

rezabagher@gmail.com :

(دریافت مقاله: ۱۳۸۹/۴/۱۴ ؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۰/۲/۲۵)

SSD	SAD	۶۰ -	۲۰
۶۳۹/۱ mGy	۳/۴۹ mGy	۲۰۰ cGy	۸۰ cGy
		۱/۳	۹۸ / ۱۱۴ mGy
	۱۲		

شده در مورد خطر وقوع آب مروارید و آسیب دیدگی چشم در نتیجه پرتوگیری اندک چشم در بازماندگان بمب اتمی [۱] و کارگران پاکسازی حادثه چرنوبیل [۲] مشاهده شده که احتمال آب مروارید در نتیجه تابش اندک، وابستگی خطی به دُز دریافتی دارد و در مدت بیش از ده سال اثر خود را نشان می‌دهد. در پرتو درمانی عموماً تلاش می‌شود که کمترین پرتوگیری متوجه بافت‌ها و اعضای سالم پیرامون ناحیه مورد تابش گردد. از آنجایی که دُز ناشی از پرتوهای پراکنده را نمی‌توان به طور مستقیم از نقشه‌های درمانی محاسبه کرد، با اندازه‌گیری مستقیم دُز سطح پوست ناحیه غیر درگیر در ضمن درمان ممکن است ارزیابی دقیق‌تری از

سرطان‌های سر و گردن از خطرناک‌ترین نوع سرطان‌ها می‌باشند چون به دلیل نزدیکی محل تومور یا بافت سرطانی به شبکه لنفی گردن امکان انتقال آن به سایر نقاط بدن زیاد است لذا باید به سرعت درمان شود. از جمله درمان‌های سرطان سر و گردن رادیوتراپی از طریق دستگاه کبالت ۶۰ می‌باشد. که در این روش درمان از پرتو یونیزه کننده گاما برای نابودی بافت سرطانی استفاده می‌شود. هر چند تلاش فراوانی برای جلوگیری از پراکندگی این اشعه حین درمان می‌شود اندام‌های پیرامونی در معرض این تابش پراکنده ناخواسته قرار دارند. مطالعات انجام

همه بیماران مهیا کرده و جایگزاری دزیمترها روی چشم بیماران بسیار سریع صورت می‌گرفت. جهت تعادل الکترونی، پوششی از ماده معادل بافت به ضخامت ۵ میلی متر روی ماتریس قرار داده شد. در پی هر فاز درمانی، دزیمترها در جایگاه خاص آلومینیومی قرار گرفته و در فاصله زمانی معین به وسیله قرائتگر (Harshaw-۳۰۰) خوانده می‌شدند. میانگین دز قرائت شده با ۳ تراشه به عنوان دز چشم چپ یا راست در نظر گرفته شد. از آنجا که در دزیمتر گرماتاب دزیمتری نسبی است و آنچه که در دستگاه قرائتگر خوانده می‌شود برحسب کولن می‌باشد، برای سنجه سازی سیستم از دستگاه کبالت -۶۰ مرکز دزیمتری استاندارد کشور، وابسته به سازمان انرژی اتمی ایران استفاده شد. هدف از سنجه سازی دزیمترهای ترمولومینسانس این است که مطمئن شویم همه دزیمترهای یک مجموعه، ضرورتاً پاسخ یکسانی به پرتوهای تابش شده نشان می‌دهند. به دلیل وجود تفاوت‌های ذاتی در حساسیت مواد ترمولومینسانس و تفاوت‌های اندک جرم‌ها که در تراشه‌های ساخته شده وجود دارد تفاوت‌هایی در پاسخ آنها به اندازه ۳۰٪ (براساس ۳ انحراف معیار) از تعداد میانگین جامعه دزیمترها وجود دارد. به منظور از بین بردن اثر این دو عامل تک تک دزیمترها را می‌توان سنجه سازی کرد که ضریب سنجه سازی دزیمترها، ضریب تصحیح موردی یا ECC نامیده می‌شود. که به صورت ضریب در خروجی قرائتگر ضرب می‌شود و با رابطه (۲) به دست می‌آید. برای این کار تعداد ۶۶ دزیمتر H-100-TLD را در درون یک ماتریس ۱۰×۱۰ به ابعاد ۱۲×۱۲ سانتیمتر مربع گذاشته و یک ورق پلاکسی گلاس روی آنها قرار گرفت و در معرض تابش پرتو کبالت ۶۰ قرار داده شد. از جمله نکاتی که در این سنجه سازی منظور شده این است که سعی شده شرایط واقعی میدانی برای دزیمترها فراهم شود. بدین ترتیب هر دزیمتر با استفاده از وضعیت مکانی خاص خود در این ماتریس با درایه‌های سطری و ستونی قابل ردیابی است.

