

## ارزیابی سهم اجزای گنتری شتابدهنده خطی درمانی Varian-Clinac ix با انرژی 18 MV در تولید فوتونوترون به روش شبیه‌سازی مونت کارلو

محمد رضا فتحعلی زاده ملاباشی<sup>۱</sup>، احسان محمدی<sup>۲</sup>، سعید زارع گنجاوردی<sup>۳\*</sup>، احسان ظریفی<sup>۳</sup>  
۱. دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی هسته‌ای  
۲. بیمارستان امام خمینی، مرکز پزشکی هسته‌ای، تهران، ایران  
۳. سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته‌ای

### چکیده:

در صورت دریافت بیش از حد مجاز دز در بدن بیمار، نه تنها فرآیند درمان دچار اختلال می‌شود بلکه ممکن است اثرات مخرب بجا گذارد. از سوی دیگر، در صورتی که دز پرتابه نوترون باشد، این اثر مخرب چندین برابر می‌شود چرا که نوترون‌ها در محدوده انرژی حدود ۰.۱ تا ۲ مگاالکترون‌ولت که در شتاب‌دهنده خطی پزشکی تولید می‌شوند فاکتور کیفی ۲۰ را داشته که دز معادل بالایی ایجاد می‌کند و سبب ایجاد اثرات مخرب بیولوژیکی در بدن بیمار می‌گردد. از این رو، با توجه به اهمیت بالای دزیمتری نوترون در فرآیند درمان، در این مقاله، محاسبات مربوط به تولید فوتونوترون هر یک از اجزای گنتری شتابدهنده خطی درمانی Varian-Clinac ix با انرژی 18 (MV) با استفاده از کد MCNPX2.7.0 انجام شده است. در این راستا، پس از ارزیابی نقشه سیستم بیمارستانی و انجام مدلسازی، سهم هر یک از اجزای گنتری دستگاه شتابدهنده و فانتوم در تولید نوترون به ازای یک گری از فوتون‌های با انرژی 18 مگا‌ولت به دست آورده شد. نتایج نشان داد، که بیشترین سهم در تولید فوتونوترون متعلق به کولیماتور اولیه است که در ازای یک گری فوتون با خطای کمتر از نیم درصد از مرتبه  $10^{13}$  ذره فوتونوترون در هر سانتی‌متر مربع می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: نوترون، شتابدهنده خطی، Varian-Clinac ix، کد مونت کارلو MCNPX2.70

## Evaluation of the contribution of Gantry components of Varian-Clinac ix linear accelerator with 18 MV energy in photoneutron production using Monte Carlo simulation

M. Fathalizade molabashi<sup>1</sup>, E. Mohammadi<sup>2</sup>, S. Zare Ganjaroodi<sup>1\*</sup>, E. Zarifi<sup>3</sup>

1. Faculty of Engineering Science and Research Branch, Islamic Azad university, Tehran, Iran
2. Emam Khomeini hospital, nuclear medicine center, Tehran, Iran
3. Nuclear Science and Technology Research Institute (NSTRI), Tehran, Iran

### Abstract:

If the patient receives too much of the dose, not only will the treatment process be disrupted, but it may have devastating effects. On the other hand, if the particle is a neutron, this destructive effect is multiplied because neutrons in the energy range of about 0.1 to 2 megavolts produced in a linear medical accelerator have a quality factor of 20, which creates a high equivalent dose to cause biologically destructive effects. Hence, due to the high importance of neutron dosimetry in the treatment process, in this paper, calculations related to the production of photoneutron in each of the components of Varian-Clinac ix linear accelerator with energy of 18 (MV) have been performed using MCNPX2.7.0 code. In this regard, after evaluating the hospital system map and modeling, the contribution of each component of the accelerator and phantom in neutron production vs one Gray of photons with an energy of 18 (MV) was obtained. The results showed that the largest share in the production of photon neutrons belongs to the primary collimator, which is  $E+13$  photoneutrons per square centimeter per photon with an error of less than half a percent.

