

## بررسی و اندازه‌گیری دز پرتوهای نوترون ثانویه در پرتودرمانی با اشعه ایکس پارانرژی در بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک

زهرا غلامی<sup>۱\*</sup>، سعید حمیدی<sup>۱</sup>، فتح‌الله محقق<sup>۲</sup>، یاسر کاسه‌ساز<sup>۳</sup> و مهسا حسینی<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup>گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه اراک، مرکزی، ایران.

<sup>۲</sup>دانشگاه علوم پزشکی اراک، مرکزی، ایران.

<sup>۳</sup>سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

\*مرکزی، اراک، دانشگاه اراک، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، کد پستی: ۳۸۱۵۶-۸۷۹

پست الکترونیکی: dfarakuniversity.1371@gmail.com

### چکیده

امروزه رادیوتراپی با شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی پارانرژی، یکی از روش‌های درمان مؤثر غده‌های بدخیم به‌شمار می‌رود. در این دستگاه‌ها از برهم‌کنش‌های فوتون‌های پارانرژی (بزرگ‌تر از ۷MeV) با اجزای سر شتاب‌دهنده، تخت و حتی بدن بیمار، آلودگی فوتون‌ترونی تولید می‌شود. هدف از این مطالعه، اندازه‌گیری دز نوترون‌های تولیدشده در دستگاه شتاب‌دهنده پزشکی الکتنا مدل Precise بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک با استفاده از شبیه‌سازی به کمک کد مونت کارلویی MCNPX و مقایسه این یافته‌ها با نتایج تجربی حاصل از دزیمترهای TLD-۶۰۰ و TLD-۷۰۰ می‌باشد. نتایج حاصل نشان می‌دهد نسبت دز نوترون‌های حرارتی به دز فوتون‌های فرودی در TLDی که دقیقاً زیر گانتری و روی تخت قرار دارد (TLD شماره ۱) در محاسبات شبیه‌سازی ۰.۲٪ و در آزمایش تجربی ۰.۲۱٪ است، لذا اگر خطای بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی محاسبه گردد، مشاهده می‌شود که خطایی در حدود ۴٪ بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی وجود دارد، پس تطابق خوبی بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی وجود دارد.

واژگان کلیدی: شتاب‌دهنده خطی، آلودگی فوتون‌ترونی، مونت کارلو، MCNPX، آشکار ساز TLD.

### ۱. مقدمه

به‌کاررفته در درمان به قدر کافی بزرگ باشد (بزرگ‌تر از ۷MeV) در اثر برخورد این فوتون‌ها با عناصری با عدد اتمی بالا (اغلب سرب و تنگستن به کار رفته در سر شتاب‌دهنده) نوترون‌های ثانویه تولید می‌شوند [۲]. برخورد فوتون‌های پارانرژی با هسته‌های اتم سبب برانگیختن هسته اتم و آزاد شدن نوترون می‌شود، این واکنش به نام واکنش Photonuclear است. باتوجه‌به آنکه انرژی متوسط نوترون‌های تولید شده در

شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی<sup>۱</sup>، شتاب‌دهنده‌های تناوبی هستند که الکترون‌ها را به انرژی جنبشی از ۴MeV تا ۲۵MeV می‌رسانند [۱]. هنگامی که الکترون‌های پارانرژی به سمت یک هدف فلزی شتاب داده می‌شوند، پرتوهای ایکس مشخصه و پرتوهای ایکس ترمزی<sup>۲</sup> به وجود می‌آیند. اگر انرژی فوتون‌های

1. Medical Linear accelerator
2. Bremsstrahlung

شده‌اند. نتایج حاصل نشان می‌دهد که دز معادل فوتونوترون در محدوده (2-7/6mSv/Gy) است [۲].

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱.۲. دزیمتری به‌کمک آشکارسازهای ترمولومینسانس (TLD)

