

بر آورد دز رسیده به ناحیه تکثیر عدسی و تخمین احتمال القای آب مروارید در تصویربرداری تشخیصی با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

اخلاقی، پریسا*^(۱) - ابراهیمی خانکوک، عطیه^(۲) - وجدانی نقره ئیان، علیرضا^(۲)

^(۱) دانشگاه علوم پزشکی تبریز، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

^(۲) دانشگاه نیشابور، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک

چکیده:

در تصویربرداری سی تی از سر، چشمها مستقیماً تحت تابش قرار گرفته و احتمال القای آب مروارید در آنها افزایش می یابد. با توجه به تفاوت حساسیت قسمت های مختلف چشم و غیریکنواخت بودن توزیع انرژی درون عضو، مقدار میانگین دز بیانگر تخریب وارد شده بر عضو نخواهد بود و استفاده از مدل های ساده چشم، نمی تواند برآورد درستی از احتمال القای آب مروارید فراهم نماید. در این بررسی یک مدل واقعی از چشم انسان شبیه سازی شده و با استفاده از محاسبات مونت کارلو مقدار دز در قسمت های حساس چشم در طی تصویربرداری سی تی بررسی شد. نتایج نشان داد که به طور متوسط تفاوتی حدود ۲٪ بین مقدار دز دریافتی در ناحیه حساس عدسی و کل عدسی چشم وجود دارد. **کلمات کلیدی:** تصویربرداری تشخیصی، آب مروارید، دز دریافتی، شبیه سازی مونت کارلو

مقدمه :

یکی از اندام های سطحی و حساس به پرتو چشم است که در تصویربرداری های ناحیه سر در معرض آسیب پرتو قرار می گیرد. شایع ترین عارضه دریافت پرتو توسط عدسی چشم، کدورت عدسی یا القای آب مروارید می باشد که سبب تاری دید و کاهش قدرت بینایی فرد می گردد [۱]. علی رغم پیشرفت روش های تصویربرداری تشخیصی، افزایش روزافزون کاربرد این روش، نگرانی ها را درباره میزان دز دریافتی در طول تصویربرداری توسط بخش های حساس بدن افزایش داده است. در سال ۲۰۰۷ برنر و هال نشان دادند که اگر چه میزان دز دریافتی ناشی از تصویربرداری سی تی چشمگیر نیست، اما می تواند سهم قابل توجهی در بوجود آوردن سرطان های ثانویه داشته باشد [۲]. بالاخص با توجه به این که در طی یک پروسه درمانی، برخی از بیماران چندین بار تحت تابش دهی پرتو ایکس قرار می گیرند، ارزیابی خطرپذیری ناشی از پرتوگیری در تصویربرداری با سی تی بسیار حائز اهمیت خواهد بود. با توسعه دستگاه های سی تی مارپیچی و چند آشکارساز، نگرانی ها در مورد میزان دز دریافتی افزایش پیدا کرد. تاکنون مطالعات زیادی در زمینه برآورد میزان خطرپذیری ناشی از تصویربرداری سی تی صورت گرفته است، که نشان می دهند در تصویربرداری سی تی اندام های سطحی دز بیشتری دریافت می کنند [۳-۵].

