BRIEF REPORT

A Monte Carlo Investigation on the Effect of Field Size on Neutron Spectrum in Elekta SL 75/25 Linac on 18 MV

Soroush Sistani[1],
Mohammad Javad Safari[2],
Payman Hejazi[3]

[1] MSc Student in Medical Physics, Student Research Committee, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran
[2] PhD Student in Phyisc, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
[3] Assistant Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

(Received March 14, 2016 ; Accepted August 6, 2016)

Abstract

Background and purpose: High-energy photon beams above 8-10 MV used in external radiation therapy produce neutron in dealing with the linear accelerator components and other parts in radiation field. The weakening of neutrons due to the closing jaws collimator angle, in smaller field sizes can also be a contributing factor in changing the neutron spectrum. Since a direct measurement of the neutron flux and spectrum require complex measurements in treatment room, the Monte Carlo is an alternative method for determining the true environmental neutron spectrum.

Materials and methods: Geometry of linear accelerator Elekta SL75/25 was designed in FLUKA simulation code and its validation was tested. Spectrum of neutrons produced in the accelerator was determined in the center of four field sizes of 20 × 20, 15 × 15, 10 × 10, and 5 × 5 cm^2. Data analysis was done applying Mann-Whitney test.

Results: In the condition with flattening filter, significant differences was found in the neutron spectrum only in 5 × 5 to 15 × 15 cm^2 and 5 × 5 to 20 × 20 cm^2 field sizes ($P<0.05$).

Conclusion: Our results of the neutron spectrum using FLUKA simulation code are in a good conformity with the results of practical dosimetry of other researchers; therefore, checking the neutron flux in radiotherapy by simulation can be an appropriate solution to improve patient treatment and protection issues. Since neutron dose increases with an increase in field size, so, we can conclude that field size influences secondary effects of treatment.

Keywords: linear accelerator, neutron contamination, field size, Monte Carlo

J Mazandaran Univ Med Sci 2016; 26(143): 257-262 (Persian).

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]

گزارش کوتاه

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و ششم شماره ۱۴۳ آذر سال ۱۳۹۵ (۲۶۲-۲۵۷)

بررسی تاثیر اندازه میدان فوتونی بر بیناب نوترون آلاینده در شتابدهنده خطی Elekta SL75/25 در انرژی MV18 به روش مونت کارلو

سروش سیستانی[۱]
محمد جواد صفری[۲]
پیمان حجازی[۳]

چکیده

سابقه و هدف: فوتون‌های با انرژی بیش از ۱۰-۸ مگا ولت در شتابدهنده خطی در طول مسیر خود از هدف تا سطح پوست بیمار با اجزای مختلفی برخورد می‌کنند که می‌تواند منجر به تولید آلودگی نوترونی گردد. با توجه به تضعیف نوترون به دلیل بسته شدن زاویه فک‌های کولیماتور در اندازه میدان‌های کوچک تر، اندازه میدان می‌تواند یک عامل موثر در تغییر بیناب نوترون باشد. از آن‌جایی که اندازه‌گیری مستقیم شار و بیناب نوترون در داخل اتاق درمان نیاز به اندازه‌گیری‌های پیچیده دارد، مونت کارلو یک روش جایگزین برای تعیین درست بیناب نوترون است.

مواد و روش‌ها: هندسه سر شتابدهنده خطی Elekta SL75/25 در کد شبیه سازی FLUKA طراحی شد و مورد اعتبار سنجی قرار گرفت. بیناب نوترون تولید شده در این شتابدهنده، در مرکز چهار اندازه میدان ۲۰×۲۰، ۱۵×۱۵، ۱۰×۱۰ و ۵ ×۵ سانتی‌متر مربع تعیین شد. جهت آنالیز داده‌ها از آزمون آماری من ویتنی استفاده شد.

یافته‌ها: در حالت با فیلتر پهن کننده، فقط از اندازه میدان ۵ ×۵ تا ۱۵×۱۵ سانتی‌متر مربع و ۵ ×۵ تا ۲۰×۲۰ سانتی‌متر مربع، اختلاف در بیناب نوترون معنی‌دار است ($p<۰/۰۵$).

استنتاج: نتایج بیناب نوترون توسط کد شبیه سازی Fluka با نتایج مربوط به دزیمتری عملی سایر محققین تطابق خوبی داشت؛ بنابراین بررسی شار نوترونی در رادیوتراپی به وسیله شبیه‌سازی می‌تواند راهکاری مناسب در جهت بهبود درمان بیمار و مباحث حفاظتی باشد. هم‌چنین با توجه به افزایش دز نوترون با افزایش اندازه میدان، می توان بیان کرد اندازه میدان بر بروز آثار ثانویه درمان تأثیرگذار است.

