



توزيع پرتو دهی در سی تی اسکن سر و قفسه صدری

محمد مهدوی^{۱*}، معصومه حسین نژاد^۲، مسعود وهابی مقدم^۲

^۱ گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران

^۲ گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان

(دریافت مقاله: ۹۱/۳/۲۳ - پذیرش مقاله: ۹۱/۵/۲۵)

چکیده

زمینه: تعیین میزان پرتو دهی در برش نگاری رایانه ای (CT) جهت تعریف دُز مرجع، کنترل کیفی مرکز CT و برآورد خطر ابتلا به سرطان ناشی از تابش ضروری است

مواد و روش ها: توزیع پرتو دهی ناشی از آزمون های CT سر و قفسه صدری در مرکز CT بیمارستان رازی رشت، وابسته به دانشگاه علوم پزشکی گیلان، توسط فانتوم های هم ارز بافت با استفاده از دوزیمتر های گرماتاب (TLD) صورت گرفت. فانتوم های سر و تن به ابعاد استاندارد با تعییه ۴ حفره پیرامونی و ۱ حفره مرکزی، برای جاسازی دوزیمتر های گرماتاب مورد استفاده قرار گرفت. تراشه های کوچک LiF: Mg, Cu, P به دلیل هم ارزی تقریبی با بافت نرم، حساسیت زیاد، روند پاکسازی ساده و منحنی درخشش غیر پیچیده به عنوان بلور گرماتاب برگزیده در این پژوهش بود.

یافته ها: با استفاده از داده های حاصل میزان شاخص دُز برش نگاری رایانه ای (CTDI) برای سر ۵۲/۸۵ میلی گری، برای تن ۶۸/۱۵ میلی گری و شاخص دُز وزنی برای سر ۱۳/۶۷ میلی گری و برای تن ۱۶/۹۴ میلی گری برآورد شد.

نتیجه گیری: دُز های دریافتی در سی تی اسکن نسبت به شیوه های دیگر پرتو نگاری نسبتاً بالا هستند و با افزایش شدت جریان، میزان دُز افزایش می یابد.

وازگان کلیدی: دُز، سی تی اسکن، فانتوم، دوزیمتر های گرماتاب، شاخص دُز برش نگاری رایانه ای

* مازندران، بابلسر، دانشگاه مازندران، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک هسته ای

مقدمه

دُزهای بیمار در آزمایش‌های برش نگاری رایانه‌ای ۲۰ برابر و در برخی موارد ۱۰۰ برابر دُزهای دریافتی توسط بیمار در آزمایش‌های پرتو ایکس معمولی هستند (۱۶). در این مطالعه با توجه به اهمیت آثار تابش ناشی از آزمایش‌های برش نگاری رایانه‌ای بر بدن، میزان توزیع پرتودهی ناشی از سی تی اسکن سر و قفسه صدری برای سر و تنہ سنجش شد و شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای (CTDI_W) و شاخص دُز وزنی (CTDI_L) به منظور برآورد میزان دُز تحويل داده شده از اسکن سی تی به بافت‌ها نیز محاسبه گردید.

مواد و روش‌ها

بررسی میزان شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای (CTDI) و توزیع دُز برای اندام‌ها در سی تی اسکن سر و قفسه صدری، در مرکز سی تی اسکن بیمارستان رازی شهر رشت وابسته به دانشگاه علوم پزشکی گیلان در بهار و تابستان سال ۱۳۹۰ صورت گرفت. به منظور برآورد دُز دریافتی توسط بافت‌ها از دو فانتوم سر و تنہ با ابعاد استاندارد استفاده شد که در آن یک حفره مرکزی و چهار حفره پیرامونی به قطر ۱ سانتی‌متر جهت جاگذاری تراشه‌های دُزیمترهای گرماتاب (TLD)^۱ تعییه شده است (شکل ۱).



شکل ۱) فانتوم استفاده شده در این تحقیق

بنا بر گزارش کمیته علمی سازمان ملل متحده در زمینه آثار پرتوهای یونیزان بیشترین دُز دریافتی توسط انسان از میان منابع مصنوعی مربوط به پرتوگیری پزشکی می‌باشد (۱).

