

محاسبه میزان دز پرتوهای ترمزی ناشی از الکترون‌ها در پرتودرمانی با الکترون در بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک

مهسا حسینی^{*}، سعید حمیدی^۱، فتح الله محقق^۲، ملیحه رستم‌پور^۱، علی محمدی^۱ و زهرا غلامی^۱

^۱دانشکده علوم پایه، دانشگاه اراک، مرکزی، ایران.

^۲دانشگاه علوم پزشکی اراک، مرکزی، ایران.

^{*}مرکزی، اراک، دانشگاه اراک، دانشکده علوم پایه، کد پستی: ۳۸۱۵۶-۸۷۹

پست الکترونیکی: hosseini.mahsa2011@gmail.com

چکیده

هنگام پرتودرمانی بیماران با پرتوهای الکترونی، به دلیل برهم‌کنش الکترون‌ها با اجزای مختلف سر شتاب‌دهنده خطی، فانتوم یا بدن بیمار، مقداری اشعه ایکس ناخواسته تولید می‌شود، لذا برای محاسبه دز آلودگی فوتون ترمزی ناشی از برهم‌کنش باریک‌های الکترونی شتاب‌دهنده خطی پزشکی الکترون Precise واقع در بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک، ابتدا میزان تولید دز پرتوهای ترمزی در انرژی‌های ۱۰ و ۱۵ MeV با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس اندازه‌گیری شد، سپس این مقادیر با نتایج حاصل از شبیه‌سازی اتاق رادیوتراپی و دستگاه لیناک با کد MCNPX مقایسه شد. ضمن همخوانی مناسب بین داده‌های تئوری و تجربی در هر دو انرژی مد نظر، نتایج به دست آمده دز حاصل از پرتوهای ترمزی نسبت به دز الکترون تابشی را روی سطح فانتوم به‌طور متوسط، ۲ تا ۵ درصد و در محدوده میلی سیورت برآورد می‌کند.

کلیدواژگان: باریک‌های الکترونی، پرتوهای ترمزی، آلودگی فوتونی، کد مونت کارلو، شتاب دهنده خطی پزشکی.

۱. مقدمه

[۲]. علت اصلی پیدایش این فوتون‌ها وارد شدن نیروی قوی

کولنی از سمت هسته اتم محیط جاذب به ذره باردار (در اینجا الکترون) است که با افزایش یا کاهش ناگهانی شتاب، موجب می‌شود سرعت ذره باردار به سرعت تغییر کند. الکترون‌ها در برهم‌کنش با مواد با آهنگ متفاوتی کند می‌شوند. بنابراین، فوتون‌های برمشترالانگ (اشعه X)، طیف انرژی پیوسته با دامنه‌ای رو به پایین خواهند داشت. به‌منظور برآورد میزان تابش ترمزی از پرتو الکترون، از رابطه تجربی زیر بهره می‌بریم:

$$f_{\beta} = 3.5 \times 10^{-4} Z E_m \quad (1)$$

E_m بیشینه انرژی الکترون برحسب MeV، Z عدد اتمی

ماده هدف و f_{β} سهمی از انرژی الکترون است که به اشعه ایکس تبدیل می‌شود. مابقی انرژی الکترون‌های فرودی نیز

از اوایل دهه ۱۹۵۰ [۱] الکترون‌های پرانرژی در رادیوتراپی استفاده می‌شده است. در دهه ۱۹۷۰ [۱] شتاب‌دهنده‌های خطی با قابلیت تولید الکترون و فوتون‌های با انرژی بالا گسترش یافتند. گستره مفید انرژی‌های الکترون در کلینیک از ۶ تا ۲۰ MeV است. الکترون‌ها در این گستره انرژی برای درمان تومورهای سطحی (کمتر از ۵ سانتی‌متر عمق) مفیدند و از ویژگی‌های منحصربه‌فرد درمان با آن‌ها، می‌توان به توزیع یکنواخت دز در حجم هدف و همچنین کاهش دز به بافت‌های عمقی‌تر اشاره کرد [۱].

هنگام پرتودرمانی بیماران با پرتوهای الکترونی به دلیل پراکنده شدن الکترون‌ها در محیط و برهم‌کنش آن‌ها با اجزای مختلف سر شتاب‌دهنده، فوتون‌های برمشترالانگ تولید می‌شوند

سبب تحریک و یونیزاسیون اتم‌های محیط و تولید الکترون‌های ثانویه می‌شوند. گاهی ممکن است الکترون خروجی از اتم یونیزه‌شده انرژی قابل توجهی را دریافت کرده باشد و حتی بعد از ترک اتم مادر هنوز، انرژی جنبشی لازم و کافی برای تولید یون‌های بعدی را داشته باشد. این الکترون‌ها را اشعه دلتا می‌نامند که به‌طور غیرمستقیم نشان می‌دهد انرژی ذره باردار به محیط جاذب منتقل شده است. با توجه به معادله (۱) مشاهده می‌شود که سهم تولید تابش ترمزی با افزایش انرژی الکترون‌های فرودی و همچنین افزایش عدد اتمی محیط جاذب افزایش می‌یابد [۳]. بنابراین، سهم عمده آلودگی فوتونی در اینجا ناشی از فرارگرفتن اجزای مختلف سر شتاب‌دهنده خطی بر سر راه پرتو الکترونی و همچنین درصد ناچیزی از آن به دلیل برهم‌کنش پرتو با فانتوم خواهد بود [۴]. شکل هندسی و جنس هریک از این اجزا می‌تواند نقش مؤثری در تولید دز پرتوهای ترمزی ناشی از باریکه‌های الکترونی ایفا کند. بنابراین، پارامترهای باریکه الکترونی تولید شده در شتاب‌دهنده‌های خطی تولید شرکت‌های مختلف، متفاوت خواهد بود و این پارامترها برای هر ماشین باید به‌طور جداگانه توضیح داده شوند [۴-۶]. به این منظور، بررسی‌های بسیاری روی لینک‌های مختلف انجام شده است که در ذیل، به‌طور مختصر به چند مورد اشاره شده است. در یکی از این مطالعات، آلودگی فوتونی ناشی از پرتوهای ترمزی در باریکه‌های الکترونی شتاب‌دهنده خطی پزشکی نپتون مدل 10PC به روش مونت کارلو بررسی شد و دز آلودگی فوتون ترمزی در سطح فانتوم و در میدان مرجع برای سه انرژی شتاب‌دهنده، در حدود ۲/۰ تا ۵/۰ درصد حداکثر دز برآورد شده است [۴]. در تحقیق دیگر، میزان تابش ترمزی و فوتون-نوترون‌های تولید شده در شتاب‌دهنده خطی الکترون با انرژی بالا با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس اندازه‌گیری شده است [۷]. در یک پژوهش نیز، شبیه‌سازی