**Keywords:** Neutron, Linear accelerator, Varian-Clinac ix, Monte Carlo MCNPX2.7.0. code

## ۱. مقدمه

پرتو درمانی را به دو صورت براکی‌تراپی و تابش از خارج بدن انجام می‌شود. در براکی‌تراپی چشمه‌های پرتوزا در داخل بدن نزدیک تومور قرار می‌گیرد (با جراحی یا کاشت سوزن و یا با قرار گیری چشمه درون حفره‌های طبیعی بدن). با این روش دز بسیار زیاد به تومور و به بافت‌های سالم حداقل دز می‌رسد. امروزه استفاده از چشمه‌های با آهنگ دز بالا برای درمان به روش براکی‌تراپی معمول شده است. درمان با تابش خارجی (درمان از راه دور) روش معمول‌تر درمان سرطان در پرتو درمانی است. در این روش از باریکه‌های فوتونی و الکترونی پرتوهای حاصل از شتاب‌دهنده خطی استفاده می‌شود. در مواردی نیز از پرتوهای حاصل از کبالت-۶۰ و ایکس‌های ۵۰ تا ۳۰۰ کیلوولت، پرتوهای پروتونی و نوترونی نیز استفاده می‌شود. شتاب‌دهنده‌های خطی به دلیل حجم کم دستگاه، آهنگ دز بالا و تنوع انرژی به طور متداول در پرتو درمانی استفاده می‌شوند [۱-۲].

شتاب‌دهنده‌های خطی درمانی امروزه در فرآیند تخریب ساختار تومور در فرآیند رادیوتراپی نقش اساسی ایفا می‌کنند. شتاب‌دهنده‌های خطی درمانی در دو مد الکترون و فوتون فعالیت می‌کنند و به علت آن‌که انرژی الکترون‌ها و فوتون‌های خروجی از آنها به در حدود چندین مگاولت است به درمان با استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی، درمان مگاولتاژ گفته می‌شود. شتاب‌دهنده خطی دستگاهی است که امواج الکترومغناطیس با فرکانس بالا را برای شتاب دادن ذرات باردار مثل الکترون‌ها در یک لوله خطی تا انرژی‌های بالا به کار می‌گیرد. باریکه الکترونی خروجی از شتاب‌دهنده خطی درمانی را هم می‌توان به صورت مستقیم برای درمان به کار گرفت و هم می‌توان با قرار دادن یک هدف با چگالی بالا بر سر راه آن، اشعه ایکس خروجی از آن را در فرآیند درمان به کار برد [۲].

گنتری شتاب‌دهنده خطی درمانی تشکیل یافته از حفاظی ضخیم از مواد با چگالی بالا شامل سرب، تنگستن و آلیاژ سرب-تنگستن است. این بخش از یک شتاب‌دهنده درمانی شامل هدف تولیدکننده اشعه ایکس، ورقه پراکنده کننده، فیلتر همسان کننده، اتاقک یونیزاسیون و محدود کننده (ی میدان اشعه) ثابت و متحرک می‌باشد که در شکل یک نمایش داده شده است. همچنین فیلتر همسان کننده عموماً از جنس سرب یا تنگستن، اورانیوم، استیل یا ترکیبی از آنها می‌باشد [۲].

تاکنون مطالعاتی در قالب مقالات و گزارش‌های در این زمینه در ایران و جهان انجام شده است. هالوک یوجل و همکارانش در سال ۲۰۱۱ میلادی در ترکیه مقاله‌ای در زمینه استفاده از ورقه‌های طلا با خلوص بیش از ۹۹.۹۵ درصد و قرار دادن آن در دیواره‌های مختلف اتاق رادیوتراپی مرکز و عمق‌های مختلف فانتوم مورد استفاده جهت محاسبه دز حاصل از فوتون‌ترونی‌هایی که در واکنش  $^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au}$  در ورقه طلا جذب شده چاپ نمودند [۳]. در مقاله‌ای توسط رونالد و همکارانش در سال ۲۰۰۲ میلادی به بررسی میزان عملکرد پارامتر  $\text{TMR}^1$  به جای پارامتر  $^2\text{TPR}$  در محاسبه دز در انرژی‌های بالا و مقایسه  $\text{TMR}$  بیم (MV) 8 حاصل از اندازه‌گیری مستقیم و  $\text{TMR}$  بیم (MV) 8 محاسبه شده از PDD بیم (MV) 8 در اندازه میدان‌های  $4 \times 4$  و  $10 \times 10$  و  $20 \times 20$  و عمق‌های مختلف در فانتوم آب پرداخته شد [۴]. لی چن و همکارانش در سال ۲۰۰۹ میلادی، مطالعه‌ای در زمینه اندازه‌گیری و مقایسه داده‌های باریکه‌های کوچک پرتوی شتاب‌دهنده‌های خطی انجام دادند.