استفاده از تابش‌های یون‌ساز برای تشخیص‌های پزشکی و کاربردهای درمانی در جهان بیش از صد سال متداول می‌باشد. پرتوهای ایکس به عنوان تابشی یون‌ساز در موارد تشخیصی، کاربرد گسترهای یافته‌اند. برش نگاری رایانه‌ای (CT) که از کاربردهای نسبتاً اخیر این پرتو به شمار می‌رود، بیشترین سهم پرتوگیری را تشکیل می‌دهد (۲).

تصویربرداری CT بیش از سی سال است که گسترش یافته است و برآوردها نشان می‌دهند که بیش از ۷۰ میلیون آزمایش هر ساله در ایالت متحده امریکا انجام می‌شود (۳ و ۴).

اسکنرهای CT تصاویر دو بعدی در مقطع عرضی بدن ایجاد می‌کنند که از چرخش لامپ پرتو ایکس حول بدن ایجاد می‌شوند (۵ و ۶). در حالی که برش نگاری رایانه‌ای مزایای زیادی در تشخیص دقیق دارد، این مزیت‌ها بدون خطر نیستند (۷ و ۸). دُز جذبی دریافت شده در آزمایش‌های CT نسبت به شیوه‌های دیگر رادیوگرافی نسبتاً بالا هستند. شیوه‌های برش نگاری رایانه‌ای دُز بالاتری را در مقایسه با دیگر روش‌های پرتوگیری برای بیمار فراهم می‌کنند (۹). سهم پرتوگیری انسان از تابش یون‌ساز هر ساله در حال افزایش است (۱۰).

مطالعات اخیر در اروپا و امریکا نشان می‌دهد که آزمایش‌های CT فقط ۳ تا ۵ درصد همه آزمایش‌های رادیولوژیکی را شامل می‌شوند اما در ۴۵ تا ۳۵ درصد دُز تابشی برای مجموعه بیماران سهم دارند (۱۱-۱۵).

^۱ Thermoluminescence Dosimeter

مجموعه با اعمال ضربی تصحیح مناسب، ضرورتاً پاسخ یکسانی به پرتوهای تابش شده نشان می‌دهند و نیز داده‌های حاصل بر حسب کولن به یکای دُز جذبی تبدیل می‌شوند.

اسکن مورد استفاده در بیمارستان رازی شهر رشت، اسکن Hispeed Dual انگلستان می‌باشد. شدت جریان‌های مورد استفاده در این مرکز بسته به نیاز ۱۶۰، ۱۶۰ و ۲۰۰ میلی‌آمپر ثانیه می‌باشد که در این آزمایش شدت جریان در ۲۰۰ میلی‌آمپر ثانیه و کیلو ولتاژ پیک روی ۲۰۰ تنظیم شد.

میزان شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای با رابطه ۱ برآورده می‌شود (۱۸).

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz$$

که شاخصی است که برای تخمین و کمینه کردن دُز بیمار به کار می‌رود. N تعداد برش‌ها در هر اسکن، T ضخامت هر برش و $D(z)$ توزیع دُز را در راستای محور Z نشان می‌دهد.

میانگین وزنی دُز برای حفره مرکزی و چهار حفره پیرامونی با شاخص دُز وزنی ($CTDI_w$) برآورده می‌شود. اگر ($CTDI_c$) سنجش $CTDI$ مربوط به حفره مرکزی و ($CTDI_p$) میانگین سنجش $CTDI$ چهار حفره پیرامونی باشد، ($CTDI_w$) از رابطه ۲ برآورده می‌شود (۷):

