



بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

اندازه گیری میزان دوز جذبی در سی تی اسکن از ناحیه قفسه صدری

محمد مهدوی^۱، معصومه حسین نژاد^۲، مسعود وهابی مقدم^۳

^۱گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران، بابلسر؛ ^۲گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه رشت، رشت، ^۳گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه رشت، رشت

چکیده:

در صورتیکه تصویربرداری سی تی اسکن حدود ۱۰ درصد تمام تصویربرداری های پزشکی را تشکیل می دهد، ولی در ۴۰ تا ۶۰ درصد پرتوگیری ناشی از موارد تشخیصی سهم دارد. به هنگام انجام سی تی اسکن از ناحیه قفسه صدری اندام های حیاتی مانند ریه ها، معده و غده تیروئید نیز در میدان تابش اشعه قرار می گیرند. به علت حساسیت این اندام ها، تعیین دز جذبی حاصل اهمیت بسیاری دارد. هدف از این مطالعه، اندازه گیری دز جذبی ارگان های در معرض تابش در ناحیه تنه در سی تی اسکن قفسه صدری می باشد.

در این تحقیق، اندام های حساس به پرتو، در ضمن انجام اسکن قفسه صدری در بیمارستان رازی شهرستان رشت تعیین و اندازه گیری شدند. به منظور دزیمتری ارگان ها از یک فانتوم استاندارد تنه از جنس ارتالون و دزیمترهای

گرماتاب $LiF;Mg;Cu:P$

به شکل تراشه استفاده شد. این فانتوم به ارتفاع ۷۰ سانتی متر و قطر ۳۲ سانتی متر ساخته شده بود که دارای حفره هایی به منظور جاسازی تراشه های TLD بود.

کلید واژه: سی تی اسکن، دزیمتری، دزیمترهای گرماتاب، دز جذبی، فانتوم

مقدمه

استفاده از روش های مختلف تصویربرداری که از پرتوهای ایکس استفاده می کنند، باعث شده است که در پرتوگیری جوامع انسانی، این روش تصویربرداری سهم عمده ای را در بین منابع مصنوعی به خود اختصاص دهد [1]. امروزه برش نگاری رایانه ای (CT) احتمالاً تکنولوژی برتر برای به دست آوردن تصاویر آناتومی با قدرت تفکیک پذیری بالا از بیماران می باشد. تصاویر CT توسط برش های عرضی و با چرخش لامپ پرتو x حول بدن انسان تشکیل می شوند. سی تی اسکن کاربردهای متعددی در شیوه های آزمایشی دارد اما مشکل عمده آن در مقایسه با مدل های تصویربرداری دیگر که از پرتو ایکس استفاده می کنند، دزهای تابشی بالای آن برای بیمار می باشد. سی تی اسکن تقریباً دز بالایی را به بافت های نزدیک بواسطه اثر پراکندگی، واگرایی باریکه پرتو و بازده محدود کولیماتور تحویل می دهد [2]. در مقایسه با شیوه های دیگر رادیوگرافی، دزهای جذبی در تصویربرداری CT معمولاً خیلی بالا هستند [3,4]. [پرتوگیری ناشی از سی تی اسکن که از کاربردهای نسبتاً اخیر این شیوه به شمار می رود، می تواند عاملی برای سرطان باشد] [5]. در دهه گذشته توجه بیشتری به زمینه های دزیمتری در این شیوه شده است [4]. با افزایش کاربردهای مختلف سی تی اسکن، نگرانی در خصوص پرتوگیری زیاد افزایش یافته است [6]. پرتوگیری حاصل از سی تی اسکن نسبت به رادیوگرافی های معمولی و فلورسکوپیی بسیار بالاتر می باشد [7].



بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ و انشگاه اصفهان

تصویربرداری CT سهم عمده ای در پرتوگیری تابشی پزشکی دارد [8-10]. دانستن دُز جذبی یک ارگان منفرد به ما اجازه تعیین احتمال اثرات قطعی مضر تابش از قبیل سوختگی پوست، ریزش مو و همچنین اثرات احتمالی مانند سرطان زایی و اثرات ژنتیکی را می دهد [9,11]. تعداد آزمایش های CT هر ساله در حال افزایش است و در ایالت متحده از یک رشد ۴ تا ۱۰ درصدی برخوردار است [12-16]. در یک بیمارستان در آمریکا آزمایش های سی تی اسکن ۱۰ تا ۱۵ درصد همه آزمایش های رادیولوژی را شامل می شوند اما در ۶۷ تا ۷۵ درصد دُز تابشی سهم دارند [15-21]. دُز بیمار در طی آزمایش های CT گاهی ۲۰ و در بعضی موارد ۱۰۰ برابر نسبت به دُز دریافتی توسط بیمار در آزمایش های پرتو X معمولی بالاتر هستند [22,23]. ارزیابی دز تابشی و خطرات ناشی از آن برای بیمار عوامل مهمی در دُزیمتری حفاظت پرتوی می باشد [24]. در راستای مسئله حفاظت در برابر اشعه و اصل ALARA، ارزیابی دُز ناشی از سی تی اسکن ضرورت دارد.