مونت کارلو و اندازه‌گیری نشت پرتو از اپلیکاتورها در پرتودرمانی خارجی با الکترون، مورد توجه قرار گرفته است و بستگی میزان تولید شار فوتونی به ابعاد اپلیکاتور و انرژی باریکه الکترون فرودی بررسی شده است [۸].

در این تحقیق، مد الکترونی شتاب‌دهنده خطی الکتا مدل Precise بخش رادیوتراپی بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک، مدنظر قرار گرفته شد. همان‌طور که قبلاً نیز بیان شد، میزان تولید پرتوهای ترمزی، بسته به انرژی الکترون‌های فرودی و همچنین جنس و ابعاد اجزای شتاب‌دهنده که در مسیر عبور پرتو قرار دارند، متغیر است. دستگاه شتاب‌دهنده خطی الکتا Precise، در مد الکترونی دارای ۵ پرتو با انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۵ و ۱۸ MeV است. بنابراین در این تحقیق، آلودگی فوتون ترمزی در دو انرژی ۱۰ و ۱۵ MeV، مورد مطالعه قرار داده شد تا علاوه بر تحقیق تأثیر میزان سهم انرژی در تولید این آلودگی، سهم متفاوت بودن ابعاد اجزای شتاب‌دهنده (از جمله متفاوت بودن ضخامت فویل‌های پراکننده) نیز در تولید تابش ترمزی بررسی شود. لذا هدف از انجام این مطالعه، بررسی تجربی میزان تولید پرتوهای فوتون ترمزی با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس (TLD-۷۰۰ و GR-۲۰۰) و مقایسه این مقادیر با نتایج حاصل از شبیه‌سازی اتاق رادیوتراپی و دستگاه لیناک با کد MCNPX است.

۲. روش کار

شتاب‌دهنده خطی الکتا Precise به‌منظور تولید پرتوهای پرنرژی الکترون و فوتون برای کاربردهای پزشکی طراحی شده است. اصول کار دستگاه شتاب‌دهنده خطی الکتا Precise بر مبنای شتاب‌دهی به الکترون‌ها و استفاده مستقیم از آن‌ها در درمان تومور (الکترون‌تراپی) یا استفاده از پرتوهای ترمزی حاصل از برخورد پرتو الکترونی با هدف تنگستنی است. سر شتاب‌دهنده خطی Precise در مد الکترونی متشکل از فویل پراکننده اولیه، کولیماتور نخستین، فویل پراکننده ثانویه، محفظه یونیزاسیون، آینه، فک‌های X و Y و اپلیکاتور الکترون است. در

شبیه‌سازی TLDها را برای انرژی‌های ۱۰ و ۱۵ MeV توسط برنامه MCNPX نمایش داده‌اند.

۲.۲. اندازه‌گیری‌های تجربی

برای اعتباردهی به نتایج به‌دست‌آمده از طریق شبیه‌سازی، با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس از نوع LiF نیز به‌صورت تجربی اندازه‌گیری‌هایی انجام شد تا برآوردی از میزان آلودگی فوتون برمشترالانگ در این نقاط انتخابی به‌دست آید. بلور لیتیوم فلوراید (LiF) معمول‌ترین بلور TLD برای دزیمتری فردی است. محدوده پاسخ این دزیمتر ۰.۱/۰ mSv تا ۱ Sv است و قابلیت استفاده مکرر دارد. مزیت دیگر این دزیمتر، نزدیکی عدد اتمی مؤثر آن با بافت‌های بدن است. بنابراین، در محدوده بزرگی از انرژی، دز آن مشابه دز بافت است. به همین دلایل ذکرشده، استفاده از TLDهای از نوع LiF در رادیوتراپی ارجحیت دارد [۱۱]. در جدول (۱) شرایط انجام آزمایش در هر دو انرژی، ۱۰ و ۱۵ MeV آورده شده است.