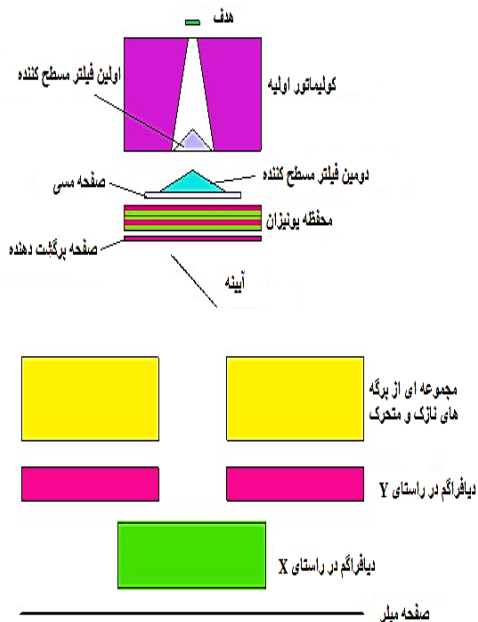
آشکارسازهای ترمولومینسانس TLD، به‌دلیل ابعاد کوچکشان و هم‌ارزی با بافت بدن بیشتر در دزیمتری مورد استفاده قرار می‌گیرند. هنگامی که پرتوهای گاما در سیگنال TLD شرکت می‌کنند، اندازه‌گیری دز نوترون با یک دزیمتر کار سختی است. بنابراین برای تمایز قائل شدن بین سهم پرتوهای فوتون و نوترون در میدان ترکیبی نوترون-گاما، حداقل به یک جفت دزیمتر مناسب که یکی حساس به گاما و دیگری حساس به نوترون است، احتیاج داریم. جفت TLDها معمولاً آشکارسازهای TLD-600 دارای  ${}^7\text{LiF}$  (۹۹/۹٪) و  ${}^6\text{LiF}$  (۹۵/۶٪) هر دو شامل ناخالصی‌های Mg و Ti انتخاب می‌شوند. دزیمترهای مورد استفاده در این کار شامل ۶ جفت TLD-۶۰۰ و TLD-۷۰۰ است. آشکارسازهای TLD-۶۰۰ غنی‌شده از  ${}^6\text{Li}$  است.  ${}^6\text{Li}$  دارای یک سطح مقطع بزرگی (حدود ۹۴۰ بارن) برای گیراندازی نوترون‌های حرارتی دارد. بنابراین دزیمتر TLD-۶۰۰ نسبت به TLD-۷۰۰ به نوترون حرارتی حساس‌تر است، ولی دزیمترهای  ${}^7\text{LiF}$  و  ${}^6\text{LiF}$  تقریباً حساسیت یکسانی نسبت به پرتوهای گاما دارند (TLD-۶۰۰) نوترون‌های حرارتی و پرتوهای گاما را شمارش می‌کند، درحالی‌که TLD-۷۰۰ تنها پرتوهای گاما را شمارش می‌کند. وقتی از جفت  ${}^7\text{LiF}$  و  ${}^6\text{LiF}$  استفاده می‌شود، مقدار اندازه‌گیری‌شده توسط  ${}^7\text{LiF}$  از (شمارش گاما) از مقدار اندازه‌گیری‌شده توسط  ${}^6\text{LiF}$  (شمارش پرتوهای گاما+نوترون) کم می‌شود، بنابراین پاسخ به نوترون حرارتی  ${}^6\text{LiF}$  به‌دست می‌آید [۵ و ۷].

شتاب‌دهنده‌های خطی، در محدوده انرژی ۰.۵-۱ MeV است، لذا برای نوترون‌هایی با این انرژی فاکتور کیفی تابش  $W_r$ ، با ارزش ۲۰، بیشترین مقدار را دارد [۳]. از جمله خطرات نوترون می‌توان به آب مروارید که اغلب نوترون‌ها سبب این عارضه می‌شوند، اشاره کرد. هدف از این پژوهش اندازه‌گیری میزان دز نوترون‌های تولیدشده در دستگاه الکتا مدل Precise بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک با روش شبیه‌سازی مونت کارلو با کد MCNPX و مقایسه این یافته‌ها با نتایج تجربی حاصل از دزیمترهای TLD است. قسمت‌های تولیدکننده نوترون در شتاب‌دهنده‌ها شامل هدف،<sup>۱</sup> کولیماتور اولیه،<sup>۲</sup> فیلترهای مسطح‌کننده،<sup>۳</sup> کولیماتورهای ثانویه<sup>۴</sup> (دیافراگم‌های در ۲ راستای X و Y)،<sup>۵</sup> MLC، تخت و بدن بیمارند [۴]. دقت در شبیه‌سازی چشمه و سر دستگاه شتاب‌دهنده از اهمیت زیادی برخوردار است. در یکی از تحقیقات انجام‌شده در شتاب‌دهنده Saturne ۲۰ بیمارستان اصفهان که با انرژی ۱۸ MeV کار می‌کند، میزان دز فوتونوترون در محدوده میلی‌سیورت (mSv) به‌دست آمده است [۵]. در تحقیقی دیگر، به بررسی تأثیر حفاظ پلکسی گلاس در کاهش شارش نوترونی حاصل از شتاب‌دهنده خطی پزشکی Varian Clinac 2100C/D واقع در بیمارستان پارس تهران که در مد فوتونی با انرژی ۱۸ MeV کار می‌کند، با استفاده از شبیه‌سازی در کد مونت کارلویی فلوکا (FLUKA) پرداخته شده است [۶]. در یک مطالعه نیز میزان دز فوتونوترون در شتاب‌دهنده ELEKTA مدل Precise در کشور لیبی به روش مونت کارلو شبیه‌سازی شده است که در آن، نتایج به‌دست‌آمده با نتایج تجربی حاصل از فعال‌سازی برگه‌های طلا مقایسه