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p$$

یافته‌ها

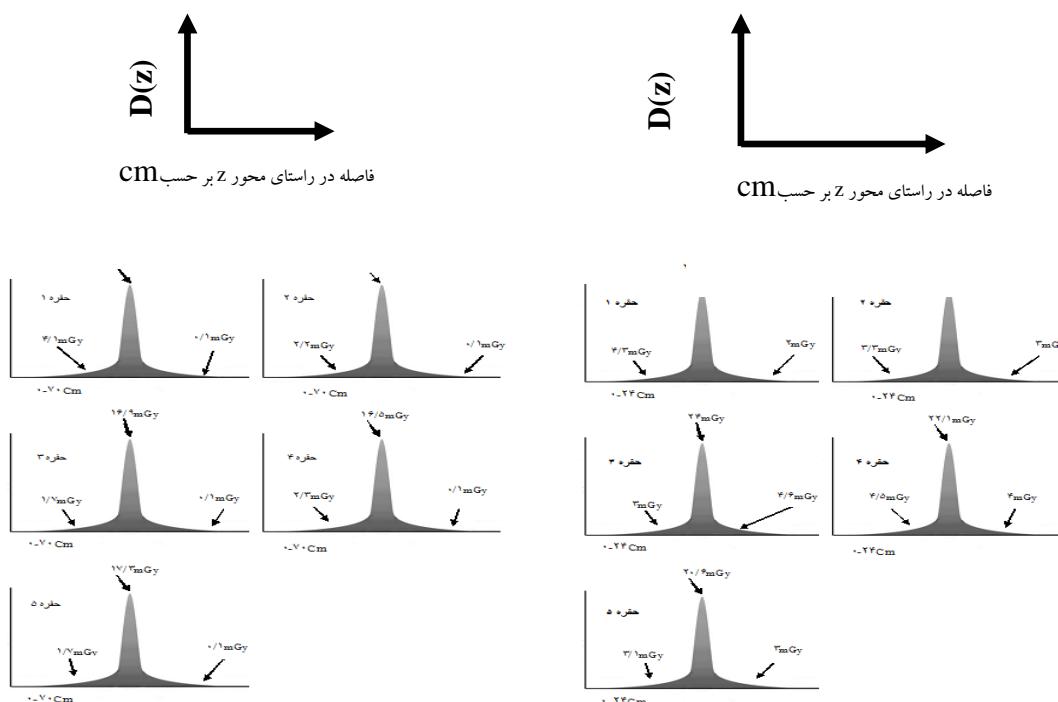
در این آزمایش دو فانتوم سر و تنہای مورد تابش پرتوهای ایکس ناشی از سی‌تی اسکن قرار گرفته‌اند. kVp دستگاه ۲۰۰ و حاصل ضرب شدت جریان در زمان، در ۲۰۰ میلی‌آمپر ثانیه ثابت نگه داشته شد. حاصل ضرب تعداد برش‌های مورد اسکن، N ، در

ارتفاع حفره‌ها برای فانتوم سر ۱۶ سانتی‌متر و برای فانتوم تنہ ۷۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. ارتفاع فانتوم سر ۲۴ سانتی‌متر و قطر آن ۱۶ سانتی‌متر بوده و ارتفاع فانتوم تنہ ۷۰ سانتی‌متر و قطر آن ۳۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شد که از جنس ارتالون و معادل با بافت نرم با $Z_{eff} = 6/25$ در مقایسه با بافت نرم با $Z_{eff} = 7/42$ بوده که به عنوان فانتوم استاندارد محسوب می‌شود. TLD های $LiF:Mg, P, Cu$ به ابعاد $1 \times 3 \times 3$ میلی‌متر بود که به علت هم ارزی تقریبی آن با بافت $Z_{eff} = 7/42$ حساسیت زیاد، روند پاکسازی ساده و منحنی درخشش غیرپیچیده انتخاب شدند و در دستگاه $TLDReader$ مدل هارشا با استفاده از نرم‌افزار $winREMS$ قرائت شده‌اند (۱۷).

این دُزیمترهای گرماتاب قبل از کاربرد میدانی در دمای ۴۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۱۰ دقیقه در کوره مورد پاکسازی واقع شدند. تراشه‌ها در کپسول‌های کوچک پلاستیکی به طول $1/6$ سانتی‌متر و با قطر تقریباً برابر با قطر حفره جاسازی شده و به صورت پشت سر هم در حفره‌ها قرار گرفتند. برای فانتوم سر در هر حفره ۱۰ عدد TLD جاسازی شد که در مجموع برای این فانتوم از ۵۰ عدد TLD استفاده کردیم و برای فانتوم تنہ در هر حفره از ۲۰ عدد TLD استفاده کردیم که در مجموع از ۱۰۰ عدد TLD استفاده شد. در فانتوم تنہ بین هر دو کپسول حاوی TLD یک کپسول خالی قرار داده شد و کل فضای حفره‌ها با کپسول‌ها پر شد. از آنجاکه دُزیمتر گرماتاب، دُزیمتری نسبی است و آنچه که در دستگاه $TLDReader$ خوانده می‌شود بر حسب کولن می‌باشد، برای سنجه‌سازی (کالیبراسیون) سیستم از دستگاه پرتو ایکس مرکز استاندارد ثانویه، وابسته به سازمان انرژی اتمی ایران استفاده شد. هدف از سنجه‌سازی دُزیمترهای گرماتاب اطمینان از این است که همه دُزیمترهای یک

از اسکن سر و قفسه صدری برای نواحی سر و تنہ در شکل ۲ نشان داده شده است.