بررسی های زیادی در زمینه ارزیابی دُز در سی تی انجام شده اند و یک تعداد مدل های مختلف برای محاسبه دُزهای بیمار در آزمایش های CT قفسه صدری و شکم در دهه اخیر انجام شده اند اما هنوز کمبود مطالعات در مورد بهبود پتانسیل ارزیابی های دُز در مورد آزمایش های CT وجود دارد [22,25-27]. با توجه به آثار سوء تابش، در این مطالعه ما بر آن شدیم تا دُز جذبی ارگان های حساس به تابش را در ناحیه قفسه صدری به منظور حفاظت این اندام ها در برابر تابش ناشی از سی تی اسکن برآورد کنیم.

روش کار

دُزیمتری اندام های حساس به تابش در ناحیه تنه در سی تی اسکن قفسه صدری در بیمارستان علوم پزشکی رازی شهرستان رشت انجام شد.

برای این کار از یک فانتوم تنه استاندارد از جنس ارتالون استفاده شد که معادل با بافت نرم بود [شکل ۱]. ارتفاع این فانتوم ۷۰ سانتی متر و قطر آن ۳۲ سانتی متر بود. در این فانتوم حفره هایی به منظور جاسازی تراشه های TLD تعبیه شده بود. این تراشه ها از جنس $LiF:Mg:Cu:P$ و معادل بافت نرم بودند.



شکل ۱: فانتوم تنه مورد استفاده در این



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

برای اهداف دزیمتری مورد نیاز در این مطالعه، این فانتوم مورد تابش اشعه X ناشی از سی تی اسکن از ناحیه قفسه صدری قرار گرفت.

نتایج

میزان تابش دریافتی با استفاده از TLDها بر حسب کولن بدست آمد که نتیجه قرائت در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: قرائت TLDها بر حسب میلی کولن

گرددن	لوپ چپ تیروئید	لوپ راست تیروئید	ریه چپ	ریه راست	معدده	شکم	ارگان مورد نظر
1232.1	3013.5	3224.4	4834.5	4905.7	4051.3	588.8	دز بر حسب میلی کولن

از آنجا که دزیمتر گرماتاب، دزیمتری نسبی است و آنچه که در دستگاه قرائتگر خوانده می شود بر حسب کولن می باشد، برای کالیبراسیون سیستم از دستگاه پرتو ایکس مرکز استاندارد ثانویه، وابسته به سازمان انرژی اتمی ایران استفاده شد. هدف کالیبراسیون دزیمترها این است که مطمئن شویم همه دزیمترهای یک مجموعه با اعمال ضریب تصحیح مناسب، پاسخ یکسانی به پرتوهای تابش شده نشان می دهند و نیز داده های حاصل بر حسب کولن به یکای دز جذبی تبدیل شوند [28]:

(۱)

که ECC و RCF ضرایب تصحیح مناسب ک
با استفاده از اعمال ضرایب تصحیح مناسب
جذبی تبدیل شد که بر حسب میلی گری در جدول ۲ نشان داده شده است.

حده ۱، ۳: دز جذبه ارگان بر حسب کردن	لوپ چپ تیروئید	لوپ راست تیروئید	ریه چپ	ریه راست	معدده	شکم	ارگان مورد نظر
5.8	14.9	15.1	25.3	26.1	18.8	3.13	دز جذبی بر حسب میلی گری

نتیجه گیری



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۸ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

فانتوم تنه ای که در اختیار بود بدون هیچ گونه پوشش حفاظتی به منظور برآورد دُز جذب شده واقعی مورد تابش اشعه X ناشی از سی تی اسکن قرار گرفت.

با توجه به مقادیر دُز جذبی داده شده در جدول ۲، می توان دید که تیروئیدها، ریه و معده میزان دُز بسیار بالایی دریافت می کنند. ریه ها به طور مانگین حدود ۲۵ میلی گری و معده در حدود ۱۹ میلی گری دُز دریافت می کند که میزان بسیار بالایی می باشد (در حدود ۱۰۰ برابر رادیوگرافی معمولی).

حتی دُز جذبی مربوط به قسمت انتهایی شکم که تابش های پراکنده را دریافت می کند در مقایسه با دُزهای دریافت شده در آزمایش های رادیوگرافی معمولی که در حد چند هزارم می باشند، مقادیر بالایی می باشند. این میزان دُز می تواند سبب آسیب های جدی به بافت ها و از جمله خطر بروز ابتلا به سرطان باشد.