1. Target
2. Primary collimator
3. Flattening filter
4. Secondary Collimator
5. Multileaf Collimator

## ۲.۲. شتاب‌دهنده‌های خطی

اولیه، فیلترهای مسطح‌کننده، محفظه یونیزان،<sup>۳</sup> صفحه برگشت‌دهنده،<sup>۴</sup> آینه میلر،<sup>۵</sup> MLC، دیافراگم‌های در راستای X و Y (کولیماتورهای ثانویه) و صفحه میلر<sup>۶</sup> شکل (۱) که برای شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب‌دهنده، یک سری اطلاعات اولیه با استفاده از کاتالوگ دستگاه به دست آمد؛<sup>۳</sup> شبیه‌سازی تخت بیمار، اتاق درمان (شکل ۲) و فانتوم‌های استوانه‌ای پلی اتیلن و تراشه‌های TLD-۶۰۰. فانتوم‌های مورد استفاده در این کار از جنس پلی اتیلن و به شکل استوانه با شعاع ۵cm و ارتفاع ۱۰cm هستند و هرکدام دارای برشی به شکل مکعب‌مستطیل با ابعاد  $۱۰ \times ۴ \times ۱ \text{ cm}^3$  در ارتفاع ۵ سانتی‌متری فانتوم استوانه‌ای است. برای شبیه‌سازی اتاق درمان و تخت بیمار، اطلاعات مورد نیاز از طریق اندازه‌گیری مستقیم به دست آمد. و در انتها برای امکان مقایسه صحیح بین نتایج تجربی و تئوری، آشکارسازهای TLD-۶۰۰ درست در مکان‌های آزمایش تجربی شبیه‌سازی شدند و به صورت تجربی نیز اندازه‌گیری‌هایی در چندین نقطه از اتاق درمان و روی تخت بیمار انجام شد.



شکل ۱: شبیه‌سازی دستگاه شتاب‌دهنده الکترون مدل Precise با کد MCNPX

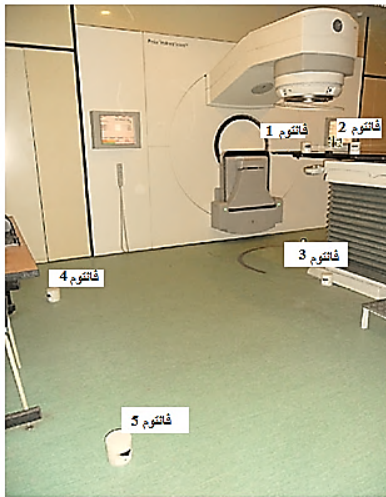
دستگاه‌های رادیوتراپی قابلیت استفاده در دو گونه الکترونی و فوتونی را دارند. در این مطالعه، شتاب‌دهنده پزشکی الکترون مدل Precise که قادر است پرتوهای فوتونی را در انرژی‌های ۶ و ۱۲ MeV تولید کند، مورد بررسی قرار گرفت. انرژی پرتوهای فوتون ۱۵MeV، ابعاد میدان مورد استفاده برای درمان  $۱۰ \times ۱۰ \text{ cm}^2$  و فاصله چشمه تا سطح نگه‌دارنده TLDها که در عمق ۵ سانتی‌متری فانتوم‌های پلی‌اتیلنی قرار دارند (SSD)، ۱۰۰cm در نظر گرفته شد.