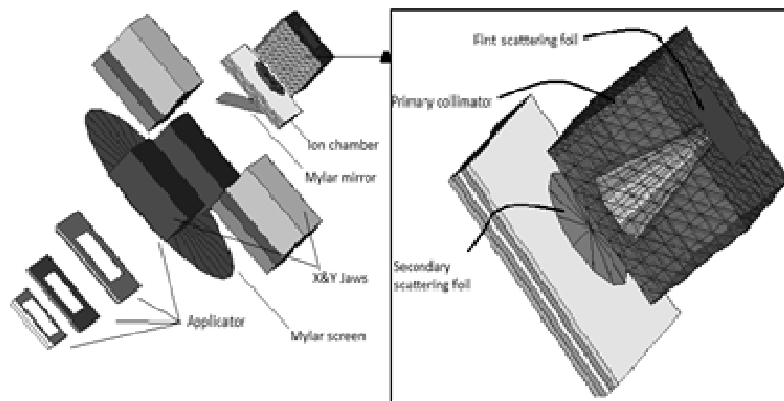
برای انجام آزمایش در انرژی ۱۰ MeV، از ۴ عدد دزیمتر GR-۲۰۰ استفاده شد. GR-۲۰۰ TLD لیتیوم فلوراید به همراه ۲٪ ناخالصی فسفر، منیزیم و مس (LiF:Mg,Cu,P) و ساخت کشور چین است. این TLDها به صورت قرص‌هایی با ارتفاع ۰/۰۸ cm و شعاع ۲۲۵/۰ cm می‌باشند. در این آزمایش، یکی از TLDها را به‌عنوان دزیمتر محیطی انتخاب کرده و TLD۳ دیگر در نقاط ذکرشده در جدول (۲) قرار داده شد. برای اندازه‌گیری میزان آلودگی فوتونی درون فانتوم، یک دزیمتر در عمق فانتوم قرار گرفت. به‌دلیل متفاوت بودن نوع ناخالصی موجود در TLDهای GR-۲۰۰ و TLD-۷۰۰، GR-۲۰۰ حساسیتی ۳۰ برابر بیشتر نسبت به TLD-۷۰۰ دارد، بنابراین برای دزیمتری در انرژی پایین‌تر (۱۰ MeV)، استفاده از این نوع TLD ترجیح داده شد.

شکل (۱) نمایشی از سر شتاب‌دهنده شبیه‌سازی شده توسط برنامه MCNPX نمایش داده شده است. اطلاعات مورد نیاز برای شبیه‌سازی از شرکت سازنده به‌دست آمد.

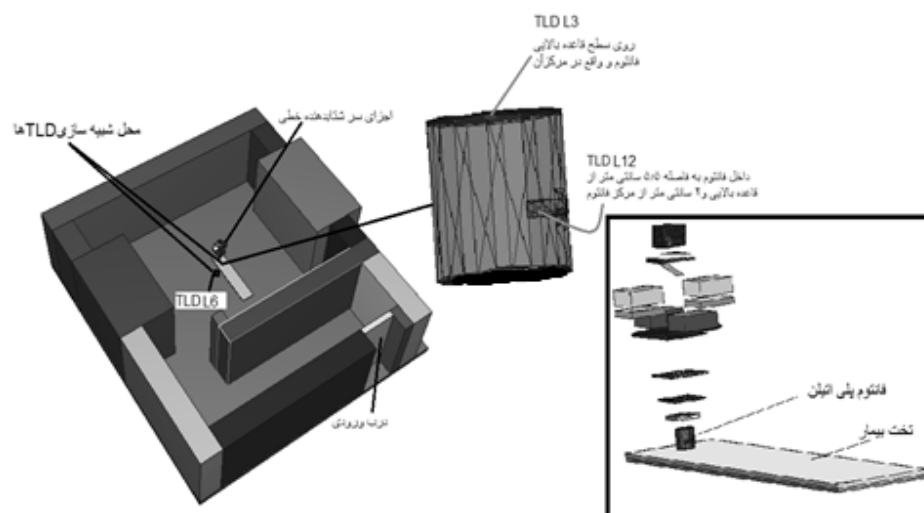
۱.۲. شبیه‌سازی سیستم در رادیوتراپی با کد MCNPX

MCNP کد مونت کارلویی N ذره‌ای چندمنظوره است که برای محاسبات هسته‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد. همه فرایندهای فیزیکی، اعم از عبور و برهم‌کنش پرتو با ماده، جایی که توزیع احتمال حاکم بر رویداد شناخته شده است، طبیعت کاتوره‌ای دارند. به‌دلیل طبیعت آماری و کاتوره‌ای محاسبات در کد MCNP، این کد ابزار مناسبی برای مدل کردن این فرایندها و همچنین برای کاربردهای محاسباتی در رادیوتراپی است [۹]. این الگوریتم‌ها فرایندهای فیزیکی را که در طی آن‌ها انرژی پرتو در بافت انباشت می‌شود، شبیه‌سازی می‌کنند [۱۰].

