دوماهنامه طبّ جنوب
پژوهشکده زیست-پزشکی خلیج فارس
دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بوشهر
سال هفدهم، شماره ۲، صفحه ۲۰۶ – ۲۰۱ (خرداد و تیر ۱۳۹۳)

ISMJ 2014; 17(2): 201-206

توزیع پرتو دهی در سی تی اسکن سر و قفسه صدری

محمد مهدوی [۱*]، معصومه حسین‌نژاد [۲]، مسعود وهابی‌مقدم [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 پرتودهی در برش‌نگاری رایانه‌ای (CT) جهت تعریف دُز مرجع، کنترل کیفی مراکز CT و برآورد خطر ابتلا به سرطان ناشی از تابش ضروری است

مواد و روش‌ها: توزیع پرتودهی ناشی از آزمون‌های CT سر و قفسه صدری در مرکز CT بیمارستان رازی رشت، وابسته به دانشگاه علوم پزشکی گیلان، توسط فانتوم‌های هم ارز بافت با استفاده از دوزیمترهای گرماتاب (TLD) صورت گرفت. فانتوم‌های سر و تنه با ابعاد استاندارد با تعبیه ۴ حفره پیرامونی و ۱ حفره مرکزی، برای جاسازی دُزیمترهای گرماتاب مورد استفاده قرار گرفت. تراشه‌های کوچک P، Cu، Mg: LiF به‌دلیل هم ارزی تقریبی با بافت نرم، حساسیت زیاد، روند پاکسازی ساده و منحنی درخشش غیر پیچیده به‌عنوان بلور گرماتاب برگزیده در این پروژه بود.

یافته‌ها: با استفاده از داده‌های حاصل میزان شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای (CTDI) برای سر ۵۲/۸۵ میلی‌گری، برای تنه ۶۸/۱۵ میلی‌گری و شاخص دُز وزنی برای سر ۱۳/۶۷ میلی‌گری و برای تنه ۱۶/۹۴ میلی‌گری برآورد شد.

نتیجه‌گیری: دُزهای دریافتی در سی تی اسکن نسبت به شیوه‌های دیگر پرتونگاری نسبتاً بالا هستند و با افزایش شدت جریان، میزان دُز افزایش می‌یابد.

واژگان کلیدی: دُز، سی تی اسکن، فانتوم، دزیمترهای گرماتاب، شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای

[*] مازندران، بابلسر، دانشگاه مازندران، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک هسته‌ای

Email: m.mahdavi@umz.ac.ir

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]

مقدمه

بنا بر گزارش کمیته علمی سازمان ملل متحد 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 به‌عنوان تابشی یون‌ساز در موارد تشخیصی، کاربرد گسترده‌ای یافته‌اند. برش نگاری رایانه‌ای (CT) که از کاربردهای نسبتاً اخیر این پرتو به‌شمار 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).

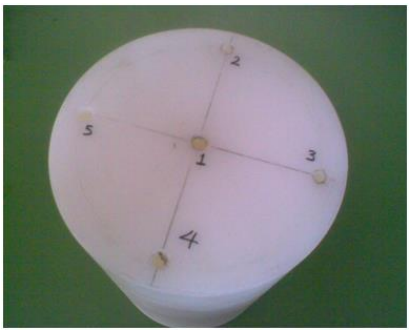
اسکنرهای CT تصاویر دو بعدی در مقطع عرضی بدن ایجاد می‌کنند که از چرخش لامپ پرتو ایکس حول بدن ایجاد می‌شوند (۵ و ۶). در حالی‌که برش نگاری رایانه‌ای مزایای زیادی در تشخیص دقیق دارد، این مزیت‌ها بدون خطر نیستند (۷ و ۸). دُز جذبی دریافت شده در آزمایش‌های CT نسبت به شیوه‌های دیگر رادیوگرافی نسبتاً بالا هستند. شیوه‌های برش نگاری رایانه‌ای دُز بالاتری را در مقایسه با دیگر روش‌های پرتونگاری 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 ۳۵ تا ۴۵ درصد دُز تابشی برای مجموعه بیماران سهم دارند (۱۵-۱۱).

