

Evaluation of Bremsstrahlung photon contamination in electron beams of the ELEKTA Precise linear accelerator

M. Hosseini¹
S. Hmidi²
F. Mohaghegh³
M. Rostampoor⁴

Received: 2014.8.23
Accepted: 2014.9.22

Abstract

During the radiation therapy with electron beam, due to electron interaction and scattering from structures of the head of the medical linear accelerator, unwanted photons are produced. In order to measure photon contamination at the electron mode of the ELEKTA Precise linear accelerator, thermoluminescence detectors (TLD700 & GR200) at two energies (10 & 15MeV) in polyethylene phantom were applied. Our result shows the rate of produced bremsstrahlung photons dose for points close to the phantom which is located in radiotherapy room of the Arak Ayat-O-lah Khansari hospital are in mSv range.

Keywords: Electron beams, Bremsstrahlung photon contamination, Medical linear accelerator.

¹ Department of Physics, Arak University, mahsa2011@gmail.co

² Associate Professor of Physics, Arak University

³ Medical University of Arak

⁴ Department of Physics, Arak University

ارزیابی آلودگی فوتون ترمزی در باریکه‌های الکترونی شتاب‌دهنده خطی پزشکی الکتا مدل Precise

مهسا حسینی^۱
سعید حمیدی^۲
فتح‌ا... محقق^۳
ملیحه رستم‌پور^۴

تاریخ دریافت: ۹۳/۶/۱

تاریخ تصویب: ۹۳/۶/۳۱

چکیده

هنگام پرتو درمانی بیماران با پرتوهای الکترونی، به دلیل برهمکنش پراکندگی الکترون‌ها از ساختارهای مختلف سر شتاب‌دهنده خطی، مقداری اشعه ایکس ناخواسته تولید می‌شود. لذا برآن شدیم که برآوردی از میزان دُز آلودگی فوتون ترمزی در باریکه‌های

^۱ گروه فیزیک، دانشگاه اراک؛ hosseini.mahsa2011@gmail.com

^۲ دانشیار فیزیک، دانشگاه اراک

^۳ دانشگاه علوم پزشکی اراک

^۴ گروه فیزیک دانشگاه اراک

الکترونی شتاب دهنده خطی پزشکی الکتنا مدل *Precise* واقع در بخش رادیوتراپی بیمارستان آیت... خوانساری اراک به صورت تجربی و با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس در دو انرژی 15MeV و 10MeV به دست آوریم. نتایج به دست آمد دُز حاصل از این پرتوها را در مکان‌هایی نزدیک به فانتوم یا بدن بیمار در محدوده میلی سیورت نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: باریکه‌های الکترونی، آلودگی فوتون ترمزی، شتاب دهنده خطی پزشکی.

۱. مقدمه

امروزه از الکترون‌های پر انرژی با گستره مفید انرژی‌های $20-6\text{ MeV}$ در رادیو تراپی و درمان تومورهای سطحی استفاده می‌شود. مشخصه این الکترون‌ها اُفت سریع دُز در ناحیه بعد از تومور است. درمان تومورها با الکترون، مزایای همگنی دُز در حجم هدف و هم چنین کاهش دُز در بافت‌های عمیق‌تر را به همراه دارد [۱]. اما از طرفی، تولید یک باریکه الکترونی با ویژگی‌های مناسب برای استفاده در کلینیک، تولیدکنندگان شتاب‌دهنده‌ها را با چالش‌هایی مواجه می‌کند [۲]. زیرا، در پرتودرمانی بیماران با پرتوهای الکترونی همواره مقداری دُز ناخواسته فوتون ترمزی تولید می‌شود که سهم عمده آن مربوط به برهمکنش الکترون‌ها با اجزای سر شتاب‌دهنده و درصد ناچیزی نیز به دلیل برهمکنش پرتو با فانتوم یا بدن بیمار است [۳-۴]. شکل هندسی و ترکیب هریک از این ساختارها که در مسیر عبور پرتو الکترونی قرار دارند، در تولید دُز پرتوهای X ناخواسته نقش مؤثری دارند. بنابراین پارامترهای باریکه الکترونی تولید شده در شتاب‌دهنده‌های خطی شرکت‌های مختلف، متفاوت خواهند بود. این اختلاف حتی بین شتاب‌دهنده‌های تولید شده توسط یک شرکت هم دیده می‌شود و بنابراین این پارامترها برای هر ماشین باید به طور جداگانه توضیح داده شوند [۵]. به این منظور بررسی‌های بسیاری بر روی لیناک‌های مختلف انجام شده است که در ذیل به طور مختصر به دو مورد اشاره شده است.