## ۲.۳. مدل شبیه‌سازی شده شتاب‌دهنده خطی

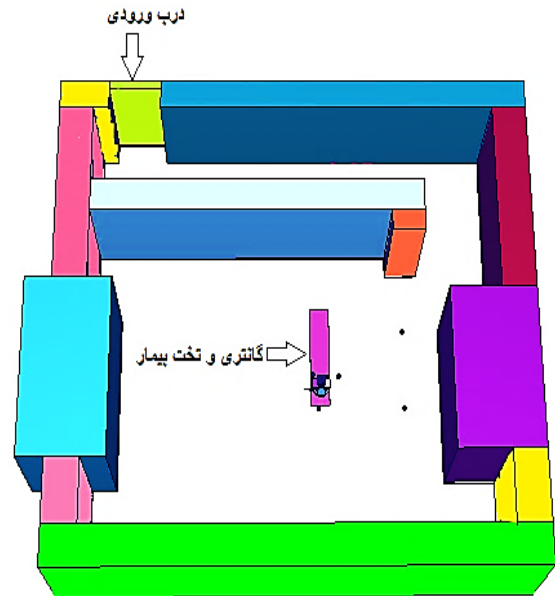
اگر انرژی فوتون‌های فرودی از انرژی آستانه تولید فوتونوترون در عناصر سازنده سر شتاب‌دهنده (هدف، کولیماتورهای اولیه و ثانویه و...) بیشتر شود، نوترون‌های ثانویه تولید می‌شود. از آنجایی که سطح مقطع پیک واکنش فوتونوترون (واکنش  $(\gamma, n)$ )، برای مواد با Z (عدد اتمی) زیاد، حدود ۵۰ برابر بزرگ‌تر از مواد با Z کم است (تنگستن  $۴۰۰ \text{ mb}$  و کربن  $۸ \text{ mb}$ )، سر شتاب‌دهنده (مواد با عدد اتمی بالا) سهم عمده‌ای در تولید فوتونوترون‌ها دارد [۷]. لذا برای ارزیابی نوترون تولیدشده با استفاده از محاسبات مونت کارلو، نیاز به یک هندسه کامل از سر شتاب‌دهنده (هدف، کولیماتور اولیه و ثانویه، فیلترهای مسطح‌کننده و...) است. استفاده از تکنیک‌های محاسباتی مونت کارلو<sup>۱</sup> در پزشکی دارای سابقه طولانی است. در این مطالعه، شبیه‌سازی به کمک کد مونت کارلویی MCMPX، شامل ۳ مرحله است: ۱. شبیه‌سازی طیف انرژی چشمه الکترونی به صورت یک تابع گوسی و با  $\text{FWHM} = 10\%$  برای انرژی ۱۵ MeV و سپس طیف پرتوهای فوتون ترمزی تولیدشده در اثر برخورد الکترون‌های پر انرژی به هدف تنگستن؛ ۲. شبیه‌سازی اجزای داخلی سر شتاب‌دهنده (هدف، کولیماتور

3. Ion chamber
4. Back scatter plate
5. Mylar mirror
6. Mylar screen

1. Mont carlo
2. Full Width at Half Maximum



شکل ۳: نمایی از قرارگیری فانتوم‌های شماره ۱ و ۲ و ۳ و ۴ و ۵



شکل ۲: نمایی از شبیه‌سازی اتاق درمان

جدول ۱: اطلاعات مربوط به مکان قرارگیری فانتوم‌ها و TLD

مکان قرارگیری فانتوم	مکان قرارگیری TLD
فانتوم شماره ۱: روی تخت در راستای گانتري	TLD شماره ۱: در عمق ۵cm فانتوم ۱
فانتوم شماره ۲: روی تخت	TLD شماره ۲: در عمق ۵cm فانتوم ۲
فانتوم شماره ۳: روی زمین و کنار تخت	TLD شماره ۳: در عمق ۵cm فانتوم ۳
فانتوم شماره ۴: روی زمین و کنار دیوار	TLD شماره ۴: در عمق ۵cm فانتوم ۴
فانتوم شماره ۵: روی زمین و نزدیک راهرو	TLD شماره ۵: در عمق ۵cm فانتوم ۵
-	TLD شماره ۶: نزدیک اتاق کنترل بدون فانتوم

نتایج حاصل از قرائت TLDها در جدول (۲) آورده شده است. این نتایج حاصل میانگین ۱۰ بار پرتودهی با شرایط یکسان است. جهت اندازه‌گیری دز نوترون حرارتی، از جفت آشکار سازهای TLD-600 (حساس به نوترون حرارتی و گاما) و TLD-700 (حساس به گاما) استفاده می‌شود که با کم کردن مقادیر اندازه گرفته شده توسط این دو دوزمیتتر، دز نوترون‌های حرارتی که در محیط است اندازه گرفته

### ۳. نتایج اندازه‌گیری‌های تجربی

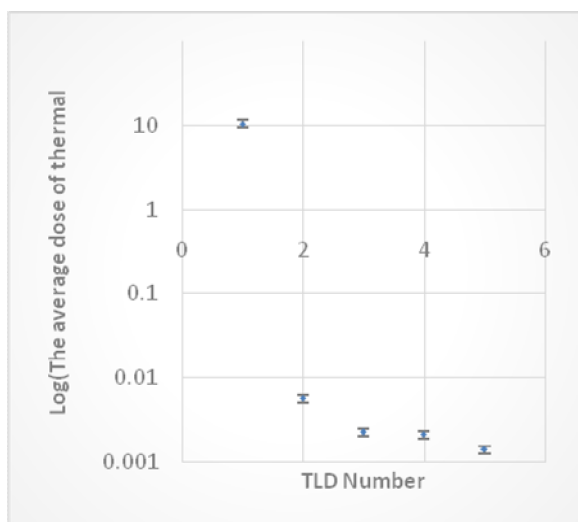
#### ۱.۳. نتایج آزمایش تجربی به کمک آشکارسازهای