$$\langle Q \rangle = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{i=m} Q_j, \quad (1)$$

$$ECC_j = \frac{\langle Q \rangle}{Q_j}. \quad (2)$$

دز جذبی ناحیه غیردرگیر به عمل آورد. در پرتو درمانی سر و گردن پرتوگیری چشم غیرقابل اجتناب است. مقدار دز جذبی هنگامی که فاصله چشم از میدان کمتر از ۱cm است تا ۱۳٪ مقدار دز درمانی گزارش شده است [۳] در این بررسی سنجش دز در مرکز پرتو درمانی بیمارستان رازی وابسته به دانشگاه علوم پزشکی گیلان واقع در رشت و در بهار و تابستان ۱۳۸۸ انجام گرفته است. دزیمتری توسط دزیمترهای گرماتاب^۱ یا ترمولومینسانس که اختصاراً TLD نامیده می‌شوند انجام گرفته است. دزیمترهای گرماتاب موادی هستند که پس از قرار گرفتن در معرض تابش مقداری از انرژی آن را در خود ذخیره می‌کنند و با کسب انرژی گرمایی آن را به صورت نور تابش می‌کنند. با سنجش میزان این نور و با سنجه سازی (کالیبراسیون) مناسب می‌توان دز جذبی را اندازه گرفت. حساسیت زیاد، اندازه فیزیکی کوچک سهولت استفاده و قابلیت استفاده مکرر از آنها از جمله ویژگی‌هایی است که این دزیمترها را از سایر دزیمترها متمایز ساخته است. تراشه‌های Li F:Mg,Cu,P با نام تجاری TLD-100 نوع خاص بلور گرماتاب است که در این سنجش برای برآورد دز مورد استفاده قرار گرفته است. علت انتخاب این دزیمتر به خاطر هم ارزی تقریبی آن با بافت نرم، حساسیت زیاد، روند پاکسازی ساده و منحنی درخشش غیر پیچیده آن است.

در این بررسی تعداد ۲۰ بیمار مورد سنجش قرار گرفتند. برای درمان این بیماران از دو روش SSD و SAD استفاده شده است. به منظور برآورد دز دریافتی چشم، از سه تراشه TLD درون یک بیج^۲ استفاده شده است تا میزان عدم قطعیت نتایج کسب شده تقلیل یابد. بیج ساخته شده در حین درمان روی چشم‌های بیمار چسبانده می‌شد. تراشه‌های TLD به طور جداگانه درون سه حفره یا فاصله ۱ سانتی‌متر درون یک ماتریس نگهدارنده جایگزین شده‌اند. استفاده از این ماتریس شرایط یکسانی برای

۱. Thermoluminescence

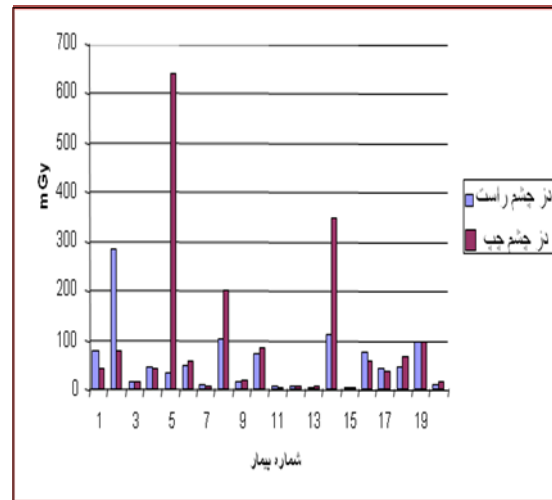
۲. badge

جدول ۱. مقدار دز جذبی چشم بر حسب میلی‌گری.

بیمار	دز جذبی چشم راست (mGy)	دز جذبی چشم چپ (mGy)	بیشینه درصد دز جذبی چشم
۱	۷۶/۶۹	۴۳/۱۶	۳/۸
۲	۲۸۱/۲	۷۷/۷۳	۵/۷
۳	۱۵/۶۶	۱۵/۱۷	۰/۸۷
۴	۴۵/۲۲	۴۳/۸۴	۲/۵
۵	۳۰/۸۶	۶۳۹/۳۱	۳۱/۹
۶	۴۸/۲۵	۵۷/۲۷	۰/۲
۷	۱۱/۵۷	۷/۱۹	۰/۵
۸	۱۰۳/۲۱	۲۰۲/۶۸	۱۰/۱
۹	۱۳/۲۷	۱۸/۵	۰/۹
۱۰	۶۸/۹۷	۸۶/۱۶	۲/۸
۱۱	۵/۷۵	۳/۴۹	۰/۲۸
۱۲	۷/۳۴	۶/۴۳	۰/۳۶
۱۳	۳/۵۳	۶/۱	۰/۳
۱۴	۱۱۱	۳۴۷/۰۲	۸/۶
۱۵	۴/۸۷	۳/۷۲	۰/۲
۱۶	۷۲/۸۴	۵۷/۱۶	۲/۷
۱۷	۴۳/۸۸	۳۶/۲	۲/۱
۱۸	۴۴/۳	۶۶/۵	۳/۳
۱۹	۹۶/۱۳	۹۶/۳۴	۲/۶
۲۰	۱۲/۱۸	۱۴/۸۳	۰/۷