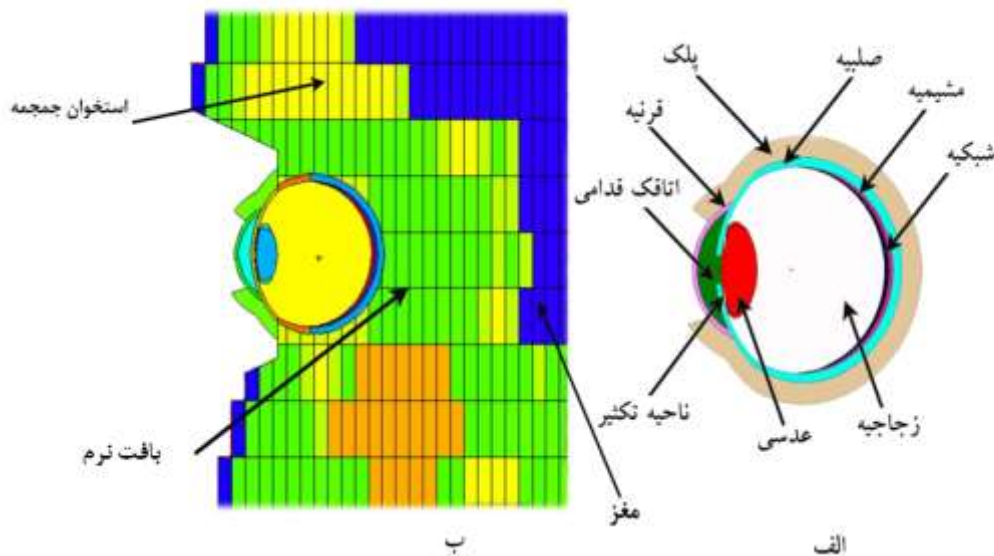
از آن جایی که تصویربرداری ناحیه سر حدود ۴۵٪ از تصویربرداری های تشخیصی سی تی را شامل می شود، برآورد آسیب وارده بر چشم و احتمال القای آب مروارید اهمیت ویژه ای دارد [۶]. برای اولین بار، در سال ۱۹۹۹ کلندر و همکارانش با استفاده از محاسبات مونت کارلو و با کمک فانتوم های ریاضی GSF آسیب وارده بر اندام ها، از جمله عدسی چشم را در تصویربرداری سر با ولتاژ ۱۲۰ kVp و جریان ۲۰۰ mA تخمین زدند [۳]. پس از آن مطالعات دیگری در زمینه برآورد آسیب وارده توسط پرتو در تصویربرداری از سر صورت گرفت. با این وجود، مدل های استفاده شده در این مطالعات عموماً مشابه و بسیار ساده بودند. در سال ۲۰۱۰ سوزوکی و همکارانش مقدار دز عدسی را با استفاده از فانتوم فیزیکی RANDO اندازه گیری کردند [۴]. همچنین در سال ۲۰۱۲ کیم و همکارانش به طور خاص به بررسی دز دریافتی چشم در تصویربرداری سر در ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp پرداختند [۵]. در تمام گزارش های ارائه شده چشم به صورت یک مدل ساده شامل عدسی و زجاجیه در نظر گرفته شده و آستانه القای آب مروارید با دز کل دریافتی توسط عدسی مقایسه شده است. این در حالی است که در سال ۱۹۸۰ ورگول و مرییم نشان دادند که عامل القای آب مروارید دریافت دز توسط ناحیه تکثیر عدسی می باشد [۷]. به عبارت دیگر حساسیت نواحی مختلف چشم نسبت به پرتو متفاوت است و در نتیجه در پرتوگیری های سطحی که توزیع فضایی دز درون عضو غیریکنواخت می باشد، لزوماً نمی توان مقدار میانگین دز عدسی را بیانگر تخریب وارد شده بر آن دانست [۸].

در سال های اخیر مدل های مختلفی از چشم براساس تفاوت حساسیت بخش های مختلف ارائه شده است [۹-۱۳]. در این پژوهش یکی از دقیق ترین مدل های ارائه شده برای برآورد آسیب و بررسی احتمال القای آب مروارید مورد استفاده قرار گرفته است [۱۱]. در این مدل ناحیه تکثیر عدسی به عنوان ناحیه حساس به پرتو، از سایر بخش های عدسی مجزا شده است. همچنین در این مدل جزئیات بیشتری از بخش های دیگر چشم نیز در نظر گرفته شده است. هدف از این بررسی، برآورد آسیب پرتو به ناحیه تکثیر عدسی در تصویربرداری سی تی با ولتاژهای مختلف است. برای در نظر گرفتن اثرات پراکندگی پرتو درون بدن، مدل مذکور درون فانتوم مرجع مرد بزرگسال (AM) جایگذاری شده است.

روش کار :

در این پژوهش، مدل واقعی از چشم براساس اطلاعات گزارش شده در گزارش کنوانسیون ملی حفاظت در برابر پرتو و جزئیات هندسی ارائه شده توسط نوگیرا و همکارانش با استفاده از کد محاسباتی MCNP4C شبیه سازی شده است [۱۱، ۱۴]. این مدل شامل بخش هایی از جمله پلک، زجاجیه، صلبیه، مشیمیه، شبکیه، اتاقک قدامی، قرنیه و عدسی می باشد که در عدسی آن ناحیه تکثیر به عنوان بخش حساس مجزا شده است.