#### TLD-700 و TLD-600

پرتودهی به‌ازای  $SSD=100cm$  (فاصله چشمه تا سطح نگه‌دارنده TLDها) و با ابعاد میدان مورد استفاده جهت درمان  $10 \times 10 cm^2$  روی تخت بیمار در مد فوتونی با انرژی  $15MeV$  و  $Dose Rate=300MU/min$  و  $MU=100$  در نظر گرفته شد و این پرتودهی ۱۰ بار تکرار شد (جهت افزایش دقت کار) و زمان هر پرتودهی به میزان  $28.38s$  است. اطلاعات مربوط به مکان ۵ فانتوم و TLDهای آنها که به‌طور همزمان در اتاق درمان تحت تابش قرار گرفتند، در جدول (۱) و شکل (۳) آورده شده است.

۱. Monitor chamber در واحد Monitor Unit (MU) کالیبره می‌شود.  $100MU$  برابر است با  $1Gy$

باتوجه به نتایج جدول ۲ می‌توان دریافت که میزان دز نوترون حرارتی تولیدشده در اتاق درمان در حد (mSv) است، به طوری که این نتیجه قابل مقایسه با نتایج دیگر مطالعات است [۷]. نتایج بیانگر آن است که آلودگی فوتونوترونی بیشتر ناشی از اجزای سر شتاب‌دهنده است و این مقدار در فانتومی که دقیقاً زیر چشمه پرتوزا قرار دارد، بیشینه است و با فاصله گرفتن فانتوم‌ها از چشمه پرتوزا، میزان دز نوترون حرارتی تولیدشده کاهش می‌یابد. از شکل (۴) می‌توان دریافت که آلودگی فوتونوترونی تولید شده با افزایش فاصله از سر شتاب‌دهنده با شیب بسیار زیادی کاهش می‌یابد، به گونه‌ای که در نقاط دیگر، این آلودگی تقریباً به دز زمینه نزدیک می‌شود. مقدار خطای تجربی به طور میانگین در محدوده ۱۰٪ است.



شکل ۴: نمودار تجربی حاصل از پرتوگیری TLDهای قرارداده شده در فانتوم‌ها در اتاق درمان

#### ۴. نتایج محاسبات با شبیه‌سازی

##### ۴.۱. شبیه‌سازی طیف فوتونی

برای به دست آوردن طیف پرتوهای ترمزی در این دستگاه به کمک کد مونت کارلویی MCNPX، چشمه الکترونی به صورت یک تابع گاوسی با  $FWHM=10\%$  انرژی اسمی و به صورت یک پرتو قلمی باریک با قطری حدود ۱ میلی‌متر در

می‌شود. میزان دز نوترون حرارتی جذب شده توسط ۶۰۰-TLD از رابطه زیر به دست می‌آید.

(۱)

$$H_{th}(mSv) = TL'c4 \times K_{th}$$

$$TL'c4 = TL'4 - TL'3$$

$$TL'(nc) = (TL(nc) \times \frac{RL_0}{RL} \times ECC - TL_{BG}) \times \frac{RL_0}{RL_{BG}} \times ECC_{BG}$$

که در این معادله:

TL میزان قرائت هر TLD توسط دستگاه قرائت‌گر

ECC ضریب تصحیح تراشه TLD

RL مقدار reference light برای هر چیپ

RL<sub>0</sub> مقدار میانگین reference light اندازه‌گیری شده در بین

قرائت‌های TLD

TL<sub>BG</sub> مقدار TL از دزیتر محیطی

ECC<sub>BG</sub> مقدار ECC از دزیتر محیطی

K<sub>th</sub> فاکتور کالیبراسیون نوترون که عددی صحیح است و

برابر با ۰/۰۲

H<sub>th</sub> میزان دوزگامای جذب شده توسط هر TL

دزیتر شماره ۶ در نزدیکی اتاق کنترل به عنوان شاهد در

نظر گرفته شد. این TLD در جایی قرار می‌گیرد که در تمام

مراحل پرتودهی، تحت هیچ تابش مستقیمی قرار نگیرد. این

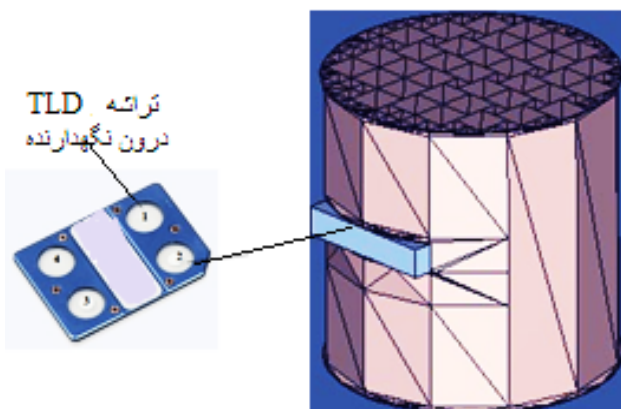
دزیتر به عنوان شاهد برای تعیین میزان دز دریافتی محیط به