در یکی از این تحقیقات، میزان تابش ترمزی و فوتون-نوترون‌های تولید شده در یک حفاظ از جنس فولاد برای شتاب‌دهنده خطی واریان در انرژی‌های ۱۵-۲۲ MeV اندازه‌گیری شده است [۶]. همچنین در تحقیقی دیگر با استفاده از دزیمتری ترمولومینسانس، میزان تابش ترمزی تولید شده در شتاب‌دهنده خطی الکترون با انرژی بالا برآورد شده است [۷].

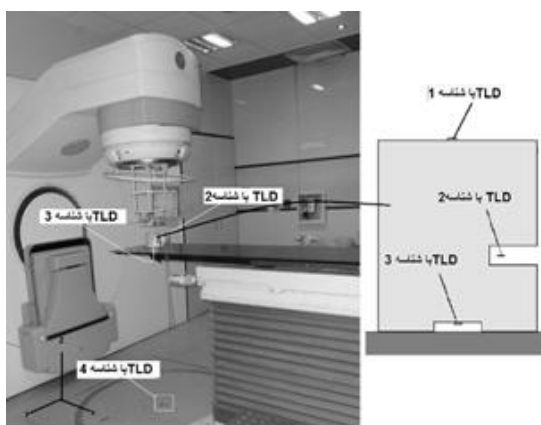
در این تحقیق مُد الکترونی شتاب دهنده خطی پزشکی Precise واقع در بخش رادیو تراپی بیمارستان آیت... خوانساری اراک، برای انجام آزمایش تجربی مد نظر قرار گرفته است تا به صورت تجربی میزان دُز تولیدی پرتوهای فوتون ترمزی با استفاده از آشکارسازهای ترمولومینسانس تعیین شود.

۲. روش کار

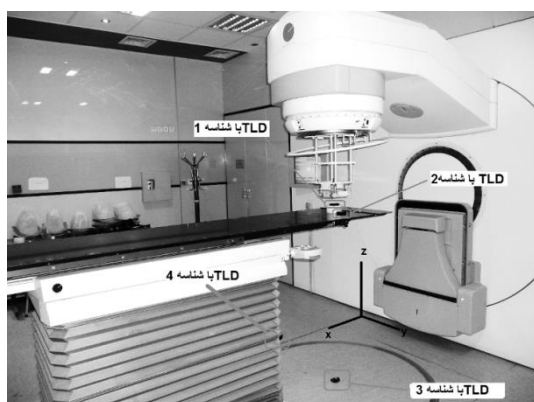
دستگاه Precise در مُد الکترون دارای ۵ پرتو با انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۵ و ۱۸ مگا الکترون ولت است. سر این دستگاه در مُد الکترونی متشکل از پنجره خروجی، فویل پراکننده اولیه، کولیماتور نخستین، فویل پراکننده ثانویه، محفظه یونیزاسیون، آینه میلر، فک‌های X و Y و آپلیکاتور الکترون است. در این تحقیق، با استفاده از دو نوع آشکارسازهای ترمولومینسانس از نوع LiF، TLD GR-۲۰۰ و TLD-۷۰۰ به صورت تجربی اندازه‌گیری‌هایی در نقاط مختلف انجام شد تا برآوردی از میزان آلودگی فوتون ترمزی در این نقاط انتخابی به دست آید. بلور لیتیوم فلوراید (LiF) معمول‌ترین بلور TLD برای دزیمتری فردی است. محدوده پاسخ این دزیمتر ۰٫۰۱ 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 دُز آن مشابه دُز بافت است. به همین دلایل، استفاده از TLD‌های از نوع LiF در رادیوتراپی ارجحیت دارد. آزمایش برای دو انرژی ۱۰ و ۱۵ مگا الکترون ولت انجام شد. در هر دو آزمایش از آپلیکاتور $10 \times 10 \text{ cm}^2$ استفاده شد و برای پرتودهی TLDها، دستگاه لیناک در شرایط $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ ، $\text{monitor unit}=100 \text{ mu}$ و $\text{Dose rate} = 300$ تنظیم شد.

