

حفاظت پرتوی بیمار در سی تی اسکن سر

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

بابلسر، دانشگاه مازندران، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک
فیزیک، گروه پایه علوم رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده

چکیده:

برش نگاری رایانه ای (سی تی اسکن) مهمترین سهم را در پرتوگیری پزشکی دارد. تعیین میزان پرتودهی در CT جهت تعریف دُز مرجع، کنترل کیفی مراکز CT و برآورد خطر ابتلا به سرطان ناشی از تابش ضروری است. در این مقاله میزان پرتودهی ناشی از اسکنرهای سی تی برای سی تی اسکن سر با استفاده از فانتوم سر که حاوی $LiF:Mg;Cu;P$ TLDهای $21/4mGy$ و کمترین میزان آن بود برآورد شد و بیشترین میزان شاخص دُز وزنی سی تی ($CTDI_w$) برای اسکن سر $3/5mGy$ برآورد شد که نسبت به رادیوگرافی معمولی میزان بسیار بالایی می باشند.

کلمات کلیدی: برش نگاری رایانه ای (سی تی اسکن)، TLD، $CTDI_w$ ، پرتودهی

مقدمه:

طبق گزارش کمیته علمی سازمان ملل متحد در زمینه آثار پرتوهای اتمی بیشترین دُز دریافتی توسط همگان از میان منابع مصنوعی مربوط به پرتوگیری پزشکی می باشد [۱]. آزمایشهای تشخیصی بزرگترین منبع پرتوگیری تابشی مصنوعی برای عموم می باشند که حدود ۴۰٪ در پرتوگیری سالانه کل از همه منابع مصنوعی سهم دارند [۲ و ۳]. استفاده از تابش های یونساز برای تشخیص های پزشکی و کاربردهای درمانی متداول است و بیش از صد سال است که از تابش یونساز در موارد تشخیصی استفاده می شود. پرتوهای ایکس به عنوان یک تابش یونساز در موارد تشخیصی، کاربرد گسترده ای یافته اند. سی تی اسکن که از کاربردهای اخیر این پرتو بشمار می رود، بیشترین سهم پرتوگیری را تشکیل می دهد [۴]. در حالیکه سی تی اسکن مزایای زیادی در تشخیص دارد، این مزیت ها بدون خطر نیستند [۵].

پرتوگیری تابشی از CT به طور پیوسته در حال افزایش است و بزرگترین مولفه پرتوگیری تابشی از تصویربرداری تشخیصی است [۱ و ۲ و ۳ و ۶]. دُز جذبی دریافت شده در آزمایش های CT نسبت به شیوه های دیگر رادیوگرافی نسبتا بالا هستند و سهم پرتوگیری انسان از تابش یونساز هر ساله در حال افزایش است [۷].

دُزهای بیمار در آزمایش های سی تی اسکن ۲۰ برابر و در بعضی موارد ۱۰۰ برابر دُزهای دریافتی توسط بیمار در آزمایش های پرتوایکس معمولی هستند که این میزان دُز بالا می تواند عاملی برای سرطان باشد [۸ و ۹]. در این مقاله ÷ با توجه به اهمیت آثار تابش ناشی از آزمایش های سی تی اسکن بر بدن، برآن شدیم که میزان توزیع پرتوگیری ناشی از سی تی اسکن سر را برای بافت های سر سنجش کرده و شاخص دُز برش نگاری رایانه ای (CTDI) را برآورد کرده و از روی آن شاخص دُز وزنی ($CTDI_w$) را به منظور برآورد میزان دُز تحویل داده شده از اسکنرهای سی تی به بافت های سر محاسبه کنیم.

مواد و روش ها:

ارزیابی میزان توزیع دُز برای بافت های سر در سی تی اسکن سر، 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 میزان دُز دریافتی توسط بافت های سر از فانتوم سر با ابعاد استاندارد استفاده شد که در آن یک حفره مرکزی و چهار حفره پیرامونی هر کدام به قطر ۱cm جهت جاسازی تراشه های دزیمترهای گرماتاب (TLD) تعبیه شد.

ارتفاع فانتوم سر ۲۴cm و قطر آن ۱۶cm در نظر گرفته شد که از جنس ارتالون و معادل با بافت نرم با $Z_{eff} = 6.25$ در مقایسه با بافت نرم با $Z_{eff} = 7.4$ بوده و برای کار دزیمتری که انجام دادیم فانتوم استاندارد محسوب می شد [۱۰]. TLD های مورد استفاده در این پژوهش از نوع LiF:Mg;Cu;P به ابعاد $3 \times 3 \times 1mm$ بودند که به علت هم ارزی با بافت نرم ($Z_{eff} = 7.42$)، حساسیت زیاد، روند پاکسازی ساده و منحنی درخشش غیرپیچیده انتخاب شدند. این تراشه ها در کپسول های کوچک پلاستیکی به طول ۱/۶cm جاگذاری شده و کپسول های حاوی این تراشه ها به صورت پشت سرهم در حفره ها قرار گرفتند. برای فانتوم سر مورد استفاده در این کار، در هر حفره ۱۰ عدد کپسول حاوی TLD جاسازی شد که در مجموع برای این فانتوم از ۵۰ عدد TLD استفاده کردیم.