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 تنه سنجش شد و شاخص دُز برش نگاری رایانه‌ای (CTDI) و شاخص دُز وزنی ($CTDI_W$) به‌منظور برآورد میزان دُز تحویل داده شده از اسکنر سی‌تی به بافت‌ها نیزمحاسبه گردید.

مواد و روش‌ها

بررسی میزان شاخص دُز برش‌نگاری 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. به‌منظور برآورد دُز دریافتی توسط بافت‌ها از دو فانتوم سر و تنه 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)[1] تعبیه شده است (شکل ۱).



شکل ۱) فانتوم استفاده شده در این تحقیق

[1] Thermolominecence Dosimeter

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]

ارتفاع حفره‌ها برای فانتوم سر ۱۶ سانتی‌متر و برای فانتوم تنه ۷۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. ارتفاع فانتوم سر ۲۴ سانتی‌متر و قطر آن۱۶ سانتی‌متر بوده و ارتفاع فانتوم تنه ۷۰ سانتی‌متر و قطر آن ۳۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شد که از جنس ارتالون و معادل با بافت نرم با Z_{eff}=۶/۲۵ در مقایسه با بافت نرم با Z_{eff} =۷/۴ بوده که به‌عنوان فانتوم استاندارد محسوب می‌شود. TLDهای برگزیده در این پژوهش از نوع P، Cu، LiF:Mg به ابعاد ۱×۳×۳ میلی‌متر بود که به‌علت هم ارزی تقریبی آن با بافتZ_{eff}=۷/۴۲ 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 ۲۴۰ درجه سانتی‌گراد به‌مدت ۱۰ دقیقه در کوره مورد پاکسازی واقع شدند. تراشه‌ها در کپسول‌های کوچک پلاستیکی به‌طول ۱/۶ سانتی‌متر و با قطر تقریباً برابر با قطر حفره جاسازی شده و به‌صورت 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 تنه در هر حفره از ۲۰ عدد TLD استفاده کردیم که در مجموع از۱۰۰ عدد TLD استفاده شد. در فانتوم تنه 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 مجموعه با اعمال ضریب تصحیح مناسب، ضرورتا پاسخ یکسانی به پرتوهای تابش شده نشان می‌دهند و نیز داده‌های حاصل بر حسب کولن به یکای دُز جذبی تبدیل می‌شوند.

اسکنر مورد استفاده در بیمارستان رازی شهر رشت، اسکنر Hispeed Dual ساخت شرکت جنرال الکتریک از کشور انگلستان می‌باشد. شدت جریان‌های مورد استفاده در این مرکز بسته به نیاز ۱۲۰، 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 رایانه ای با رابطه ۱ برآورد می‌شود (۱۸).

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

که شاخصی است که برای تخمین و کمینه کردن دُز بیمار به‌کار 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 ($CTDI_W$) برآورد 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 برآورد می‌شود (۷):

$$CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_C + \frac{2}{3}CTDI_P$$

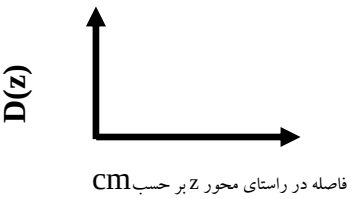
یافته‌ها

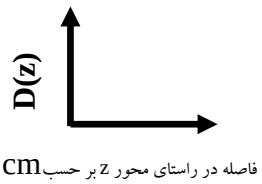
در این آزمایش دو فانتوم سر و تنه‌ای مورد تابش پرتوهای ایکس ناشی از سی تی اسکن قرارگرفته‌اند. kVp دستگاه ۲۰۰ و حاصل ضرب شدت جریان در زمان، در ۲۰۰ میلی‌آمپر ثانیه ثابت نگه داشته شد.