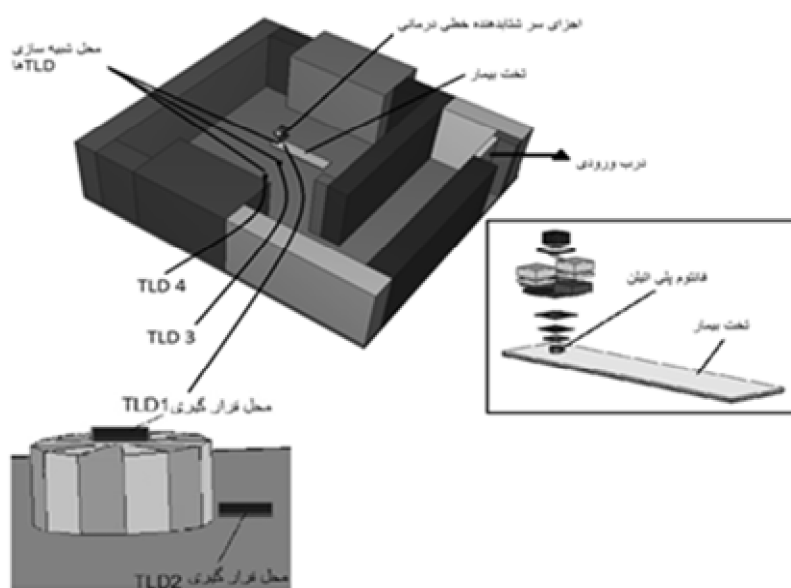
در این شبیه‌سازی، چشمه الکترونی به‌صورت یک دیسک دایره‌ای با قطر ۱ mm در نظر گرفته شد. طیف انرژی چشمه الکترونی نیز با استفاده از نرم‌افزار Origin به‌صورت یک تابع گوسی و با $FWHM = 10\%$ برای انرژی‌های ۱۰ و ۱۵ MeV مدل شد. در هر دو شبیه‌سازی‌ها، انرژی قطع برای ترابرد الکترون فوتون برابر با ۰/۰۱ MeV در نظر گرفته شد. علاوه بر موارد ذکرشده، آشکارسازهای ترمولومینسانس نیز در کد MCNPX شبیه‌سازی شدند و برای تعیین مقادیر دز جذب‌شده در شبیه‌سازی، از تالی F۶ استفاده شد. مقادیر محاسبه‌شده دز مجموع در تالی F۶ در فایل خروجی MCNPX، برحسب MeV/g می‌باشند که به‌ازای یک ذره توسط کد نرم‌الیزه شده‌اند. بنابراین، ابتدا این مقادیر را به دز معادل برحسب میلی‌سیورت تبدیل کرده و سپس در شدت چشمه الکترونی ضرب کرده تا نتایج حاصل قابل مقایسه با نتایج به‌دست‌آمده از تجربه شوند. شکل‌های (۲) و (۳) نمایش کاملی از شبیه‌سازی قسمت‌های مختلف اتاق رادیوتراپی اعم از سر دستگاه، فانتوم پلی اتیلنی، تخت بیمار، اتاق درمان و همچنین محل



شکل ۱: نمای سه بعدی از هندسه شبیه‌سازی شده سر شتاب‌دهنده خطی



شکل ۲: نمای سه‌بعدی از هندسه شبیه‌سازی شده اتاق درمان در انرژی ۱۰ MeV



شکل ۳: نمای سه‌بعدی از هندسه شبیه‌سازی شده اتاق درمان در انرژی ۱۵ MeV

جدول ۱: شرایط انجام آزمایش‌ها برای انرژی‌های مد نظر در تجربه

تعداد دفعات تکرار آزمایش	مدت زمان پرتودهی (ثانیه)	ابعاد فانتوم پلی اتیلنی استوانه‌ای شکل	انرژی (MeV)	نوع TLD
۱۰	۳۱	شعاع ۵cm و ارتفاع ۱۰cm	۱۰	GR-۲۰۰
۴	۲۰	شعاع ۵cm و ارتفاع ۵cm	۱۵	TLD-۷۰۰

برای انجام آزمایش در انرژی ۱۵MeV نیز از ۵ عدد TLD-۷۰۰ استفاده شد. TLD-۷۰۰ از نوع (LiF: Mg, Ti) با درصد نسبی از ایزوتوپ‌های Li، شامل ۰.۰۱٪ ایزوتوپ Li^6 و ۹۹.۹۹٪ ایزوتوپ Li^7 و ساخت شرکت Harshaw امریکاست. این TLDها به شکل مکعب مستطیل با ابعاد $9/0\text{mm} \times 3\text{mm} \times 3\text{mm}$ و بر روی کارت دزیمتر طراحی شده‌اند. در اینجا نیز یکی از این TLDها را به‌عنوان دزیمتر محیطی انتخاب کرده و ۴ TLD دیگر در نقاط ذکر شده در جدول (۳) قرار داده شد. ملاک انتخاب این نقاط، دزیمتری محیط پیرامون فانتوم است تا برآوردی از میزان آلودگی فوتون ترمزی در محیط اطراف فانتوم به‌دست آید. در هر دوی این آزمایش‌ها از اپلیکاتور $10 \times 10\text{cm}$ استفاده شد و برای پرتودهی هر دو نوع TLD، دستگاه لیناک در $100\text{mu} = 100\text{cm monitor unit}$ و SSD و $\text{Dose rate} = 300 (\text{mu}/\text{min})$ تنظیم شد. شکل‌های (۴) و (۵) نمایی از انجام آزمایش در این دو انرژی و مکان قرارگرفتن TLDها را نمایش می‌دهند.

۱.۲.۲. آماده‌سازی TLDها

قبل از هر بار پرتودهی دزیمترها، برای خالی کردن دام‌های الکترونی، آن‌ها را گرماتابی می‌کنند. روش گرماتابی کارت دزیمتر TLD-۷۰۰ به این صورت است که ابتدا این کارت درون دستگاه قرائت‌گر قرار داده می‌شود و دما با آهنگ 20°C در ثانیه از 0°C تا 300°C افزایش می‌یابد. سپس کارت دزیمتر به مدت ۱۰ تا ۱۵ ثانیه در دمای 300°C باقی مانده و درنهایت، دما مجدداً کاهش می‌یابد. برای گرماتابی TLDهای GR-۲۰۰

نیز قبل از پرتودهی، به مدت ۱۰ دقیقه در دمای 240°C ، گرماتابی انجام می‌شود. کالیبراسیون این TLDها با چشمه ^{137}Cs انجام شده است.