به دلیل این که در تصویربرداری سی تی پرتوهای پراکنده شده در مقدار دز اندامها نقش دارند، به منظور حفظ اثرات پراکندگی پرتو درون بدن، مدل داخل فانتوم کامل بدن انسان قرار داده شده است. به این ترتیب با تغییر مرکز چشم و مطابقت جهت گیری آن با جهت گیری فانتوم مرجع مرد بزرگسال، مدل ریاضی چشم درون مدل وکسل فانتوم بدن جایگذاری شده است [۱۵]. به علاوه، با توجه به اینکه فرورفتگی اطراف چشم در فانتوم مرجع لحاظ نشده است، برای نزدیک تر شدن آناتومی صورت به واقعیت، ماهیچه اطراف چشم با تعریف یک مخروط ناقص خارج گردید. شکل ۱ نمایی از مدل شبیه سازی شده را درون فانتوم AM نمایش می دهد.



شکل شماره (۱) الف) چشم شبیه سازی شده همراه با جزئیات آن و ب) چشم وارد شده در سر فانتوم

وکسل AM

برای بدست آوردن نتایج دقیق تر اعضای داخلی فانتوم در نظر گرفته می شوند. این بدان معنی است که مجموعه و تمام بافت های موجود در آن حفظ شده اند و فقط چشم شبیه سازی شده در مکان آناتومی صحیح وارد فانتوم وکسل مرجع شده است.

در مرحله بعد، فانتوم وکسل با مدل چشم اصلاح شده درون دستگاه تصویربرداری سی تی جایگذاری شد. در این مطالعه دستگاه تصویربرداری سی تی Siemens SOMATOM Sensation 16 با استفاده از کد مونت کارلو MCNP4C شبیه سازی شده است [۱۶]. اطلاعات مربوط به طیف پرتو ایکس از طریق مکاتبه با شرکت سازنده دستگاه بدست آمد. برای شبیه سازی یک باریکه مخروطی با زاویه کانونی ۵۲ درجه و فاصله کانونی چشمه تا محور ۵۷ cm در نظر گرفته شد. تصویربرداری سی تی، با پرتو دهی مجموعه ای از برش های پیوسته

با ضخامت ۱ cm شبیه سازی شدند. به این منظور، چشمه های اشعه ایکس به صورت خطی با طول ۱ cm روی دایره ای اطراف فانتوم در راستای محور طولی بدن و در فاصله ۵۷ cm از مرکز در نظر گرفته شدند؛ به طوری که در سراسر 360° فوتون ها به صورت عمود بر هر چشمه خطی گسیل می شوند [۱۷]. پیش از این، اعتبارسنجی کد، با مقایسه با نتایج تجربی بدست آمده از فانتوم CTDI انجام شده است [۱۸]. محاسبه کرمای فوتون در نواحی مختلف چشم با استفاده از تالی F6 فوتون انجام شده است. با توجه به انرژی کم فوتون ها، تقریب کرما برقرار بوده و دز جذبی با کرما برابر است. محاسبات با استفاده از یک رایانه شخصی مجهز به پردازنده Intel core i7 با سرعت ۳٫۰۶ GHz و حافظه موقت ۸ GB انجام شده است. برای کاهش خطای نسبی نتایج به کمتر از ۲٪ برای تمام بافت ها و ۰٫۵٪ برای اندام های قرار گرفته در محدوده تصویربرداری، تعداد دو میلیارد ذره ترابرد گردید.

نتایج :

جدول ۱ نتایج دز را برای بخش های مختلف چشم چپ در تصویربرداری سی تی به ازای ولتاژهای مختلف نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود، مقادیر ارائه شده بر حسب mGy/mAs گزارش شده است. بسته به شرایط تصویربرداری، برای محاسبه مقدار کل دز دریافتی در طول دوره تصویربرداری، مقادیر گزارش شده در میلی آمپر ثانیه دستگاه ضرب می شود. در این جدول، دز عدسی نشان دهنده دز کل ناحیه غیر حساس و ناحیه تکثیر می باشد و از آن جایی که بخش اعظم حجم کلی عدسی مربوط به ناحیه غیر حساس می باشد، دز عدسی به دز در ناحیه غیر حساس نزدیک می باشد (نتایج تا سه رقم اعشار گزارش شده اند). مطابق انتظار، نواحی سطحی و قدامی چشم مانند قرنیه و اتاقک قدامی نسبت به نواحی خلفی و عمقی تر، نظیر شبکیه و مشیمیه در طول تصویربرداری دز بیشتری را دریافت می کنند.

