477-86.
9. Najafi M, Deevband MR, Ahmadi M, Kardan MR. Establishment of diagnostic reference levels for common multi-detector computed tomography examinations in Iran. Australas Phys Eng Sci Med 2015; 38(4): 603-9.
10. Gorycki T, Lasek I, Kaminski K, Studniarek M. Evaluation of radiation doses delivered in different chest CT protocols. Pol J Radiol 2014; 79: 1-5.
11. 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.
12. Dixon R, Anderson J, Bakalyar D, Boedeker K, Boone J, Cody D, et al. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. Report of AAPM Task Group: The Future of CT Dosimetry. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2010.
13. Bouzarjomehri F, Zare MH, Shahbazi D. Conventional and spiral CT dose indices in Yazd general hospitals, Iran. Iran J Radiat Res 2006; 3(4): 183-9.
14. Saravanakumar A, Vaideki K, Govindarajan K N, Jayakumar S. Establishment of diagnostic reference levels in computed tomography for select procedures in Pudhuchery, India. J Med Phys 2014; 39(1): 50-5.
15. Janbabanezhad TA, Shabestani-Monfared A, Deevband MR, Abdi R, Nabahati M. Dose assessment in computed tomography examination and establishment of local diagnostic reference levels in Mazandaran, Iran. J Biomed Phys Eng 2015; 5(4): 177-84.
16. Tsapaki V, Rehani M. Dose management in CT facility. Biomed Imaging Interv J 2007; 3(2): e43.
17. Treier R, Aroua A, Verdun FR, Samara E, Stuessi A, Trueb PR. Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels. Radiat Prot Dosimetry 2010; 142(2-4): 244-54.
18. Schoepf UJ. CT of the Heart: principles and applications. New York, NY: Springer Science and Business Media; 2007.

Journal of Isfahan Medical School

Vol. 34, No. 398, 2nd Week, November 2016

Received: 10.07.2016

Accepted: 08.08.2016

Determination of the Weighted Computed Tomography Dose Index in Coronary Multidetector Computed Tomography Angiography

Mohammad-Bagher Tavakoli[1], Reihaneh Faraji[2], Amir Sajjadieh[3], Salman Jafari[4]

Original Article

Abstract

Background: Multislice computed tomography (CT) angiography is a robust imaging method for noninvasive assessment of coronary artery diseases, which is associated with high radiation dose. Having knowledge of the various parameters used to estimate the dose plays an important role in increasing the understanding of dose delivered to patients and help operators and technologist to reduce the dose. In this research, the amounts of Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_W$) for coronary CT angiography exams were measured in Isfahan city, Iran.

Methods: To calculate the dose, an ionization chamber (Piranha, X-ray Analyzer, RTI Electronics and Sweden) and acrylic body phantom were used. Common conditions of coronary CT angiography used in two centers were applied for this project. Finally, $CTDI_W$ of all the scans were calculated using the related formulation.

Findings: The amount of mean CTDIW for calcium score exams in Sina and Alzahra hospitals were 0.468 ± 0.190 and 2.354 ± 0.610 mGy, respectively (P = 0.007); and for coronary CT angiography scans in Sina and Alzahra hospitals were 6.221 ± 1.290 and 5.299 ± 0.840 mGy, respectively (P = 0.860).

Conclusion: $CTDI_W$ for the calcium score was significantly different in the two centers, but there was not significant difference in the two centers for coronary CT angiography scans. In this study, the amount of $CTDI_W$ was much lower than the measured in other centers. Since scan parameters have an important effect on the dose value, training and precision of technologist result in dose reduction and patient radiation protection.

Keywords: Weighted computed tomography dose index ($CTDI_W$), Multidetector computed tomography (MDCT), Coronary computed tomography angiography (CCTA)

Citation: Tavakoli MB, Faraji R, Sajjadieh A, Jafari S. **Determination of the Weighted Computed Tomography Dose Index in Coronary Multidetector Computed Tomography Angiography.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(398): 1060-5.

1- Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Cardiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
4- PhD Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Reihaneh Faraji, Email: reihanefaraji@yahoo.com