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

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



شکل (۱): نمای کلی از محل قرار دادن TLD های GR-۲۰۰ برای آزمایش در انرژی ۱۰ MeV.



شکل (۲): نمای کلی از محل قرار دادن TLD های TLD-۷۰۰ برای آزمایش در انرژی ۱۵ MeV.

۳. نتایج و بحث

نتایج تجربی حاصل از پرتوگیری TLD های قرار داده شده در نقاط مختلف داخل فانتوم و اتاق در انرژی ۱۰ MeV در جدول (۲) و نتایج تجربی حاصل از پرتوگیری TLD های قرار داده شده در نقاط مختلف بیرون فانتوم و اتاق در انرژی ۱۵ MeV در جدول (۳) آورده شده است. نتایج در واحد زمان محاسبه شده‌اند.

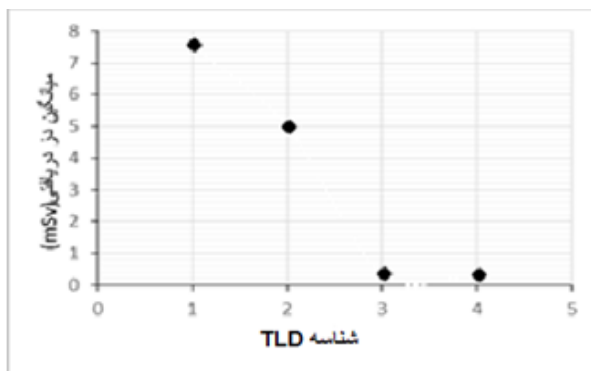
جدول (۲): نتایج تجربی حاصل از پرتوگیری TLD های قرار داده شده در نقاط مختلف داخل فانتوم و اتاق در انرژی ۱۰ MeV.

میانگین دز دریافتی در تجربه (mSv)	محل قرارگیری TLD های GR-۲۰۰	محل قرارگیری TLD ها بر حسب فاصله از مبدا (cm)	شناسه TLD
۷,۵۶	روی سطح قاعده بالایی فانتوم و در مرکز آن	۹۹,۹۶	۱
۴,۹۲	داخل فانتوم به فاصله ۵,۵cm از قاعده بالایی و ۲cm از مرکز فانتوم	۱۰۶,۱۱	۲
۰,۳۴	مرکز قاعده پایینی و در ۰,۵cm از عمق فانتوم	۱۰۹,۵۴	۳
۰,۳۳	زیر تخت و روی زمین درست در محل مبدا	۲۲۵,۹۶	۴

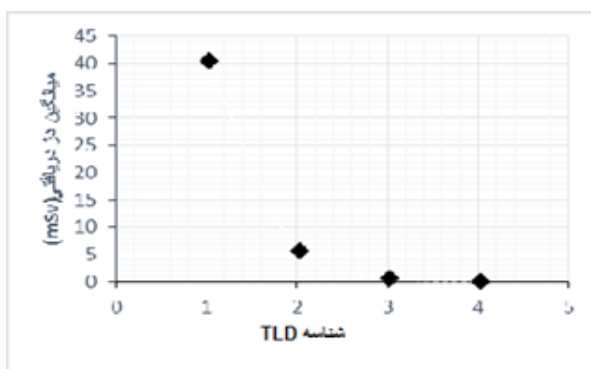
جدول (۳): نتایج تجربی حاصل از پرتوگیری TLD های قرار داده شده در نقاط مختلف خارج فانتوم و اتاق در انرژی ۱۵ MeV.