کار گرفته شد و به این ترتیب دز زمینه اندازه‌گیری شد.

جدول ۲: نتایج حاصل از TLDها

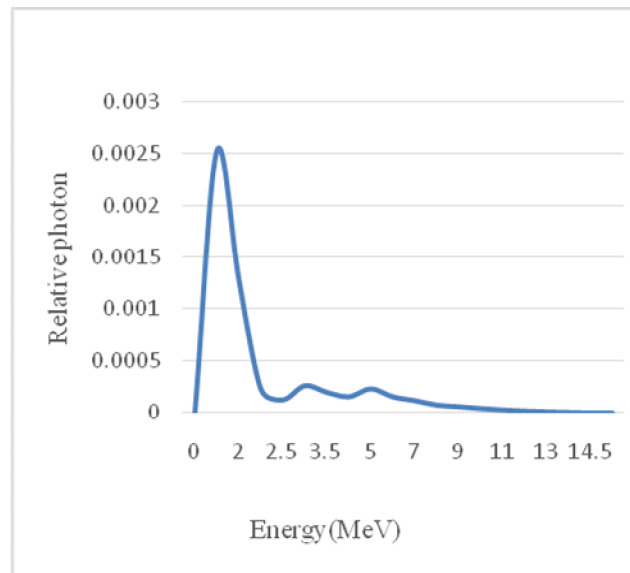
شماره TLDها	میانگین دز دریافتی (mSv)
۱	۱۰/۵۳
۲	۰/۰۰۵۷
۳	۰/۰۰۲۲
۴	۰/۰۰۲۱
۵	۰/۰۰۱۳
۶	۰ (دز زمینه)

انرژی هستند، شمارش کنیم (نوترون‌های حرارتی و سریع). بازه‌ای که برای اندازه‌گیری دز نوترون در محاسبات شبیه‌سازی منظور کرده‌ایم، شامل ۳ بازه است: بازه اول (از  $2/5E-8MeV$  تا  $14MeV$ ) که تمام نوترون‌های دریافتی اعم از نوترون‌های سریع و نوترون‌های حرارتی را شمارش می‌کند، بازه دوم ( $0.025eV < En < 100keV$ ) که تنها نوترون‌های حرارتی را شمارش می‌کند و بازه سوم ( $1E-1MeV$  تا  $14MeV$ ) که نوترون‌های سریع را شمارش می‌کند (شایان ذکر است که خطای شبیه‌سازی برای هر یک از این بازه‌ها، توسط کد MCNPX محاسبه شده است). در جدول (۳)، دز نوترون‌های حرارتی، دز نوترون‌های سریع و مجموع دز نوترون‌های حرارتی و سریع محاسبه شده و در شکل (۷) نمودار مجموع دز نوترون دریافتی (mSv) حاصل از شبیه‌سازی در انرژی  $15MeV$  نشان داده شده است.



شکل ۶: شبیه‌سازی فانتوم و TLD درون آن

نظر گرفته شد که این پرتوهای پرنانرژی به سمت هدف تنگستنی حرکت می‌کنند و در اثر برخورد با هدف تنگستنی، سبب به وجود آوردن پرتوهای ایکس ترمزی می‌شوند. برای به دست آوردن طیف پرتوهای فوتونی از تالی F2 روی سطح هدف استفاده شد و شار فوتون‌ها ثبت گردید (شکل ۵).