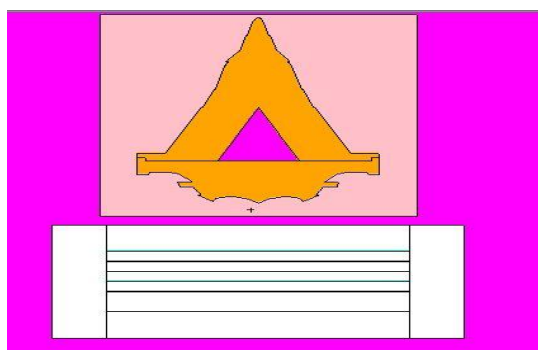
## ۲. روش کار

در راستای بررسی ایده‌آل بودن حفاظسازی، ایمن‌ترین حالات بررسی شده به همین منظور حداکثر میزان بازشدگی دو جفت فک کولیماتورها در نظر گرفته شده که به تبع آن میدانی معادل با  $40 \times 40$  سانتی‌متر مربع ایجاد می‌شود تا شتاب‌دهنده قدرت عبور دادن حداکثر مقدار فوتون‌ها را از خود داشته باشد. البته ذکر این نکته حائز اهمیت است که در شتاب‌دهنده‌ها کولیماتور اولیه ثابت است و باید اندازه میدان را با کولیماتور ثانویه تنظیم کرد که خود دستگاه به صورت پیش فرض محاسبات میدان مربعی را انجام می‌دهد.

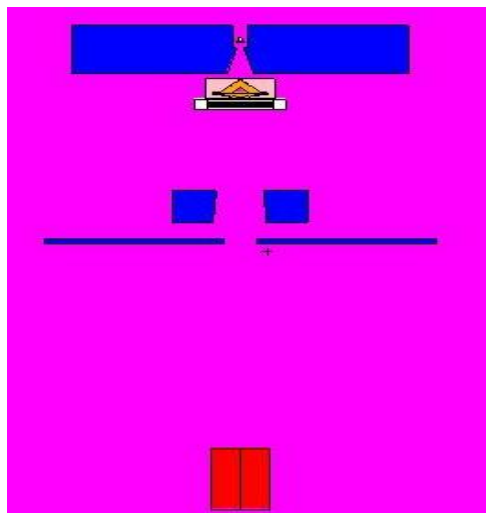
1- Tissue Maximum Ratio

2- Tissue Phantom Ratio

شتاب‌دهنده مورد مطالعه در این پژوهش Varian Clinac ix بوده که نقشه هندسه اجزا و موقعیت قرارگیری هر جز این شتاب‌دهنده خطی درمانی که در راهنمای کاربری حرفه‌ای آورده شده به دقت شبیه‌سازی شده است. نقشه این دستگاه از طریق مکاتبه با شرکت واریان و یک نسخه چاپی در دسترس از یک بیمارستان در تهران به دست آورده شده است. این شتاب‌دهنده قادر است فوتون‌هایی با انرژی 6 (MV) و 18 (MV) تولید کند ولی به علت آن که در بحث حفاظت‌سازی باید ایمنی‌ترین مقادیر ممکن در حداکثر انرژی شتاب‌دهنده مورد بررسی قرار گیرد حداکثر انرژی خروجی یعنی 18 (MV) جهت مدلسازی انتخاب شده است. همچنین، اتاق درمان مدلسازی شده در این مطالعه به صورت مستطیلی بوده و مساحتی معادل  $25 \text{ (m}^2\text{)}$  دارد. در این مقاله، پس از بررسی میزان دز فوتون‌ترونت انتشار یافته در نقاط مختلف اتاق رادیوتراپی و همین‌طور اجزای گنتری شتاب‌دهنده درمانی، نتایج با گزارشات و مقالات قبلی جهت صحت‌سنجی با دقت بالا مطابقت و مقایسه شده‌اند. شکل (۲)، نمایی از فیلتر همسان‌کننده و اتاقک یونیزاسیون مدلسازی شده را نشان می‌دهد.