دُزیمتر گرماتاب، دُزیمتری نسبی است و آنچه که نشان می دهد بر حسب کولن می باشد، بنابراین برای تبدیل کولن به دُز جذبی بر حسب میلی گری، ضریب تصحیح مناسب اعمال شد که این ضریب تصحیح از مرکز استاندارد ثانویه، وابسته به سازمان انرژی اتمی دریافت شد. شدت جریان های مورد استفاده در این مرکز بسته به نیاز ۱۲۰، ۱۶۰ و ۲۰۰ میلی آمپر بوده و کیلوولتاژبیک آن در ۲۰۰ تنظیم شد. میزان دُز برش نگاری رایانه ای با رابطه ی ۱ برآورد می شود [۱۲]:

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

که N تعداد برش ها در هر اسکن، T ضخامت هر برش و D(z) توزیع دُز در راستای محور Z می باشد. میانگین دُز وزنی با $CTDI_W$ برآورد می شود [۱۲]:

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

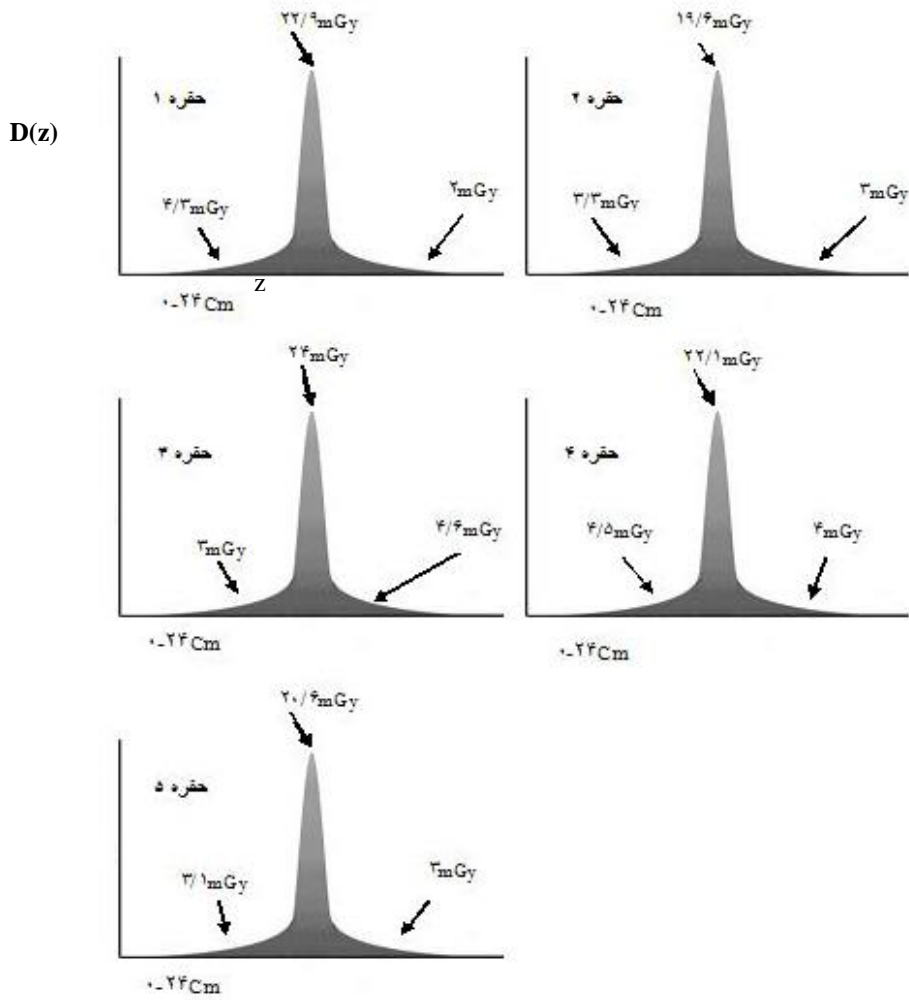
که $CTDI_C$ سنجش CTDI مربوط به حفره مرکزی و $CTDI_P$ میانگین سنجش CTDI مربوط به چهار حفره پیرامونی می باشد. در این آزمایش فانوم سری که در اختیار بود را مورد تابش پرتوهای ایکس ناشی از سی تی اسکن قرار دادیم. ولتاژ دستگاه در ۲۰۰ ولت و mAs آن در ۲۰۰ تنظیم شد. حاصلضرب $NT=20$ که ضخامت هر برش مورد اسکن ۴mm بود. نمودار پروفایل دُز حاصل از اسکن سر برای نواحی سر در شکل (۱) نشان داده شده است. بیشترین میزان D(z) برای نواحی سر ۲۴mGy برآورد شد که این نواحی در نزدیکی مرکز اسکن قرار دارند (نقاط بیشینه در نمودار ۱) و هر چه از مرکز اسکن دورتر شویم، چون این نواحی تابش پراکنده را جذب می کنند میزان این دُز کاهش می یابد. اما همین کمینه دُز هم در مقایسه با دُز دریافتی در شیوه های دیگر پرتونگاری نسبتا بالاست [۱۳ و ۱۴].