واژه های کلیدی: شتابدهنده خطی پزشکی، اندازه میدان، آلودگی نوترون، مونت کارلو

مقدمه

در رادیوتراپی با انرژی بالا، فوتون‌ها با انرژی بالاتر از ۸ MV در برخورد با اجزای سر شتابدهنده خطی، نوترون تولید می‌کنند(۲،۱). به دلیل فاکتور وزنی (W_R) بالای نوترون، احتمال بروز سرطان‌های ثانویه و ضایعات بافتی افزایش می‌یابد(۳). برخی از مطالعات انجام شده در مورد عوامل موثر بر تولید نوترون، کولیماتورها، هدف، فیلتر پهن کننده و بلاک‌های سربی را منبع اصلی تولید نوترون دانسته‌اند(۴-۶).

مولف مسئول: پیمان حجازی- سمنان، دانشگاه علوم پزشکی سمنان E-mail:hejazip@semums.ac.ir
۱. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران
۲. دانشجوی دکتری فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
۳. استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران
تاریخ دریافت : ۱۳۹۴/۱۲/۲۴ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۳۹۵/۱/۷ تاریخ تصویب : ۱۳۹۵/۵/۱۶

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]

در مورد تاثیر اندازه میدان بر تولید فوتونوترون، اختلاف نظر وجود دارد. برخی مطالعات بیان کردند با افزایش اندازه میدان، تولید نوترون کاهش می‌یابد، برخی دیگر با افزایش اندازه میدان، شاهد افزایش تولید نوترون بودند(۷-۱۱).

از آن‌جایی‌که روش‌های‌عملی،محدودیت‌های زیادی دارند، لذا برای انجام این مطالعه از کد شبیه‌سازی FLUKA استفاده شد. کد فلوکا یک ابزار محاسباتی قوی به منظور محاسبه انتقال و برخوردهای ذرات با ماده‌محسوب می‌شود. از این کد در شبیه‌سازی شتابدهنده‌ها، بررسی برهمکنش‌ها و اندازه‌گیری دز به طور گسترده استفاده می‌شود(۱۲).

هدف این مطالعه بررسی تاثیر اندازه میدان فوتونی بر شار نوترون آلاینده در حین رادیوتراپی به روش مونت کارلو می‌باشد.

مواد و روش ها

در این مطالعه از کد شبیه‌سازی FLUKA برای مدل‌سازی هندسه سر شتابدهنده خطی Elekta SL75/25 در انرژی ۱۸ MV استفاده شد. کل مطالعه انجام شده به صورت شبیه سازی بوده و تنها به منظور اعتبارسنجی اولیه، هندسه شبیه سازی شده از نظر تولید فوتون، نتایج مربوط به درصد دز عمقی و پروفایل دز به صورت تجربی اندازه‌گیری شد.

جهت شبیه سازی شتابدهنده، اطلاعات کاملی در مورد هندسه سر دستگاه، جنس و ترکیب مواد تشکیل دهنده شتابدهنده مورد نظر تهیه شد. پارامترهای مربوط به میدان تابشی از جمله انرژی، نوع ذره و مکان منبع تعریف گردید. به علاوه از روش کاهش واریانس قطع در این مطالعه استفاده شد. با توجه به این که نوترون در فوتون‌های با انرژی بالاتر از ۸ MeV تولید می‌شود، مقدار انرژی قطع را برای فوتون و الکترون، ۷ MeV قرار دادیم که سبب افزایش سرعت محاسبات گردید. به منظور بررسی برهمکنش‌های مربوط به فوتونوترون‌ها در کارت فیزیک، کارت فوتونوکلیر (PHOTONUC) فعال گردید. تعداد ذرات انتخاب شده برای ترابرد در این اندازه‌گیری‌ها، 10^9 ذره انتخاب شد که به خطای کم‌تر از ۵ درصد منجر شود.

ابتدا به منظور اعتبارسنجی معادل دز نوترون، مقادیر مربوط به معادل دز نوترون در فواصل ۰، ۱۰، ۵۰ و ۱۰۰ سانتی‌متری از میدان باز ۲۰×۲۰ سانتی‌متر مربع محاسبه گردید. سپس جهت بررسی تاثیر اندازه میدان بر بیناب نوترون، با استفاده از کارت USRTRACK، بیناب نوترون برای چهار اندازه میدان مختلف ۲۰×۲۰، ۱۵×۱۵، ۱۰×۱۰ و ۵ ×۵ سانتی مترمربع در SSD=100 در یک فانتوم کروی به شعاع ۱۰ سانتی متر اندازه‌گیری شد.