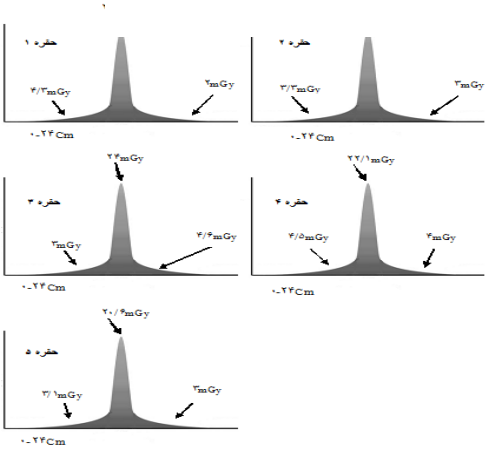
حاصل ضرب تعداد برش‌های مورد اسکن، N، در

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]

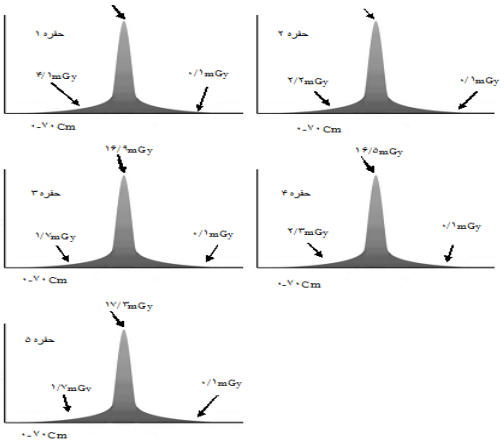
ضخامت هر برش، T، برابر ۲۰ میلی متر است (NT=۲۰mm)، که ضخامت هر برش مورد اسکن ۴ میلی‌متر می‌باشد. توزیع دُز (پروفایل دُز) حاصل از اسکن سر و قفسه صدری برای نواحی سر و تنه در شکل ۲ نشان داده شده است.







شکل ۲ الف) نمودارهای توزیع دُز بر حسب میلی‌گری در راستای محور z برای نواحی سر



شکل ۲ ب) نمودار های توزیع دُز بر حسب میلی‌گری در راستای محور z برای نواحی تنه

با استفاده از روابط ۱ و ۲ و داده‌های حاصل از سی تی اسکن، مقادیر CTDI و ($CTDI_W$) محاسبه شد و همراه با پژوهش دیگران که با استفاده از دُزیمترهای گرماتاب انجام شد (۱۹ و ۲۰)، در جدول ۱ و ۲ ارائه شده است.

جدول ۱) مقادیر مربوط به CTDI

	سی تی اسکن سر	سی تی اسکن قفسه صدری
Ref.(۱۹) CTD(mGy)	kV_p=۱۲۰ و mA_s=۱۲۰	kV_p=۱۷۰ و mA_s=۱۲۰
	۵۲/۳	۷۳/۴
CTD This work (mGy)	۵۲/۸۵	۶۸/۱۵

جدول ۲) مقادیر مربوط به $CTDI_W$

	سر	تنه
Ref(۱۸)$CTDI_W$ (mGy) mAs=۲۰۰ و kVp=۱۲۰	۲۶	۲۲
Ref(۱۸)$CTDI_W$ (mGy) mAs=۳۰۰ و kVp=۱۴۰	۵۵	۲۵
$CTDI_W$ This work (mGy)	۱۳/۶۷	۱۶/۹۴

بحث

بیشترین میزان دُز برای نواحی سر ۲۴ میلی‌گری وبرای نواحی تنه ۱۸ میلی‌گری برآورد شد که این نواحی در نزدیکی مرکز سی تی اسکن قرار دارند (نقاط بیشینه روی شکل ۲) میزان این دوز با دور

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]

شدن از ناحیه مورد اسکن کاهش می یابد 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 از حفاظ‌های خاص در صورت امکان، اتخاذ شود.

با توجه به مقادیر به‌دست 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.

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 patiants compared with adult patiants. 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.Verdun 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.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]

ISMJ 2014; 17(2): 201-206

Original Article

Radation distribution in head & thorax computerized tomography

M. Mahdavi [1*], M. Hoseinnezhad [2], M. Vahabbi Moghaddam [2]

[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

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-09-07]