شکل ۱. نمای فیلتر همسان‌کننده و اتاقک یونیزاسیون مدلسازی شده



شکل ۲. نمای از مدلسازی انجام شده توسط کد MCNPX2.7.0

به طور کلی، فک‌های کولیماتور اولیه ثابت است و میدان با میزان باز و بسته شدن فک‌های کولیماتور ثانویه مشخص می‌شود و از آنجایی که در رابطه با این پروژه به میدان  $40 \times 40$  سانتی‌متر مربع احتیاج است باید با استفاده از تناسب دو مثلثی که تو در تو هم قرار گرفته‌اند و در راس (هدف) مشترک هستند و ارتفاع مثلث بزرگتر مقدار  $SSD=100 \text{ (cm)}$  است تعیین کنیم که میزان بازشدگی فک‌های کولیماتور ثانویه چه اندازه باید باشد تا در سطح فانتوم میدان  $40 \times 40$  سانتی‌متر مربع ایجاد شود.

در این مقاله نتایج به دست آورده شده برای ده میلیون فوتون (MV) 18 ورودی در کد MCNPX2.7.0 بررسی شده و سهم هر یک از اجزای گنتری شتاب‌دهنده در تولید فوتونوترون در بازه‌های انرژی مختلف به دست آورده شده و در نهایت در عمق‌های مختلف فانتوم شبیه سازی شده RDW3 میزان نوترون‌های جذبی به دست آورده شده و داده‌های حاصل با داده‌های مقالات پیشین مقایسه شده است که خطای قابل قبولی در حدود کمتر از نیم درصد برای مقادیر فوتونوترون تولید شده در اجزای گنتری شتاب‌دهنده و در حدود چهار درصد خطا برای مقدار فوتونوترون تولیدی در فانتوم حاصل شد.

### ۳. نتایج

نتایج نشان داد که بیشترین سهم تولید فوتونوترون به ترتیب مربوط به کولیماتور اولیه، کولیماتور ثانویه، هدف، MLC و فیلتر همسان کننده اشعه می‌باشد که نتایج با گزارشات و مقالات سازگاری مناسبی دارد [۶]. جدول (۱)، شار فوتونوترون تولید شده در کولیماتور اولیه به ازای یک گری دز جذب شده فوتون را نشان می‌دهد.

جدول ۱. مقادیر فوتونوترون تولید شده در کولیماتور اولیه به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

Energy Range(MeV)	Fluence (neutron/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	1.300 E+8	0.42
0.000000025 to 0.0000007	9.693 E+8	0.46
0.0000004 to 1.00	1.008 E+12	0.10
1.00 to 20.00	1.195 E+13	0.12

مطابق با محاسبات مشهود می‌باشد که حجم هر جزء و میزان نزدیکی هر جزء به منبع تشعشع با میزان شار فوتونوترون تولید شده در آن جزء رابطه‌ای ندارد. همچنین، در هدف که اولین منبع تولید فوتونوترون می‌باشد شار نوترون‌های حرارتی برابر با صفر است. از سوی دیگر، مطابق نتایج کد، بیشترین سهم تولید فوتونوترون در شتاب‌دهنده مربوط به کولیماتورهای اولیه است به همین سبب می‌توان در مطالعات حفاظت‌سازی آینده برای دستگاه Varian Clinac ix مقدار شار نوترون تولید شده در کولیماتور اولیه را معیار قرار داد تا ایمن‌ترین حالت برای طراحی حفاظ در نظر گرفته شده باشد. در ادامه، در جداول زیر فوتونوترون تولید شده به ازای یک گری دز جذب شده فوتون در دیگر اجزای گنتری دستگاه آورده شده است.

لازم به ذکر است که تفاوت موجود در مقدار اندازه گیری شده نه رفتار و فیزیک مساله در این مقاله با برخی از مراجع، به تفاوت موجود در روش و فرضیات اندازه گیری بر می‌گردد. در این مطالعه، تعداد ذره‌های ورودی فوتون معادل ۱۰ میلیون ذره در نظر گرفته شده که مقدار به نسبت بسیار زیادتری در مقایسه با دیگر مقالات و گزارشات بوده و کارت فیزیک ذرات فوتون و الکترون طوری بررسی شده که تمام محدوده‌های انرژی را بررسی کند و محدودیتی برای آنها در نظر گرفته نشده است. از این رو، با توجه حجم سنگین کد خروجی یک ابررایانه بررسی شده که در آن ۲۰ هسته پردازنده مرکزی موازی شده است.