شکل ۵: طیف فوتون‌های ترمزی ناشی از برخورد الکترون‌های  $15MeV$  به هدف تنگستنی

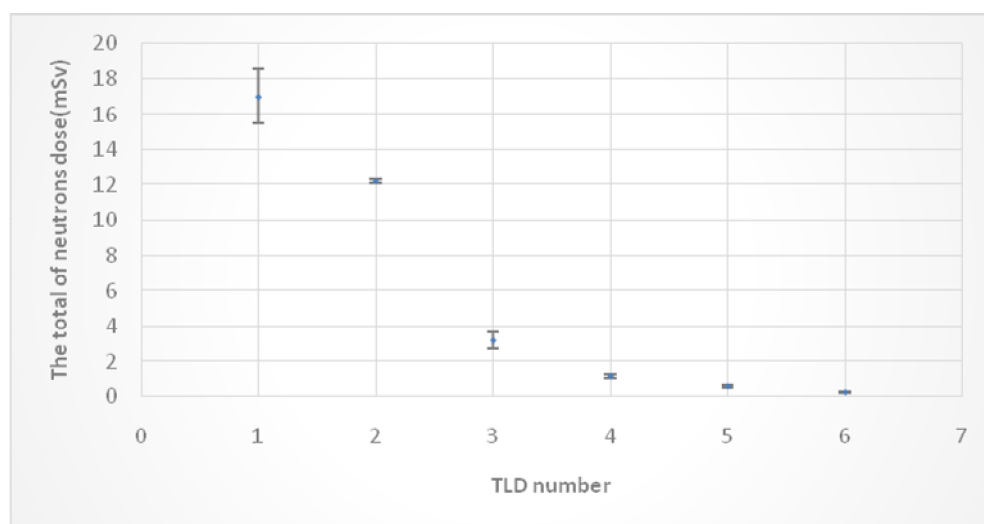
## ۲.۴. تولید نوترون در مکان TLD-600 درون فانتوم‌های

### پلی اتیلنی

برای تعیین دز نوترون دریافتی، آشکارسازهای TLD-600 درست در مکان‌های آزمایش تجربی شبیه‌سازی شدند (شکل ۶). آشکارسازهای TLD-600 دارای  $6LiF$  (۹۵/۶٪) هستند که  $6Li$  دارای یک سطح مقطع بزرگ (حدود  $940$  بارن [۷]) برای گیراندازی نوترون‌های حرارتی است. لذا این دزیتر تنها توانایی آشکارسازی نوترون‌های حرارتی را دارد که در بازه انرژی  $0.025eV < En < 100keV$  هستند [۸]. ولی این محدودیت در شبیه‌سازی وجود ندارد و می‌توان با در نظر گرفتن بازه‌های انرژی مختلف، تعداد نوترون‌هایی را که در آن بازه

جدول ۳: نتایج حاصل از شبیه‌سازی پرتوگیری TLD-600 در نقاط مختلف اتاق

خطای مجموع	مکان قرارگیری TLD	مجموع دز نوترون دریافتی (mSv)	دز نوترون سریع (mSv)	دز نوترون حرارتی (mSv)	دز نوترون دریافتی در شبیه‌سازی	شماره TLD
۸/۹٪	در عمق ۵cm فانتوم شماره ۱	۱۷	۱۴/۷۲	۲/۳۹		۱ در راستای گانتری روی تخت
۱٪	در عمق ۵ cm فانتوم شماره ۲	۱۲/۲	۱۱/۰۱	۱/۱۹		۲ در راستای گانتری روی زمین
۱۵٪	در عمق ۵ cm فانتوم شماره ۳	۳/۲۱	۲/۶۳	۰/۵۴		۳ روی تخت
۹٪	در عمق ۵ cm فانتوم شماره ۴	۱/۲	۰/۹۹	۰/۲		۴ روی زمین کنار تخت
۱۵٪	در عمق ۵ cm فانتوم شماره ۵	۰/۵۸	۰/۵	۰/۰۸		۵ روی زمین کنار دیوار
۲۳٪	در عمق ۵ cm فانتوم شماره ۶	۰/۲۵	۰/۱۹	۰/۰۵۶		۶ روی زمین نزدیک راهرو



شکل ۷: نمودار مجموع دز نوترون دریافتی (mSv) حاصل از شبیه‌سازی در انرژی ۱۵MeV

از نقاط از خطای کم و دقت بالایی برخوردارند. اگر در مکان TLD ای که دقیقاً زیر گانتری و روی تخت قرار دارد (TLD شماره ۱)، دز فوتون فرودی را با شبیه‌سازی اندازه‌گیری کنیم، دز فوتون 236mGy به دست می‌آید. با در نظر گرفتن فاکتور کیفی نوترون حرارتی ( $W_T=5$ )، متوجه خواهیم شد که دز

شکل (۷) نشان می‌دهد که با افزایش فاصله از سر شتاب‌دهنده، میزان دز نوترون تولیدی کاهش می‌یابد.