۲.۲.۲. قرائت TLDها

پس از پرتودهی TLDهای GR-۲۰۰، آن‌ها را به مدت ۲۴ ساعت در محیطی بدون چشمه رادیواکتیو قرار می‌دهند. سپس به مدت ۱۰ دقیقه در کوره 100°C پیش‌گرمادهی می‌کنند. این اقدامات به منظور واپاشی پیک‌های کم دما و حذف نویزهاست. قرائت TLDهای GR-۲۰۰ در دستگاه قرائت‌گر Harshaw مدل ۴۵۰۰ انجام شده است. بلورهای GR-۲۰۰ TLD با استفاده از روش تماس با یک سینی که توسط جریان الکتریکی گرم می‌شود و در درون یک کشوی متحرک قرار دارد، حرارت می‌بیند و هر بار تنها یک TLD را می‌توان قرائت کرد. بعد از قرار دادن TLD و زدن دکمه start، دمای سینی به‌طور خطی از 25°C به 300°C به مدت یک دقیقه افزایش می‌یابد. در این دستگاه منحنی تابش بر حسب دما و زمان رسم می‌شود که سطح زیر نمودار این منحنی، مقدار قرائت TLD است. مقدار قرائت بر حسب نانوکولن (nC) است. در حین قرائت، از جریان گاز ازت در دستگاه استفاده می‌شود. علت استفاده از این گاز ایجاد شرایط یکسان برای قرائت تمام TLDهاست. اگر هوا هم متغیر نبود، از هوا هم می‌شد استفاده کرد، اما به دلیل تغییرات هوا مثل رطوبت و فشار و دما از گاز ازت استفاده می‌شود. علت دیگر، جذب پرتوهای مادون قرمز توسط گاز نیتروژن است. همچنین در برخی از سیستم‌ها برای گرم کردن TLD از گاز نیتروژن استفاده می‌شود. مزیت این روش کم کردن لومینسانس‌های شیمیایی و به حداکثر رساندن تماس گرمایی بین TLD و ماده گرم‌کننده و چرخه گرمایی کوتاه از مرتبه ۱۰ ثانیه و سیگنال زمینه پایین است. میزان دز جذب‌شده توسط TLDهای GR-۲۰۰، از رابطه (۲) به‌دست می‌آید.

$$R(\mu\text{c}) = 0.0879D(\text{mSv}) - 0.047 \quad (2)$$

که R میزان قرائت هر TLD توسط دستگاه قرائت‌گر و D میزان دز گامای جذب‌شده توسط هر TLD است.

$RL =$ مقدار reference light برای هر چیپ
 $RL =$ مقدار میانگین reference light اندازه‌گیری شده در بین
 قرائت‌های TLD
 $TL_{BG} =$ مقدار TL از دزیتر محیطی
 $ECC_{BG} =$ مقدار ECC از دزیتر محیطی
 $H_P =$ میزان دزگامای جذب شده توسط هر TLD
 $K_P =$ فاکتور کالیبراسیون گاما $= 0.07$
 شایان ذکر است که خطای اندازه‌گیری توسط TLDها در
 تجربه به‌طور متوسط در محدوده ۱۰٪ است.

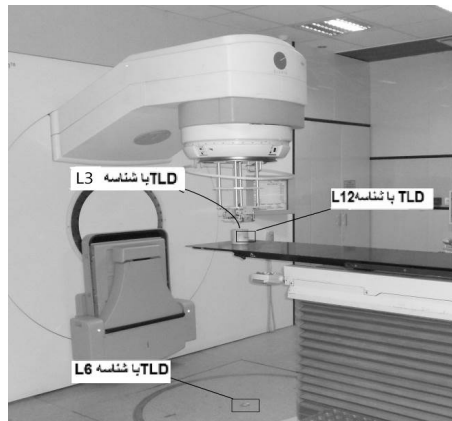
روش قرائت کارت دزیتر TLD-۷۰۰، مشابه با روش
 گرماتابی آن است. برای قرائت TLD-۷۰۰، از دستگاه
 قرائت‌گر Harshaw مدل ۶۶۰۰ بهره برده شد. همچنین میزان
 دز جذب شده توسط هر TLD-۷۰۰ از رابطه (۳) به دست
 می‌آید.

$$H_P(mSv) = (Tl(nc) \times RL_0 / RL \times ECC - TL_{BG} \times RL_0 / RL_{BG} \times ECC_{BG}) \times K_P \quad (3)$$

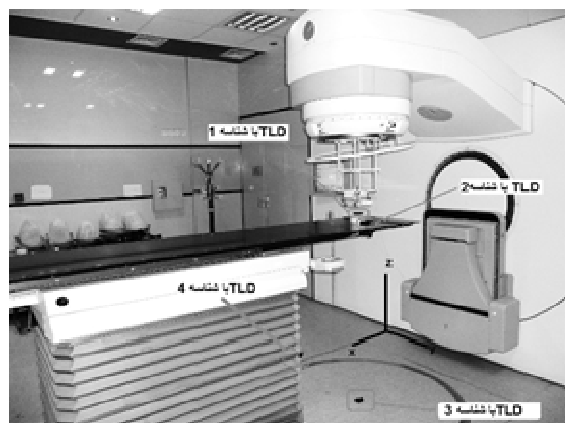
جایی که:

TL = میزان قرائت هر TLD توسط دستگاه قرائت‌گر

ECC = ضریب تصحیح تراشه TLD



شکل ۴: نمای کلی از محل قراردادن TLDهای TLD-GR200 برای آزمایش در انرژی ۱۰ MeV



شکل ۵: نمای کلی از محل قراردادن TLDهای TLD-700 برای آزمایش در انرژی ۱۵ MeV

است. این نتایج در واحد زمان محاسبه شده و مبین مقدار
 آلودگی فوتون ترمزی ناشی از باریکه‌های الکترونی شتاب‌دهنده
 خطی الکتا Precise در نقاط مختلف‌اند. همان‌طور که در منحنی
 (۶) و جدول (۲) مشاهده می‌شود، میزان تولید پرتو ترمزی در