هنگامی که تنه انسان مورد تابش اشعه X ناشی از سی تی اسکن قرار می گیرد به منظور اجتناب از دریافت تابش ناخواسته برای تیروئیدها، ریه و معده می توان از پوشش های مخصوص از جمله تیروئید بند و پوشش های مخصوص سربی برای اجتناب رسیدن تابش به ناحیه ریه و معده به منظور کاهش پرتوگیری استفاده کرد در صورتیکه تصویربرداری از این نواحی مدنظر نباشد.

مراجع

۱. United Nations Scientific Committee on the Atomic Radiation. Ionizing Radiation: levels and effects. New York. 1972.
۲. 23.KarimiAfshar L et al. Evaluation of MRI-based polymer gel dosimetry for measurement of CT Dose Index(CTDI) on 64 slice scanners. Iranian journal of medical physics 2009; 2(23):70-59
۳. Ferria C.C, Vieira J.W , Maia A.F. The influence of calculated CT X-ray spectra on organ absorbed dose to a human phantom, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 267 (2009) 3447–3455.
۴. M.M. Rehani, G. Bongartz, S.J. Golding, L. Gordon, W. Kalender, T. Murakami, P. Shrimpton, R. Albrecht, K. Wei, Ann. ICRP Rep. 87 30 (2001) 4.
۵. United Nations Scientific Committee on the Atomic Radiation. Sources, effects and risks of Ionizing Radiation. New York. 2000.
۶. Klement AW, Miller CR. Estimation of Ionizing Radiation Doses in the United States 1960-2000. U.S. Environmental protection agency report ORP/CSD 72-1. 1972.
۷. Blus N, Pages J. Evaluation of patient and staff doses during various CT flourosopy guided interventions. Health physics. 2003;85(2):165-173.
۸. Rogalla P, Stover B, Scheer I, Juran R. Low dose spiral CT in pediatric chest imaging. PediatrRadiol. 1999;29(8):565-569.



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

- Linton OW, Mettler FA Jr, National Council on Radiation Protection and Measurements. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR* 2003; 181:321–329 .۹
- UNSCEAR 2000. *Sources and effects of ionizing radiation*. New York, NY: United Nations, 2000 .۱۰
- Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK: 2003 review. *NRPB-W67*. Chilcot, UK: National Radiological Protection Board, 2005 .۱۱
- International Commission on Radiological Protection (ICRP) publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 1991; 21:1–201 .۱۲
- IMV Market Statistics CT Census 2004. Accessible at: www.auntminnie.com/index.asp?Sec5sup&Sub5bai&Pag5dis&ItemId565284. Accessed 28 May 2006. .۱۳
- Stern SH, Kaczmarek RV, Spelic DC, Suleiman OH. Nationwide evaluation of X-ray trends 2000–2001 survey of patient radiation exposure from CT examinations in the United States. Poster AH-06 presented at the 2002 FDA Science Forum. Accessible at www.cfsan.fda.gov/~firforum02/a185ah6.htm. Accessed 28 May 2006. .۱۴
- Frush DP, Applegate K. Computed tomography and radiation: understanding the issues. *J Am Coll Radiol* 2004;1:113–19. .۱۵
- Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;20:353–9. .۱۶
- Imhof, H. (2003). Spiral CT and radiation dose. *European Journal of Radiology*, 47, 29-37. .۱۷
- Rothenberg LN. CT dosimetry and radiation safety RSNA. RC 2001;823:97. .۱۸
- Kaul A, Bauer J, Bernhardt Nosske D, Veit RV. Effective doses to the members of the public from the diagnostic application of the ionizing radiation in Germany. *Eur Radiol* 1997;7:1127_32. .۱۹
- Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Brennpunkt: Expositions-dosis bei CT-Untersuchungen_ Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. *RoFo* 2000;172:M164_8. .۲۰
- Kudler H, Nowotny R. Strahlendosis-messung an 130 CT-Geräten in Österreich; Institut für Biomed. Technik und Physik, AKH Wien, 2002. .۲۱
- Wiest PW, Locken JA, Heintz PH, Mettler FA. CT scanning: a major source of radiation exposure. *Semin Ultrasound CT MR* 2002;23:402–10. .۲۲
- 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. .۲۳
- Hoseinian Azghadi et al. Hybrid Phantom Applications to Nuclear Medicine. *J Biomed Phys Eng* 2012; 2(1) .۲۴



بیست و یکمین کنفرانس هسته ای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

- Valentin, J. Managing X-ray dose in computed tomography. Annals of the ICRP 30, 7–45 (2000). Bone density and radiation dose. Mindways Software, Inc, 1998, Available in: www.qct.com. ۲۵
- Baert, A. L., Knauth, M. and Sartor, K. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography (Berlin, Heidelberg, New York: Springer) (2007), ISBN 3540288880. ۲۶
- Staniszewska, M., Obrzut, M. and Rybka, K. Phantom studies for possible dose reduction in CT head procedures. Radiat. Prot. Dosimetry 114, 326–331 (2005). Saint-Gobain (2002). Catalogue on Harshaw Model 3500 TLD Reader and WinREMS Saint-Gobain, Ohio, USA. ۲۸