یافته ها و بحث

نتایج محاسبات درصد دز عمقی و پروفایل دز به منظور اعتبارسنجی هندسه شبیه‌سازی شده، صحیح‌ترین میزان تطابق را در انرژی ۱۷/۸ نشان داد که به عنوان انرژی دستگاه شبیه‌سازی شده، انتخاب گردید.

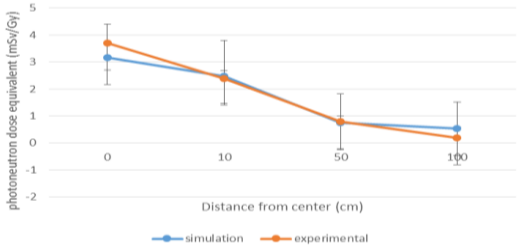
نتایج مربوط به اعتبارسنجی معادل دز نوترون با نتایج مربوط به مطالعه هاشمی و همکاران در همین شرایط مقایسه شد که در جدول شماره ۱ و نمودار شماره ۱ مشاهده می‌شود(۱۳). آزمون آماری من ویتنی نشان داد این دو منحنی اختلاف معنی‌داری ندارند ($p>0/05$).

محاسبات انجام شده برای بیناب نوترون در اندازه میدان‌های ۲۰×۲۰، ۱۵×۱۵، ۱۰×۱۰ و ۵×۵ cm^2 نشان داد که با افزایش اندازه میدان از میدان ۵×۵ تا ۱۵×۱۵ cm^2 و ۵ ×۵ تا ۲۰×۲۰ cm^2 معنی‌دار است و میزان نوترون آلاینده و شار نوترون افزایش می‌یابد ($p<0/05$). بیناب نوترون در اندازه میدان های مختلف در نمودار شماره ۲ نشان داده شده است.

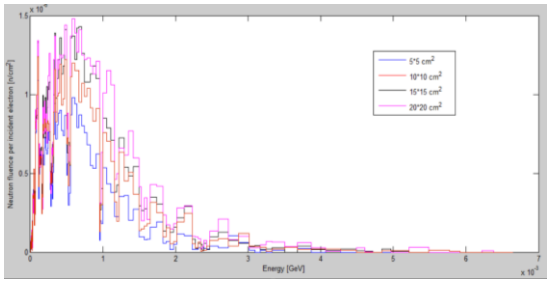
جدول شماره ۱: نتایج معادل دز نوترون در میدان باز

اندازه میدان (cm2) / فاصله از مرکز (cm)	۲۰×۲۰ شبیه سازی	۲۰×۲۰ مطالعه هاشمی
۰	۳/۱۷۷±۰/۵۵	۳/۷±۰/۷
۱۰	۲/۴۸± ۲/۰۴	۲/۴±۱/۰۴
۵۰	۰/۷۵۸± ۱/۰۶	۰/۸± ۰/۲
۱۰۰	۰/۵۳± ۰/۹۸	۰/۲± ۰/۴

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]



نمودار شماره ۱: اعتبارسنجی تولید نوترون در اندازه میدان ۲۰ ×۲۰ سانتی متری در مرکز میدان و فواصل ۱۰، ۵۰ و ۱۰۰ سانتی متری



نمودار شماره ۲: بیناب انرژی نوترون در اندازه میدان های ۲۰×۲۰ و ۱۵ ×۱۵ و ۱۰×۱۰ و ۵ ×۵ سانتی متر مربع

زمانی که اندازه میدان افزایش می‌یابد، به علت افزوده شدن پراکندگی ناشی از کولیماتور که با دز ناشی از باریکه اولیه جمع می شود، خروجی نیز افزایش می‌یابد. فاکتور پراکندگی کولیماتور (Sc) می‌تواند به عنوان نسبت خروجی در هوا برای یک میدان مشخص به یک میدان مرجع ($10\times10 cm^2$) تعریف شود(۲) بنابراین برای نرمال کردن داده‌ها به منظور مقایسه صحیح اندازه میدان‌های مختلف با هم، باید ضریب Sc در محاسبات اعمال گردد.

در این مطالعه، با افزایش اندازه میدان از میدان ۵×۵ تا ۲۰×۲۰ cm^2 شار نوترون افزایش یافت. این مطلب با نتایج ارائه شده توسط اکثر پژوهشگران مطابقت دارد (۱۰، ۱۴-۱۹). هرچند که پژوهشگرانی هستند که خلاف این نظر را دارند(۲۰-۲۳)، که در نظر نگرفتن فاکتور پراکندگی کولیماتور، بررسی اندازه میدان‌های بزرگ‌تر از $20\times20 cm^2$، خطا در محاسبات عملی و استفاده نکردن از هندسه دقیق برای شبیه‌سازی، می‌توانند دلایل وجود اختلاف نظر در نتایج مطالعات گذشته باشند.