۳. نتایج

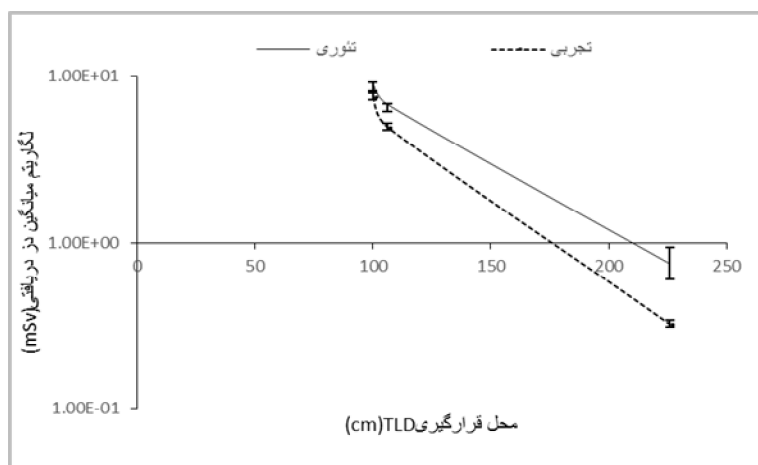
نتایج اندازه‌گیری‌ها به وسیله آشکارسازهای ترمولومینسانس
 (به‌طور تجربی) محاسبه شده (به روش مونت کارلو) برای دو
 انرژی ۱۰ و ۱۵ MeV در جداول (۲) و (۳) نمایش داده شده

آنکه دز فوتون ترمزی قرائت شده توسط TLD با شناسه ۴ به کمترین مقدار میان قرائت‌های انجام شده می‌رسد و مبین این موضوع است که در نقاط دورتر، این آلودگی تقریباً به دز زمینه نزدیک خواهد شد. در واقع این رفتار از آنجا توجیه می‌شود که اندازه‌گیری‌های انجام شده برای نقاطی است که خارج از فانتوم قرار گرفته‌اند و این موضوع که میزان فوتون ترمزی تولیدی در موادی با چگالی کم ناچیز است، موجب می‌شود که نمودار به شدت کاهشدهنده شود. در منحنی (۷) نیز مشاهده می‌شود که تولید پرتو ترمزی در شبیه‌سازی و تجربه برای نقاط انتخابی از روند مشابهی پیروی می‌کند.

شبیه‌سازی و تجربه برای نقاط انتخابی از روند مشابهی پیروی می‌کند. همچنین TLD با شناسه L^۳ که نزدیک‌ترین دزیمتر به سر شتاب‌دهنده است، بیشترین قرائت دز را نشان می‌دهد. روند کاهش دز در هر دو منحنی در شکل (۶)، مبین این موضوع است که وجود فانتوم بر سر راه باریکه الکترونی موجب تولید شدن سهمی از فوتون ترمزی می‌شود که این سهم مانع از افت سریع دز فوتون ترمزی، داخل فانتوم شده است. در جدول (۳) نیز ملاحظه می‌شود TLD با شناسه ۱ که نزدیک‌ترین دزیمتر به سر شتاب‌دهنده است، بیشترین قرائت دز را نشان می‌دهد. با افزایش فاصله از سر شتاب‌دهنده دز به شدت کاهشدهنده می‌شود تا

جدول ۲: مقایسه نتایج تجربی و شبیه‌سازی حاصل از پرتوگیری TLDهای قرار داده شده در نقاط مختلف فانتوم و اتاق در انرژی ۱۰ MeV

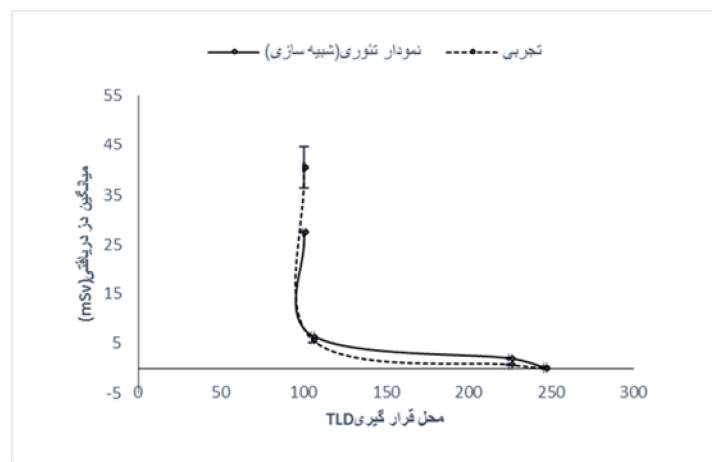
شناسه TLD	محل قرارگیری TLDها برحسب فاصله از مبدأ (cm)	محل قرارگیری TLDهای GR-۲۰۰	میانگین دز دریافتی در شبیه‌سازی (mSv)	درصد خطای شبیه‌سازی در انرژی ۱۰ MeV	میانگین دز دریافتی در تجربه (mSv)
L ^۳	۹۹/۹۶	روی سطح قاعده بالایی فانتوم و در مرکز آن	۹/۰۳	٪۹/۹	۷/۵۶
L ^{۱۲}	۱۰۶/۱۱	داخل فانتوم به فاصله ۵.۵cm از قاعده بالایی و ۲cm از مرکز فانتوم	۶/۷۸	٪۸/۸	۴/۹۲
L ^۶	۲۲۵/۹۶	زیر تخت و روی زمین درست در محل مبدأ	۰/۷۴۷	٪۱۹/۵	۰/۳۳