ضخامت هر برش، T ، برابر ۲۰ میلی متر است ($NT=20\text{ mm}$)، که ضخامت هر برش مورد اسکن ۴ میلی متر می باشد. توزیع ڈز (پروفایل ڈز) حاصل



شکل ۲ (ب) نمودارهای توزیع ڈز بر حسب میلی گری در راستای محور Z برای نواحی تنہ

شکل ۲ (الف) نمودارهای توزیع ڈز بر حسب میلی گری در راستای محور Z برای نواحی سر

با پژوهش دیگران که با استفاده از ڈزیمترهای گرماتاب انجام شد (۱۹ و ۲۰)، در جدول ۱ و ۲ ارائه شده است.

با استفاده از روابط ۱ و ۲ و داده های حاصل از سی تی اسکن، مقادیر CTDI_W و (CTDI) محاسبه شد و همراه

جدول ۱) مقادیر مربوط به CTDI

	سی تی اسکن قفسه صدری	سی تی اسکن سر
Ref.(۱۹) CTD(mGy)	$kV_p=120$ و $mAs=120$ ۵۲/۳	$kV_p=170$ و $mAs=120$ ۷۳/۴
CTDI This work (mGy)	۵۲/۸۵	۶۸/۱۵

بحث

بیشترین میزان ڈز برای نواحی سر ۲۴ میلی گری و برای نواحی تنہ ۱۸ میلی گری برآورد شد که این نواحی در نزدیکی مرکز سی تی اسکن قرار دارند (نقاط بیشینه روی شکل ۲) میزان این دوز با دور

جدول ۲) مقادیر مربوط به CTDI_W

	تنه	سر
Ref(۱۸) CTDI _W (mGy) $mAs=200$ و $kVp=120$	۲۶	۲۲
Ref(۱۸) CTDI _W (mGy) $mAs=300$ و $kVp=140$	۵۵	۲۵
CTDI _W This work (mGy)	۱۳/۶۷	۱۶/۹۴

از حفاظه‌های خاص در صورت امکان، اتخاذ شود. با توجه به مقادیر بدست آمده در جدول و مقایسه آن‌ها می‌توانیم نتیجه گرفت که هر چه mAs بیشتر شود، میزان دُز دریافتی هم افزایش می‌یابد و با افزایش kVp میزان دُز دریافتی کاهش می‌یابد.

شدن از ناحیه مورد اسکن کاهش می‌یابد زیرا این نواحی تابش‌های پراکنده را دریافت می‌کنند. اما همین کمینه دُز نیز در مقایسه با دُز دریافتی در شیوه‌های دیگر پرتونگاری نسبتاً بالاست (۷ و ۱۱). بنابراین باید برای کاهش پرتوگیری در طی آزمایش‌های CT، راهکارهای مناسبی، از جمله استفاده

References:

- 1.Muhogora WE, Nyanda AM, Ngoye WM, et al. Radiation doses to patients during selected CT procedures at four hospitals in Tanzania. Eur J Radiol 2006; 57: 461-7.
- 2.Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, et al. Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. Appl Radiat Isot 1999; 50: 165-72.
- 3.Wenjum He, Huda W, Magill D, et al. X-ray Tube Current Modulation and patient Doses in Chest CT. Radiat Prot Dosimetry 2011; 143: 81-7.
- 4.Tyan YS, Tsai HY, Hung YL, et al. In vivo dose assessments of multi slice CT in abdominal examinations. Radiat Meas 2008; 43: 1012-16.
- 5.Walter C, Wertz H, Loeb I, et al. Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by imageguided. Radiother Oncol 2007; 85: 418-23.
- 6.Ferreira CC, Vieira JW, Maia AF. The influence of calculated CT X-ray spectra on organ absorbed dose to a human phantom. Nucl Instrum Methods Phys Res B 2009; 267: 3447-55.
- 7.Bouzarjomehri F, Shahbazi D, Zare MH. Conventional and Spiral CT dose indices in Yazd general hospitals. J Radiat Res 2006; 3: 183-9.
- 8.Saberi fard J, Radmehr A. Review of frequency of abnormal imaging finding in magnetic resonance cholangiopancreatography. ISMJ 2009;12:149-56.
- 9.Habibzadeh MA, Ay MR, Kamali asl AR, et al. Impact of miscentering on patient dose and image noise in X-ray CT imaging. Physica Medica 2012; 28: 191-9.
- 10.Aroua A, Bochud FO, Valley JF, et al. Number of X-Ray examinations performed on paediatric and geriatric patients compared with adult patients. Radiat Prot Dosimetry 2007; 123: 402-8.
- 11.Imhof H. Spiral CT and radiation dose. Eur J Rad 2003; 47: 29-37.
- 12.Rothenberg LN. CT dosimetry and radiation safety RSNA. RC 2001; 823: 97.
- 13.Kaul A, Bauer B, Bernhardt J, et al. Effective doses to the members of the public from the diagnostic application of the ionizing radiation in Germany. Eur Radiol 1997; 7: 1127-32.
- 14.Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Radiation exposure dosage in CT studies: results of a nationwide inquiry. RoFo 2000; 172: M164-8.
- 15.Feng ST, Law MW, Huang B, et al. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slic CT. Eur J Radiol 2010; 76: 19-23.
- 16.Adliene A, Mockeviciene S. Discrepancy between Absorbed Dose Estimated from phantom Measurement and from Estimates using Data on Individual Head Sizes in Head CT. Radiat Prot Dosimetry 2010; 139:186-90.
- 17.Sarycheva S, Golikov V, Kalnichy S. Studies of patient doses in interventional Radiological Examinations. Radiat Prot Dosimetry 2010; 139: 258-61.
- 18.Verduin FR, Aroua A, Trueb PR, et al. Diagnostic and interventional radiology: a strategy to introduce reference dose level taking into account the national practice. Radiat Prot Dosimetry 2005; 114: 188-91.
- 19.Michael F, Nitt-GrayMc. AAPM/RSNA Physics Tutorial For Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT. RadioGraphics 2002; 22: 1541-53.
- 20.John A, Thomas J, Andrew N, et al. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniquesand Devices. RadioGraphics 2008; 28: 245-53.

Original Article

Radiation distribution in head & thorax computerized tomography

M. Mahdavi^{1*}, M. Hoseinnezhad², M. Vahabbi Moghaddam²

¹*Physics Department, Scientific Faculty College, Mazandaran University IRAN*

²*Physics Department, Scientific Faculty, Guilan University IRAN*

(Received 12 Jul, 2012 Accepted 15 Aug, 2012)

Abstract

Background: Determination of the exposure levels in the computerized tomography (CT) practices is necessary to define the respected national reference levels, quality control of CT centers and the risk assessment for radiation induced cancers.

Material and Methods: On the basis of this necessity, the radiation exposure distribution due to common CT practices has been investigated at Razi Hospital CT center in Rasht using tissue-equivalent phantoms and the thermoluminescent dosimeters (TLD). The Head and Thorax phantoms were used with the standard dimensions incorporating holes at the center and edges for TLD placement. Dosimetry was carried out using LiF; Mg, Cu, P small chips due to their relatively tissue equivalence, high sensitivity convenient annealing procedure and the non-complex glow curve.

Results: Results showed that CTDI for Head is 52.85 mGy and for Body is 68.15mGy. CTDL_W for Head is 13.67 mGy and for Body is 16.94mGy .

Conclusion: In comparison with other radiographical procedures, patient absorbed doses in CT imaging are usually very high. Content of dose is increased by increase of mAs.

Keywords: Dose, Computed Tomography (CT), Phantom, Thermoluminescent Dosimeters, CTDI.

*Address for correspondence: Mazandaran, Babolsar University of Mazandaran Faculty of Science physic department.

E.mail: m.mahdavi@umz.ac.ir

Website: <http://bpums.ac.ir>

Journal Address: <http://ismj.bpums.ac.ir>