جدول ۲. مقادیر فوتونوترون تولید شده در کولیماتور ثانویه به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

Energy Range(MeV)	Fluence (neutron/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	1.535 E+8	0.44
0.000000025 to 0.0000007	1.677 E+9	0.44
0.0000004 to 1.00	2.766 E+11	0.51
1.00 to 20.00	3.993 E+12	0.41

جدول ۳. مقادیر فوتونوترون تولید شده در فیلتر همسان کننده به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

Energy Range(MeV)	Fluence (neutron/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	1.596 E+7	0.41

0.000000025 to 0.0000007	3.292 E+7	0.26
0.0000004 to 1.00	1.979 E+9	0.08
1.00 to 20.00	3.679 E+10	0.06

جدول ۴. مقادیر فوتونوترون تولید شده در MLC به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

Energy Range(MeV)	Fluence (neutron/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	1.062 E+7	0.47
0.000000025 to 0.0000007	3.292 E+7	0.41
0.0000004 to 1.00	1.875 E+10	0.22
1.00 to 20.00	1.524 E+11	0.76

در این مطالعه، علاوه بر اجزای گنتری، مقادیر فوتونوترون و دز تولید شده در فانتوم به ازای هر یک گری دز جذب شده فوتون نیز در جدول (۴) محاسبه شده است که بسیار حائز اهمیت می‌باشد.

جدول ۵. مقادیر فوتونوترون تولید شده در فانتوم به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

Energy Range(MeV)	Fluence (neutron/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	1.584 E+4	4.2
0.000000025 to 0.0000007	2.684 E+4	4.1
0.0000004 to 1.00	3.021 E+6	3.7
1.00 to 20.00	5.813 E+7	2.4

جدول ۶. مقادیر دز جذبی تولید شده در فانتوم به ازای یک گری دز جذب شده فوتون

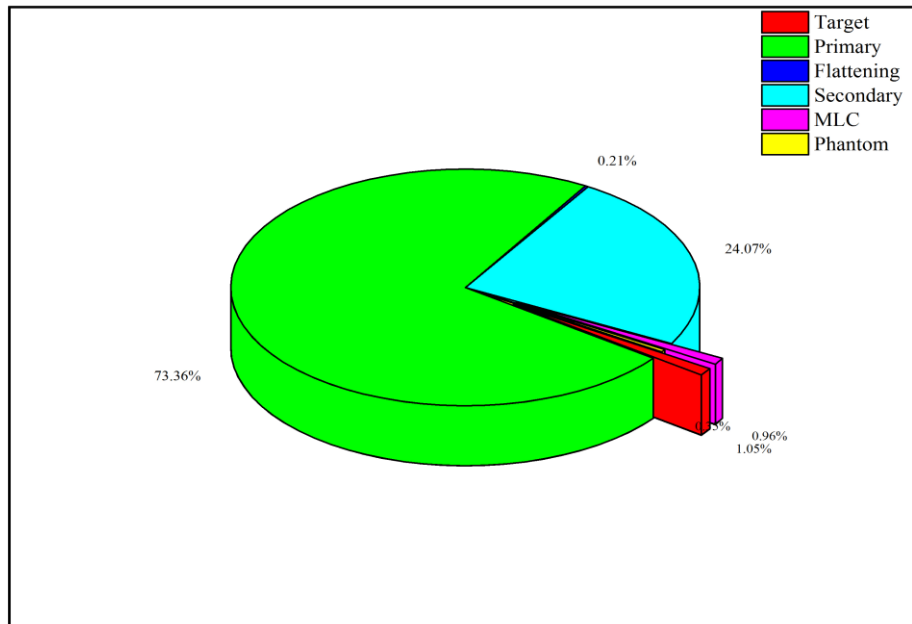
Energy Range(MeV)	Dose (neutron/(mSv.Gy <sup>-1</sup> ))	Error(%)
0 to 0.000000025	5.634 E-4	4.7
0.000000025 to 0.0000007	6.134 E-4	4.1
0.0000004 to 1.00	4.784	3.6
1.00 to 20.00	8.5463	3.4

جدول (۷)، مجموع شار فوتونوترون در هر یک از اجزای شتاب‌دهنده آورده شده و درصد میزان فوتونوترون تولید شده به ازای هر جز دستگاه را نشان می‌دهد.