شکل ۶: منحنی مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش در انرژی ۱۰ MeV

جدول ۳: مقایسه نتایج تجربی و شبیه‌سازی حاصل از پرتوگیری TLDهای قرار داده شده در نقاط مختلف فانتوم و اتاق در انرژی ۱۵MeV

شناسه TLD	محل قرارگیری TLDها برحسب فاصله از مبدأ (cm)	محل قرارگیری TLD-۷۰۰	میانگین دز دریافتی در شبیه‌سازی (mSv)	درصد خطای شبیه‌سازی در انرژی ۱۵MeV	میانگین دز دریافتی در تجربه (mSv)
۱	۱۰۰/۵۲	مرکز قاعده بالایی فانتوم	۲۷/۵	٪۳/۱	۴۰/۵۲
۲	۱۰۵/۸	کنار فانتوم به فاصله ۵/۵cm از مرکز فانتوم	۶/۴۹	٪۵	۵/۷۲
۳	۲۲۵/۵۲	زیر تخت و روی زمین درست در محل مبدأ	۱/۹۶	٪۱۲/۷	۰/۷۲۱
۴	۲۴۶/۴۸	روی زمین در فاصله یک متری از مبدأ y	۰/۰۹	٪۱۷/۳	۰/۰۳۵۴



شکل ۷: منحنی مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش در انرژی ۱۵MeV

منحنی (۸) مشاهده می‌شود، در هر دو انرژی ۱۰ و ۱۵MeV شار فوتون ترمزی واقع در کولیماتور اولیه نسبت به دیگر اجزا بیشتر است. اگر هر دو منحنی در شکل (۸) با یکدیگر مقایسه شود، مشاهده می‌شود که شار فوتون ترمزی تولید شده ناشی از برهم‌کنش الکترون با اجزای شتاب‌دهنده در انرژی ۱۵MeV، بیشتر از انرژی ۱۰MeV است. این رفتار از آنجا توجیه می‌شود که با افزایش انرژی میزان تولید تابش ترمزی افزایش می‌یابد. در جدول (۴) نیز مشاهده می‌شود در یک انرژی خاص سهم فویل پراکننده اولیه که از عناصر سنگین ساخته شده، در تولید تابش ترمزی از فویل پراکننده ثانویه که از عناصر سبک ساخته شده، بیشتر است و این موضوع تصدیق‌کننده این حقیقت است که تولید تابش ترمزی از موادی با عدد اتمی بالاتر، بیشتر خواهد بود. همچنین ضخامت فویل‌ها در انرژی ۱۵MeV

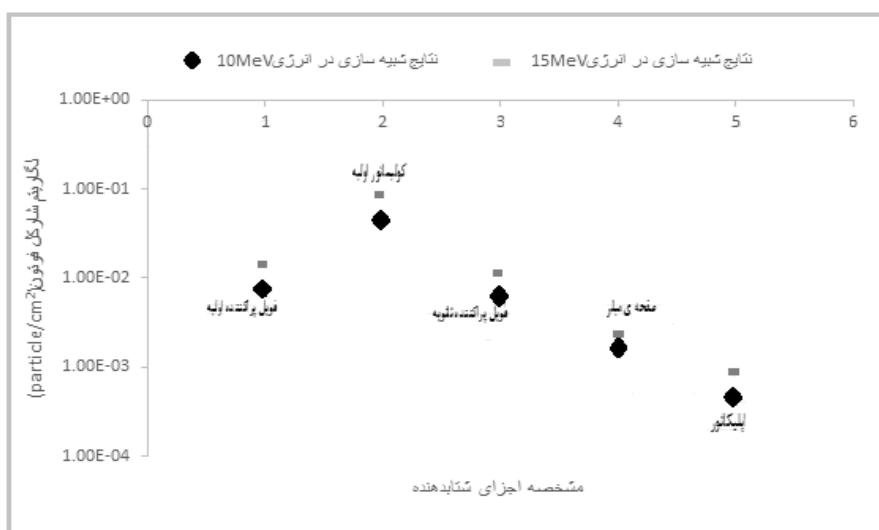
همان‌طور که اشاره شد، اجزای سر شتاب‌دهنده خطی درمانی به دلیل آنکه معمولاً از عناصر سنگین نظیر سرب، تنگستن، نیکل و تانتالوم ساخته شده‌اند، نقش بسزایی در تولید اشعه ترمزی ناشی از برهم‌کنش پرتوهای الکترونی با آن‌ها دارند. به دلیل همخوانی خوبی که بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی در دو انرژی ۱۰ و ۱۵MeV به دست آورده شد، بنابراین می‌توان با استفاده از شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب‌دهنده خطی، روند تولید فوتون ترمزی را در این اجزا بررسی کرد. در ادامه منحنی (۸) آورده شده که مجموع کل شار فوتون ترمزی تولید شده در این اجزا را در دو انرژی ۱۰ و ۱۵MeV باهم مقایسه می‌کند. اطلاعات مربوط به محل قرارگیری هر یک از اجزا با اعداد مشخصه‌ای که به آن نسبت داده شده، در جدول (۴) آورده شده است. همان‌طور که در

انرژی الکترون‌ها افزایش یابد. این محاسبات به‌ازای یک ذره الکترون در نظر گرفته شده است.