## ۵. بحث و نتیجه‌گیری

باتوجه به نتایج جدول (۳) مشاهده می‌کنیم که نتایج در برخی

حرارتی و سریع است. پس بیماری که در حال درمان است، نه تنها نوترون حرارتی دریافت می‌کند، بلکه نوترون سریع نیز دریافت می‌کند. پس کل دز دریافتی بیماری که زیر گانتری و روی تخت قرار دارد، برابر  $17\text{mSv}$  است. لذا با انجام محاسبات دقیق و در نظر گرفتن فاکتور کیفی نوترون‌های سریع ( $W_r=20$ )، می‌توان دریافت که در مکان این TLD، نسبت دز کلی نوترون‌های ثانویه (اعم از نوترون‌های حرارتی و سریع) به دز فوتون فرودی برابر  $0.4\%$  می‌باشد که تقریباً دو برابر نسبت دز نوترون حرارتی به دز فوتون فرودی است. باتوجه به اینکه نسبت دز نوترون به دست آمده به دز فوتون فرودی روی تخت بیمار قابل اغماض نیست، لذا ارزیابی میزان نوترون تولیدی، در کسب نتیجه بهتر در حین درمان، لازم و ضروری است.

#### سپاسگزاری

بر خود لازم می‌دانم که از اساتید ارجمندم دکتر سعید حمیدی و دکتر یاسر کاسه‌ساز که بهترین راهنمای من در این پژوهش بودند، بی‌نهایت تشکر کنم.

نوترون حرارتی ثانویه (آلودگی نوترونی) در مکان این TLD، نسبت به دز فوتون فرودی در همین نقطه حدود  $0.2\%$  است. باتوجه به آنکه پرتوهی در آزمایش تجربی به‌ازای  $MU=100$  در نظر گرفته شده است، لذا در آزمایش تجربی نیز نسبت دز نوترون حرارتی ثانویه (آلودگی نوترونی) در مکان TLD ای که دقیقاً زیر گانتری و روی تخت قرار دارد (TLD شماره ۱) نسبت به دز فوتون فرودی در همین نقطه حدود  $0.21\%$  است. لذا اگر خطای بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی را محاسبه کنیم، مشاهده می‌کنیم که خطایی در حدود  $0.4\%$  بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی وجود دارد، پس این نتایج ما را از صحت کار مطمئن می‌سازد. همان‌گونه که بیان شد، TLD-600 تنها توانایی دزیمتری نوترون‌های حرارتی را دارد، یعنی اگر نوترون‌های سریع به آن برسد، این دزیمتر توانایی شمارش و ثبت آن را ندارد. اما باتوجه به نتایج جدول (۳)، مشاهده می‌شود که در مکان تمام TLDها از جمله TLD که دقیقاً زیر گانتری و روی تخت قرار دارد، کل دز دریافتی مجموع دز نوترون‌های

#### ۶. مراجع

- درمان بخش رادیوتراپی بیمارستان سید الشهدای (ع) اصفهان، مجله دانشکده پزشکی اصفهان، سال بیست و نهم / شماره ۱۶۶، (۱۳۹۰)
- [۶] اصغر نسب بابل، آسیه. فقهی، سید امیر حسین. هاشمی دیزجی، سید مهدی. مهدوی، سید ربیع. انجمن روز، راضیه. تأثیر حفاظ پلکسی گلاس در کاهش شارش نوترونی حاصل از شتاب‌دهنده خطی پزشکی با استفاده از شبیه‌سازی در کد فلوکا، مقاله نامه کنفرانس فیزیک ایران، (۱۳۹۰)، ۱۰۲۶-۱۰۲۳
- [7] H. Darestani, H.A. Nedaie, Kh. Mohammadi, M. Allahverdi, A. Shahvar, N. Shahgholi, Measurement of neutron dose component in central axis absorbed dose of 18MeV photon beam by TLD600 and
- [1] P. Mayles, A. Nahum, J.C. Rosenwald. HANDBOOK OF RADIOTHERAPY PHYSICS, (2003),113-114
- [2] F.A.Elmasrub',A.M. El-Megrab, Monte Carlo Simulation and Experimental Evaluation of Photoneutrons Produced in ELEKTA Precise linear Accelerator, Eleventh Arab Conference on the Peaceful Uses of Atomic Energy. Khartoum Sudan,(2012),8-9
- [3] E. Brunckhorst, Experimental investigations of the neutron contamination in high-energy photon fields at medical linear accelerators, Hamburg,(2009),19
- [4] S. Agustín Martínez Ovalle, Neutron Dose Equivalent in Tissue Due to Linacs of Clinical Use,(2013),91
- [5] شهبازی، داریوش. خسروی، مصطفی. جباری، کیوان. قیصری، روح الله. اندازه‌گیری مقدار دز فوتونوترون در شتاب‌دهنده اتاق



TLD700 dosimeters, Basic & Clinical Cancer  
Research, (2011),22-29.

[۸] راستی کردار، صمد. نادری، محمد حسین. مبانی حفاظت در  
برابر پرتوها، اصفهان، دانشگاه اصفهان، (۱۳۷۹).