جدول ۱ در بر گیرنده داده‌های پایه‌ای نمودار شکل ۱ و همچنین درصد دز جذبی چشم نسبت به دز اعمال شده جهت درمان سرطان است.

میانگین دز چشم ۸۹/۱۱۴ mGy می‌باشد که به‌طور متوسط ۳٪ دز اعمال شده جهت دریافت است ولی در مورد بیماران ۵ و ۸ و ۱۴ که فاصله لبه میدان از چشم کمتر از ۳ سانتیمتر است این مقدار به ۱۲٪ می‌رسد این امر با نتیجه‌گیری سایر پژوهشگران سازگار است [۳]. براساس یافته‌های RCRF^۲ و UACOS^۳ که به‌ترتیب بر روی آثار پرتوهای یونساز بر روی



شکل ۱. توزیع دز جذبی چشم بر حسب میلی‌گری.

برای به‌دست آوردن ضریب سنجه سازی قرائتگر از رابطه ۳ استفاده شد.

$$RCF = \left\langle \frac{Q}{L} \right\rangle \quad (۳)$$

که در اینجا Q_j برابر بار خوانده شده توسط قرائتگر برای هر یک از دزیمترهای کالیبراسیون می‌باشد و $\langle Q \rangle$ برابر میانگین بار الکتریکی خوانده شده از مجموعه دزیمترهایی است که به منظور سنجه شدن تحت تابش مقدار معینی از دز قرار گرفته‌اند و L هم بیانگر میزان پرتو دهی به دزیمترها برحسب یکی از واحدهای دزیمتری می‌باشد که در این سنجش برابر ۲۰ سانتی‌گری می‌باشد. با توجه به مطالب بیان شده می‌توان میزان پرتوگیری ثبت شده در هر دزیمتر TLD را بر مبنای ضرائب سنجه سازی ECC و RCF از طریق رابطه (۴) تعیین کرد.

$$Exposure = \frac{Ecc \times charge}{RCF} \quad (۴)$$

توزیع دز چشم برای بیماران تحت بررسی برحسب سانتی‌گری در شکل ۱ نشان داده شده است. در اکثر موارد بیشترین دز پرتویی چشم مربوط به مواردی است که فاصله چشم از گوشه میدان کمتر از ۳ سانتیمتر است که موردی را که خود چشم به‌صورت حفاظ^۱ شده در میدان درمانی قرار دارد را نیز شامل می‌شود.

۲. Radiation Effects Research Foundation

۳. The Ukrainian/American Chernobyl Ocular Study

۱. Shield

که منجر به پرتوگیری کمتر چشم می‌شود درمان گردند یا از حفاظ‌های ویژه استفاده کنند. در مواردی که تنها دسترسی به مراکز تله تراپی کبالت -۶۰ میسر باشد، باید با استفاده از حفاظ‌های ویژه تا حد ممکن پرتوگیری چشم را کاهش داد.

بازمانده‌های بمب اتمی و گروه پاکسازی چرنوبیل تحقیق می‌کنند دیده شده است که در صورتی که چشم در معرض دُزی بین ۰/۸ - ۰/۱ cGy قرار گیرد شخص دچار آب مروارید خواهد شد [۱، ۳ و ۴]. همچنین احتمال ابتلا برای کودکان و نوجوانان بیشتر است [۵]. این بیماران باید به وسیله روش‌هایی

Biol. Phys., **59**, 1 (2004) 293.

4. International Commission Radiation Protection Report "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures"; Rep. No. 24. ICRP, Washington, D.C. (1976).
5. N P Brown, *Br. J. Ophthalmol.* **81** (1997) 257.

1. E Nakashima, K Neriishi, and A Minamoto, *A Health Phys.* **90** (2000) 154.
2. B V Worgul, H B Lieberman, L B Smilenov, D J Brenner, N J Kleiman, A K Junk, and E J Hall, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **47** (2006) 4737.
3. Todd Pawlicki, Gary Luxton, Quynh-Thu Le, David Findley, and C.-M. Ma, *Int. J. Radiation Oncology*