میانگین دز دریافتی در تجربه (mSv)	محل قرارگیری TLD های ۷۰۰	محل قرارگیری TLD ها بر حسب فاصله از مبدا (cm)	شناسه TLD
۴۰,۵۲	مرکز قاعده بالایی فانتوم	۱۰۰,۵۲	۱
۵,۷۲	کنار فانتوم به فاصله ۵.۵cm از مرکز فانتوم	۱۰۵,۸	۲

میانگین دز دریافتی در تجربه (mSv)	محل قرارگیری TLD-۷۰۰	محل قرارگیری TLDها برحسب فاصله از مبدا (cm)	شناسه TLD
۰,۷۲۱	زیر تخت و روی زمین درست در محل مبدا	۲۲۵,۵۲	۳
۰,۳۵۴	روی زمین در فاصله یک متری از مبدا y	۲۴۶,۴۸	۴



شکل (۳): نمودار تجربی حاصل از پرتوگیری TLDهای قرار داده شده در نقاط مختلف فانتوم اتاق در انرژی ۱۰MeV.



شکل (۴): نمودار تجربی حاصل از پرتوگیری TLDهای قرار داده شده در نقاط مختلف فانتوم اتاق در انرژی ۱۵MeV.

همان‌طور که در نمودار (۳) مشاهده می‌شود، نقطه ۱ این واقعیّت را نشان می‌دهد که سهم عمده تولید پرتو ترمزی ناشی از قرار گرفتن اجزای مختلف شتاب‌دهنده سر راه باریکه الکترونی است. چون TLD با شناسه ۲، درون فانتوم پلی‌اتیلنی قرار داده شده است، روند کاهش دُز با افزایش فاصله از چشمه ذرات شبیه‌سازی شده رفتاری منطقی است. چرا که فانتوم استفاده شده در این آزمایش استوانه‌ای به شعاع ۵ cm و ارتفاع ۱۰ cm می‌باشد و از آن‌جایی که که بُرد الکترون‌های ۱۰ MeV در پلی‌اتیلن حدود ۵,۵ cm است و این بدان معنی است که باریکه الکترونی در فانتوم متوقف شده است. پس می‌توان بیان داشت که وجود فانتوم سر راه باریکه الکترونی موجب می‌شود تا نمودار در نقطه ۲ اُفت قابل‌توجهی از خود نشان نداده و از رفتار کاهش‌نمایی پیروی نکند. به نظر می‌رسد این رفتار برای نقطه ۳ نیز باید صادق باشد، اما همان‌طور که مشاهده می‌شود، رفتار نمودار در نقطه ۳ از روند مناسبی پیروی نمی‌کند، زیرا با دانستن این نکته که نقطه ۳ واقع در زیر فانتوم است و تنها ۳ سانتی‌متر پایین‌تر از نقطه ۲ قرار دارد، انتظار می‌رود که عددِ قرائت شده در نقطه ۳ اختلاف قابل‌توجهی با عددِ قرائت شده با نقطه ۲ نداشته باشد که این‌طور نیست. می‌دانیم که شدت با افزایش فاصله به صورت عکس‌مجدوری اُفت می‌کند، اما با بررسی دو نقطه ۳ و ۴ در نمودار مشاهده می‌شود با این که فاصله بین این نقاط بیش از ۱۰۰ cm می‌باشد، اما شدت در این فاصله و در جهت نقطه ۳ به ۴ اُفتی قابل‌توجهی از خود نشان نمی‌دهد. یکی از مهمترین علل این قرائت نادرست، می‌تواند این حقیقت باشد که دُزیمتری در یک نقطه از طبیعت آماری پیروی می‌کند و این موضوع ایده استفاده از چند دُزیمتر در حوالی نقطه مورد نظر را مطرح می‌کند. در واقع بهتر است که برای دُزیمتری در یک نقطه از چند دُزیمتر یکسان که تحت شرایط کاملاً مشابه کالیبره شده‌اند استفاده کنیم و بعد از قرائت هر یک از دُزیمترها، میانگین دُز قرائت شده را محاسبه نماییم. همچنین قرائت در نقطه ۴ حاکی از آن است که دُز اشعه ترمزی تولید شده در نقاطی با بیش از ۲۰۰ cm فاصله از مبدا سر شتاب‌دهنده خطی درمانی که در فاصله یک سانتی‌متری از بالای فویل پراکننده اولیه می‌باشد به شدت اُفت می‌کند، اما قابل‌اغماض نیست.