بحث و نتیجه گیری

با استفاده از داده هایی که از TLDها قرائت شد و محاسبه CTDI، $CTDI_W$ محاسبه شد که در جدول (۱) نشان داده شده است. با توجه به داده های جدول (۱) بیشترین میزان $CTDI_W$ برابر ۲۱/۴ mGy می باشد که در ناحیه مربوط به چشم ها و حدقه ها می باشد. میزان این دُز در مقایسه با رادیوگرافی معمولی که در حدود چنددهم میلی گری می باشد میزان بسیار بالایی است [۱۴]. با توجه به اینکه در نواحی سر چشم ها و حدقه ها جزء اندام های بسیار حساس به تابش می باشند و با توجه به آثار سوء تابش برای این اندام ها باید در صورت امکان از حفاظ های مناسب این اندام ها استفاده کرد و همچنین تا زمانی که آزمایش های سی تی اسکن ضرورت ندارد، در صورت امکان به جای تصویربرداری سی تی باید از آزمایش های رادیوگرافی معمولی معادل مناسب به منظور کاهش دُز استفاده کرد.

جدول ۱: $CTDI_W$ برای اسکن سر بر حسب میلی گری

شماره ردیف	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
$CTDI_W$	۳/۵	۷/۱	۱۴/۸	۱۹/۸	۲۱/۴	۲۰/۷	۲۱/۱	۱۹/۴	۱۶/۵	۱۱/۶



شکل ۱: نمودار توزیع دُز در راستای محور z



مراجع :

۱. UNSCEAR (۲۰۰۰). United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation; ۲۰۰۰ Report to the General Assembly, vol.I: Sources. United Nations Publication, New York.
۲. Computed Tomography Radiation Safety Issues in Ontario. Healthcare HumanFactors GroupCentre for Global eHealth InnovationUniversity Health NetworkToronto, ON, Canada June ۱۶, ۲۰۰۶.
۳. Mettler FA, Jr., Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot. ۲۰۰۰ Dec;۲۰(۴):۳۵۳-۹.
۴. Jessen, K.A. *et al.* (۱۹۹۹). Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. Applied Radiation and Isotopes, ۵۰, ۱۶۵-۱۷۲.
۵. Bouzarjomehri, F. *et al.* (۲۰۰۶). Conventional and Spiral CT dose indices in Yazd general hospitals. Radiat; ۳(۴): ۱۸۳-۱۸۹
۶. Mettler FA, Jr., Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot. ۲۰۰۰ Dec;۲۰(۴):۳۵۳-۹.
۷. M.M. Rehani, G. Bongartz, S.J. Golding, L. Gordon, W. Kalender, T. Murakami, P. Shrimpton, R. Albrecht, K. Wei, Ann. ICRP Rep. ۳۰ (۲۰۰۱) ۴.
۸. Adliene, A. & Mockeviciene, S. (۲۰۱۰). Discrepancy between Absorbed Dose Estimated from phantom Measurement and from Estimates using Data on Individual Head Sizes in Head CT. Radiation Protection Dosimetry, ۱۳۹, ۱۸۶-۱۹۰.
۹. Feng, S.T. *et al.* (۲۰۱۰). Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on ۶۴-slic CT. European Journal of Radiology, ۷۶(۲), ۱۹-۲۳.
۱۰. <http://www.aapm.org> (May ۲۰۱۲).
۱۱. Rothenberg LN. CT dosimetry and radiation safety RSNA. RC۲۰۰۱;۸۲۳:۹۷.
۱۲. Bouzarjomehri, F. *et al.* (۲۰۰۶). Conventional and Spiral CT dose indices in Yazd general hospitals. Radiat; ۳(۴): ۱۸۳-۱۸۹.
۱۳. Imhof, H. (۲۰۰۳). Spiral CT and radiation dose. European Journal of Radiology, ۴۷, ۲۹-۳۷.
۱۴. Habibzadeh, M.A. *et al.* (۲۰۱۱). Impact of miscentering on patient dose and image noise in X-ray CT imaging. Physica Medica, ۱۰, ۱۰۱۶, ۱-۹.