جدول شماره (۱) مقادیر دز جذبی بر حسب mGy/mAs برای بخش های مختلف چشم به ازای ولتاژهای متفاوت دستگاه

ولتاژ دستگاه (kVp)				دز (mGy/mAs)
۱۴۰	۱۲۰	۱۰۰	۸۰	
۰٫۱۳۲	۰٫۰۸۸	۰٫۰۵۲	۰٫۰۲۵	زجاجیه
۰٫۱۲۵	۰٫۰۸۳	۰٫۰۴۹	۰٫۰۲۳	صلبیه
۰٫۱۲۲	۰٫۰۸۱	۰٫۰۴۷	۰٫۰۲۲	مشیمیه
۰٫۱۲۳	۰٫۰۸۱	۰٫۰۴۷	۰٫۰۲۲	شبکیه
۰٫۱۴۰	۰٫۰۹۴	۰٫۰۵۶	۰٫۰۲۸	اتاقک قدامی
۰٫۱۳۴	۰٫۰۹۰	۰٫۰۵۴	۰٫۰۲۶	قرنیه
۰٫۱۳۱	۰٫۰۸۷	۰٫۰۵۲	۰٫۰۲۵	عدسی

مقادیر دز بر واحد جریان-ثانیه و دز در طول دوره تصویربرداری (به ازای ۲۰۰ mAs)، برای نواحی حساس و غیر حساس عدسی و همچنین اختلاف دز نواحی بر حسب درصد، در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول شماره (۲) نتایج دز جذبی بر حسب mGy/mAs و دز کل در طول یک دوره تصویربرداری سی تی از ناحیه سر برای نواحی حساس و غیر حساس عدسی

ولتاژ (kVp)	ناحیه تکثیر عدسی		ناحیه غیر حساس عدسی		اختلاف ناحیه تکثیر و غیر حساس (%)
	دز بر واحد جریان-ثانیه (mGy/mAs)	دز در طول یک دوره (mGy)	دز بر واحد جریان-ثانیه (mGy/mAs)	دز در طول یک دوره (mGy)	
۸۰	۰,۰۲۶	۵,۲	۰,۰۲۵	۵,۰	۴,۰
۱۰۰	۰,۰۵۳	۱۰,۶	۰,۰۵۲	۱۰,۴	۱,۹
۱۲۰	۰,۰۸۹	۱۷,۸	۰,۰۸۷	۱۷,۴	۲,۳
۱۴۰	۰,۱۳۳	۲۶,۶	۰,۱۳۱	۲۶,۲	۱,۵

بحث و نتیجه گیری :

همان‌طور که گفته شد، چشم یکی از اندام‌های حساس سطحی است که به دلیل موقعیت مکانی آن در تصویربرداری‌های تشخیصی از سر دز زیادی دریافت می‌کند. دریافت پرتو توسط بافت چشم نه تنها می‌تواند سبب بروز اختلالات تکثیر سلولی و تولید توده‌های سرطانی شود، بلکه بر اساس مطالعات انجام شده چنانچه دز مشخصی در ناحیه تکثیر عدسی ذخیره گردد، می‌تواند موجب تاری دید و بروز پدیده آب مروارید شود. در گزارش نسخه ۱۱۸ مجله ICRP در سال ۲۰۱۲، دز آستانه برای القای آب مروارید از ۲ Gy به ۰,۵ Gy کاهش یافته است [۱۹]. همچنین برخی بر این باور هستند که برای القای آب مروارید آستانه‌ای وجود ندارد. در این پژوهش با شبیه‌سازی مدل واقعی از چشم که در آن ناحیه تکثیر عدسی به تفکیک از سایر نواحی آن مشخص شده است، به بررسی احتمال بروز آب مروارید در شبیه‌سازی تشخیصی پرداخته شده است.