جدول ۷. مقادیر مجموع فوتونوترون تولید شده در هر یک از اجزای شتاب‌دهنده و درصد فوتونوترون تولید شده به ازای هر جزء دستگاه

Component	Total Fluence (#/(cm <sup>2</sup> .Gy <sup>-1</sup> ))	Percent(%)
Target	1.86 E+11	1.05
Primary Collimator	1.30 E+13	2.44
Flattening Filter	3.88 E+10	0.21
Secondary Collimator	4.27 E+12	2.1
MLC	1.71 E+11	0.96
Phantom	6.11 +7	0.035

محاسبات نشان داد، که کولیماتور اولیه و ثانویه به ترتیب بیشترین سهم را در تولید شار فوتونوترون تولید شده در بین اجزای گنتری و فانتوم به ازای یک گری دز جذب شده فوتون را دارند. شکل (۳) نشان دهنده نقش هر کدام از اجزای شتاب‌دهنده در تولید فوتونوترون در دستگاه می‌باشد.



شکل ۳. گراف نشان دهنده نقش هر کدام از اجزای شتاب‌دهنده در تولید فوتونوترون

#### ۵. نتیجه‌گیری

با توجه به اهمیت بالای دزیمتری نوترون در فرآیند درمان در محیط دستگاه شتاب‌دهنده خطی جهت جلوگیری از ایجاد اثرات مخرب بیولوژیکی در بدن بیمار هدف از انجام این مطالعه، هر یک از اجزای شتاب‌دهنده خطی درمانی Varian-Clinac ix با انرژی (MV) 18 با استفاده از کد MCNPX2.7.0 می‌باشد. از این رو، پس از ارزیابی نقشه سیستم بیمارستانی و انجام مدل‌سازی با استفاده از کد سهم هر یک از اجزای گنتری شتاب‌دهنده در تولید فوتونوترون در بازه‌های انرژی مختلف به دست آورده شده و در نهایت در عمق‌های مختلف فانتوم شبیه‌سازی شده RDW3 میزان نوترون‌های جذبی به دست آورده شده و داده‌های حاصل با داده‌های مقالات پیشین مقایسه شده است. در این مقاله نتایج به دست آورده شده برای ده میلیون فوتون (MV) 18 ورودی در کد MCNPX2.7.0 بررسی شده که خطای قابل قبولی در حدود کمتر از نیم درصد برای مقادیر فوتونوترون تولید شده در اجزای گنتری شتاب‌دهنده و در حدود چهار درصد خطا برای مقدار فوتونوترون تولیدی در فانتوم حاصل شد. نتایج نشان داد، که کولیماتور اولیه و ثانویه به ترتیب بیشترین سهم در تولید شار فوتونوترون تولید شده در بین اجزای گنتری به ازای یک گری دز جذب شده فوتون را دارند. از این رو، می‌توان در مطالعات حفاظ‌سازی برای دستگاه، از مقدار شار نوترون تولید شده در کولیماتور اولیه را به عنوان معیار قرار داد تا ایمن‌ترین حالت برای طراحی حفاظ در نظر گرفته شده باشد. همچنین، حجم هر جزء و میزان نزدیکی هر جزء به منبع تشعشع با میزان شار فوتونوترون تولید شده در آن جزء رابطه‌ای ندارد.



## مراجع

- [1] Xudong Wanga and Carlos Esquivel, the neutron dose equivalent evaluation and shielding at the maze entrance of a Varian Clinac 23EX treatment room.
- [2] Khan F. M. (1995). "The Physics of Radiation Therapy", Ed. William & Wilkins.
- [3] Measurement of Photo-Neutron Dose from an 18-MV Medical Linac Using a Foil Activation Method in View of Radiation Protection of Patients, Haluk Yücel, Ibrahim, obanbas, Asuman Kolbas, and Vildan Kaya.
- [4] K. Agarwal, Ronald V. Scheele, and Jack Wakley, (2002), Tissue maximum-dose ratio (TMR) for 8 MV X-rays VIRGINIA.
- [5] Li Chen, Li-Xin Chen, Hong-Qiang Sun, Shao-Min Huang, Wen-Zhao Sun, Xing-Wang Gao, Xiao-Wu Deng, (2009), Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerators, 28(3):328-32.
- [6] H.A Nedaie, H. Darestani, N. Banaee, N. Shagoli, K. Mohammadi, A. Sahvar and E. Bayat, (2014), Neutron dose measurements of Varian and Elekta linacs by TLD600 and TLD700 dosimeters and comparison with MCNP calculations, Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India 39 (1), 10.
- [7] Pelowitz, D.B, (2008), MCNPXTM Uses manual version 2.6.0, Los Alamos national laboratory.