شکل (۴) نشان می‌دهد که در نقطه ۱ که نزدیکترین نقطه به سر شتاب‌دهنده می‌باشد بیشترین قرائت دُز فوتونِ ترمزی را داریم و روند تولید پرتو ترمزی با افزایش فاصله از منبع پرتو الکترونی به صورتِ نمایی کاهش می‌یابد. در واقع این رفتار از آنجا توجیه می‌شود که اندازه‌گیری‌ها برای نقاطِ خارجِ فانتوم صورت گرفته است و این موضوع که میزان فوتونِ ترمزی تولیدی در موادی با چگالی کم ناچیز است موجب می‌شود که نمودار از نقطه ۱ به بعد با شیبِ تندی کاهش یابد. همان‌طور که مشاهده می‌شود دُز فوتونِ ترمزی تولیدشده در نقطه ۴ به کمترین مقدار میان قرائت‌های انجام شده می‌رسد و خود مبین این موضوع است که در نقاطِ دورتر این آلودگی به دُز زمینه تقریباً نزدیک خواهد شد. هدف از انتخاب این نقاط بررسی میزان آلودگی فوتونی در نواحی اطرافِ فانتوم بوده است.

۴. نتیجه‌گیری

همان‌طور که از جداول (۲) و (۳) بر می‌آید میزان آلودگی فوتونی ناشی از باریکه‌های الکترونی شتاب‌دهنده خطی الکترا Precise در محدوده دُز میلی‌سیورت می‌باشد. این آلودگی بیشتر ناشی از اجزای سر دستگاه شتاب‌دهنده بوده و سهمی هم مربوط به فانتوم می‌باشد. همچنین دُز فوتون‌های ترمزی تولید شده با افزایش فاصله از سر شتاب‌دهنده با شیب نسبتاً شدیدی کاهش می‌یابد و به مقدار دُز زمینه نزدیک می‌شود. این موضوع بیانگر آن است که میزان آلودگی فوتونِ ترمزی در فواصل بیشتر از دو متر از سر شتاب‌دهنده خطی چندان قابل توجه نمی‌باشد.

۵. سپاسگزاری

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از سازمان انرژی اتمی به لحاظ همکاری بی‌دریغ آنان که در انجام این تحقیق نهایت تشکر و قدردانی خود را ابراز کنند.

۶. منابع

[1] F.M. Khan; "*The physics of radiation therapy*"; 3rd ed, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins (2003).

[2] Eric E. Klein, Daniel, A. Low, James A. Purdy, Chang in electron beam dosimetry with a new scattering foil-applicator system on a CL2100C, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 32, No. 2. pp. 483-490, 1995

[3] D.W.O. Rogers, J. Cygler, and T.R. Mackie; "Monte Carlo investigation of electron beam output factors vs size of square cutout"; *Med. Phys.* **26**, No. 5 (1999) 743-750.

[۴] جباری، نصر...؛ هاشمی ملایری، بیژن؛ "ارزیابی آلودگی فوتونی ناشی از پرتوهای ترمزی در باریکه های الکترونی یک شتاب دهنده خطی پزشکی نپتون مدل 10 pc به روش مونت کارلو"، *مجله فیزیک پزشکی ایران* دوره ۶، شماره ۱، پیاپی (۲۲)، بهار ۱۳۸۸.

[5] Hassan Ali 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*, 2006; 11(6): 287-292

[6] Yukio Fujita, Atsushi Myojoyama, Hidetoshi Saitoh, Bremsstrahlung and photo neutron production in a steel shield for 15-22MeV clinical electron beams, *Radiation Protection Dosimetry* (2014), pp. 1-12.

[7] Bhaskar Mukherjee, Dariusz Makowski, Stefan 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.