با توجه به نتایج، در ولتاژهای مختلف، بیشینه و کمینه تفاوت بین دز دریافتی در ناحیه حساس چشم و دز کل عدسی چشم به ترتیب حدود ۴٪ و ۱,۵٪ می‌باشد که با توجه به خطای محاسبات (۰,۵٪) برای بافت‌های قرار گرفته در محدوده تصویربرداری) معنادار می‌باشد. از طرف دیگر، خطرپذیری سرطان در طول عمر انسان اثری تجمعی است و هر تصویربرداری سی تی سهمی در افزایش خطرپذیری ناشی از پرتوگیری در تمام عمر دارد. همچنین، بسیاری از بیماران چندین بار تحت تابش‌دهی و تصویربرداری قرار می‌گیرند، بنابراین دز تجمعی سالانه بیمار افزایش می‌یابد و مسئله خطرپذیری ناشی از آن را جدی‌تر می‌کند [۲]. بنابراین، تفاوت‌های هر چه قدر کم هم بر روی دز تجمعی اثر خواهند گذاشت و باید میزان دقیق دز باید تخمین زده شود تا بتوان بیماران که میزان دز تجمعی آن‌ها از حد آستانه گذر کرده است، را شناسایی کرد و

در موارد لزوم از روش‌های تصویربرداری جایگزین استفاده کرد. با توجه به تجمعی بودن دز و در نتیجه خطرپذیری، نتایج این پژوهش، بر مدل‌سازی دقیق چشم در مجسمه و با در نظر گرفتن بافت‌های احاطه کننده آن در ولتاژ ۸۰ kVp، برای تخمین ریسک القای آب مروارید با دقت بالاتر و همچنین لزوم حفاظ‌گذاری چشم در هر تصویربرداری تاکید می‌کند.

مراجع :

- 1- Michel M, et al. (2012) Eye lens radiation exposure and repeated head CT scans: a problem to keep in mind. *Eur J Radiol* 81:1896-1900.
- 2- Brenner DJ and Hall EJ (2007) Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 357:2277-2284.
- 3- Kalender WA, et al. (1999) A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol* 9:555-562.
- 4- Suzuki S, et al. (2010) Lens exposure during brain scans using multidetector row CT scanners: methods for estimation of lens dose. *Am J Neuroradiol* 31:822-826.
- 5- Kim JH, et al. (2012) Evaluation of radiation exposure upon visual organs during a head CT scan. *J Nucl Sci Technol* 49:754-759.
- 6- ICRP (2002) Managing patient dose in computed tomography. *Ann ICRP* 30.
- 7- Worgul BV and Merriam GR (1980) The lens epithelium and radiation cataracts: II. Interphase death in the meridional rows? *Radiat Res* 84:115-121.
- 8- ICRP (2010) Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. *Ann ICRP* 40(2-5).
- 9- Alghamdi AA, et al. (2007) A high-resolution anthropomorphic voxel-based tomographic phantom for proton therapy of the eye. *Phys Med Biol* 52:N51-N59.
- 10- Behrens R, et al. (2009) Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens. *Phys Med Biol* 54:4069-4087.
- 11- Nogueira P, et al. (2011) Dose conversion coefficients for monoenergetic electrons incident on a realistic human eye model with different lens cell populations. *Phys Med Biol* 56:6919-6934.
- 12- Caracappa PF, et al. (2014) Multi-resolution voxel phantom modeling: a high-resolution eye model for computational dosimetry. *Phys Med Biol* 59:5261-5275.
- 13- Sakhaee M, et al. (2015) A comparison of simple and realistic eye models for calculation of fluence to dose conversion coefficients in a broad parallel beam incident of protons. *Radiat Phys Chem* 106:61-67.
- 14- NCRP (1993) Limitation of Exposure to Ionizing Radiation. NCRP Report No. 116.
- 15- Vejdani-Noghreiyani A, et al. (2016) Developing the adult male ICRP phantom and evaluation the absorbed dose received by critical organs in head and neck region during the radiotherapy of eye cancer. *Iran J Med Phys* 13:211-217.
- 16- Briesmeister JF (2000) MCNP 4C General Monte Carlo n-particle transport code. Version 4C. Report LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory.
- 17- Khursheed A, et al. (2002) Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Brit J Radiol* 75:819-830.
- 18- Akhlaghi P, et al. (2015) Dose estimations in Iranian 11-year-old pediatric phantoms undergoing computed tomography examinations. *J Rad Res* 56:646- 655.
- 19- ICRP (2012) ICRP statement on tissue reactions / early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Ann ICRP* 41(1/2).