بیشتر از انرژی 10MeV است، بنابراین باریکه الکترونی باید مسیر بیشتری را در فویل‌های موجود در سر شتاب‌دهنده در انرژی 15MeV طی کند و این موضوع منجر می‌شود که افت

جدول ۴: میزان شار فوتون تولیدی ناشی از برهم‌کنش الکترون در هریک از اجزا در انرژی‌های 10MeV و 15MeV

مشخصه اجزای شتاب‌دهنده	نام اجزا	شار فوتون تولیدی در شبیه‌سازی در انرژی 10MeV (particle/cm ²)	درصد خطای شبیه‌سازی در انرژی 10MeV	شار فوتون تولیدی در شبیه‌سازی در انرژی 15MeV (particle/cm ²)	درصد خطای شبیه‌سازی در انرژی 15MeV
۱	فویل پراکننده اولیه	۰/۰۰۶۷	۲/۶۶٪	۰/۰۱۳	۲/۷٪
۲	کولیماتور اولیه	۰/۰۴۱	۱/۶٪	۰/۰۸	۰/۶٪
۳	فویل پراکننده ثانویه	۰/۰۰۵۶	۲/۴۱٪	۰/۰۱۱	۰/۹۷٪
۴	صفحه میله	۰/۰۰۱۶	۳/۰۳٪	۰/۰۰۲	۲/۳۷٪
۵	اپلیکاتور	۰/۰۰۰۳۸	۷/۰۸٪	۰/۰۰۰۸۴	۰/۵٪



شکل ۸: نمودار مقایسه مجموع شار فوتون ترمزی تولید شده ناشی از برهم‌کنش الکترون در هریک از اجزای در انرژی‌های 10MeV و 15MeV

نمایش می‌دهند. اگر در نقطه مذکور، دز الکترون فرودی را نیز از طریق شبیه‌سازی محاسبه کنیم، متوجه خواهیم شد که دز فوتون ترمزی (دز ناخواسته) در این ناحیه نسبت به دز الکترون فرودی به‌طور متوسط ۲-۵ درصد است. با توجه به همخوانی مناسب بین نتایج شبیه‌سازی و تجربه در دو انرژی 10 و

۴. بحث و نتیجه‌گیری

نتایج به‌دست‌آمده از محاسبات (شبیه‌سازی و تجربه) در هر دو انرژی 10 و 15MeV این واقعیت را بیان کردند که دز به‌دست‌آمده توسط TLDهایی که دقیقاً زیر گانتری و در مرکز فانتوم قرار داشتند، بیشینه دز تولیدی پرتوی فوتون ترمزی را

۵. سیاست‌گذاری

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از سازمان انرژی اتمی و دانشگاه شهید بهشتی به لحاظ همکاری بی دریغ آنان که در انجام این تحقیق مبذول شد، نهایت تشکر و قدردانی خود را ابراز کنند.

۱۵MeV می‌توان اظهار داشت که کد مونت کارلوی MCNPX توانایی لازم برای انجام محاسبات دقیق در رادیوتراپی را دارد. بنابراین می‌توان نقشه‌ای جامع و کامل از میزان دز آلودگی فوتونی تولیدشده در حین درمان الکترون‌تراپی بیماران، برای اتاق رادیوتراپی و همچنین سالن انتظار بیماران بخش رادیوتراپی بیمارستان آیت‌الله خوانساری اراک را با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو به‌دست آورد.

۶. مراجع

- [1] F.M. Khan. The physics of radiation therapy. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, (2003).
- [2] G. G. Zhang, D.W.O. Rogers, J. E. Cygler, T. R. Mackie. Monte Carlo investigation of electron beam output factors vs size of square cut out. *Med Phy*, 26(5), (1999), 743–750.
- [3] H. Cember. Introduction to Health Physics. McGraw Hill, New- York, (1996).
- [4] جباری، نصرالله. هاشمی ملایری، بیژن. ارزیابی آلودگی فوتونی ناشی از پرتوهای ترمزی در باریکه‌های الکترونی یک شتاب‌دهنده خطی پزشکی نیتون مدل 10 pc به روش مونت کارلو. *مجله فیزیک پزشکی ایران*، دوره (۶)، شماره ۱، پیاپی (۲۲)، (بهار ۸۸).
- [5] H. A. Nedaie, M. A. Mosleh-Shirazi, M. Shariary, H. Gharaati, M. Allahverdi. Monte Carlo study of electron dose distributions produced by the ELEKTA precise linear accelerator. *Rep Pract Oncol Radiother*, 11(6), (2006), 287-292.
- [6] C. Kwo-Ping, W. Zhi-Wei, S. An-Cheng. Determining optimization of the initial parameters in Monte Carlo simulation for linear accelerator radiotherapy. *Radiation Physics and Chemistry*, 95, (2014), 161–165.
- [7] B. Mukherjee, D. Makowski, S. Simrock. Dosimetry of high-energy electron LINAC produced photo neutrons and the Bremsstrahlung gamma-rays using TLD-500 and TLD-700 dosimeter pairs. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*. 545, (2005), 830–841.
- [8] T. Shimozaoto, K. Okudaira, H. Fuse, K. Tabushi. Monte Carlo simulation and measurement of radiation leakage from applicators used in external electron radiotherapy. *Physica Medica*, 29, (2013), 388-396.
- [9] M. Zarza Moreno. Monte Carlo simulations for dosimetric verification in photon and electron beam radiotherapy. UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA, (2005).
- [10] B. Juste, M.E. Mota, R. Miró, S. Gallardo, G. Verdú. Monte Carlo modelling of the ELEKTA precise linear accelerator: validation of dose distribution in heterogeneous water phantom. Joint International Topical Meeting on Mathematics & Computation and Supercomputing in Nuclear Applications, Monterey, California, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL (2007).
- [11] F. Herbert Attix. Introduction to radiological physics and radiation Dosimetry. University of Wisconsin Medical School, John Wiley & Sons, (1986).