اگرچه کلیماتور ثانویه به دلیل عدد اتمی بالایی که دارد، به عنوان یک عامل تولید نوترون مطرح می‌باشد، با این حال به‌دلیل ضخامت زیادی که دارد، فوتونوترون‌های تولید شده دوباره در خود فک‌های آن متوقف می‌شوند و از این رو فک‌های کلیماتور در کاهش نوترون‌های ثانویه نقش موثرتری را ایفا می‌کند و با نزدیک شدن فک‌ها به یکدیگر، هم دز فوتون و هم دز نوترون کم‌تری به بیمار می‌رسد.

References

1. Hashemi S, Raisali G, Taheri M, Majdabadi A, Ghafoori M. The effect of external wedge on the photoneutron dose equivalent at a high energy medical linac. Nukleonika 2011; 56(1): 49-51.
2. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
3. Mesbahi A, Keshtkar A, Mohammadi E, Mohammadzadeh M. Effect of wedge filter and field size on photoneutron dose equivalent for an 18MV photon beam of a medical linear accelerator. Appl Radiat Isot 2010; 68(1): 84-89.
4. Allardice A. Neutron production and transport at a medical linear accelerator: Colorado State University; 2014. (Thesis).
5. Hashemi SM, Hashemi-Malayeri B, Raisali G, Shokrani P, Sharafi AA. The effect of field modifier blocks on the fast photoneutron dose equivalent from two high-energy medical linear accelerators. Radiat Prot Dosimetry 2008; 128(3): 359-362.
6. Pena J, Franco L, Gomez F, Iglesias A, Pardo J, Pombar M. Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production. Phys Med Biol 2005; 50(24): 5921-5933.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]

7. Awotwi-Pratt JB, Spyrou NM. Measurement of photoneutrons in the output of 15 MV varian clinac 2100C LINAC using bubble detectors. J Radioanal Nucl Chem 2007; 271(3): 679-684.
8. Chibani O, Ma C-MC. Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs. Med Phys 2003; 30(8): 1990-2000.
9. Ghiasi H, Mesbahi A. Monte Carlo characterization of photoneutrons in the radiation therapy with high energy photons: a Comparison between simplified and full Monte Carlo models. Iranian Journal of Radiation Research (IJRR) 2010; 8(3): 187-193.
10. Zabihinpoor S, Hasheminia M. Calculation of Neutron Contamination from Medical Linear Accelerator in Treatment Room. Adv Studies Theor Phys 2011; 5(9): 421-428.
11. Jahangiri M, Hejazi P, Hashemi SM, Haghparast A, Hajizadeh B. The Effect of Field Size and Distance from the Field Center on Neutron Contamination in Medical Linear Accelerator. International Journal of Advanced Biological and Biomedical Research (IJABBR) 2015; 3(1): 97-104.
12. Zabihzadeh M, Ay MR, Allahverdi M, Mesbahi A, Mahdavi SR, Shahriari M. Monte Carlo estimation of photoneutrons contamination from high-energy X-ray medical accelerators in treatment room and maze: a simplified model. Radiat Prot Dosim 2009; 135(1): 21-32.
13. Hashemi SM, Hashemi-Malayeri B, Raisali G, Shokrani P, Sharafi AA, Torkzadeh F. Measurement of photoneutron dose produced by wedge filters of a high energy linac using polycarbonate films. J Radiat Res 2008; 49(3): 279-283.
14. Saeed MK, Moustafa O, Yasin OA, Tuniz C, Habbani FI. Doses to patients from photoneutrons emitted in a medical linear accelerator. Radiat Prot Dosimetry 2009; 133(3): 130-135.
15. Chibani O, Ma CM. Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs. Med Phys 2003; 30(8): 1990-2000.
16. Sohrabi M, Morgan KZ. Neutron dosimetry in high energy X-ray beams of medical accelerators. Phys Med Biol 1979; 24(4): 756-766.
17. Kase K, Mao X, Nelson W, Liu J, Kleck J, Elsalim M. Neutron fluence and energy spectra around the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator. Health Phys 1998; 74(1): 38-47.
18. Powell N, Newing A, Bullen M, Sims C, Leaton S. A radiation safety survey on a Clinac-20 linear accelerator. Phys Med Biol 1987; 32(6): 707-718.
19. Paredes L, Genis R, Balcazar M, Tavera L, Camacho E. Fast neutron leakage in 18 MeV medical electron accelerator. Radiat Meas 1999; 31(1-6): 475-478
20. Mao XS, Kase KR, Liu JC, Nelson WR, Kleck JH, Johnsen S. Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code. Health Phys 1997; 72(4): 524-529.
21. Kim HS, Park YH, Koo BC, Kwon JW, Lee JS, Choi HS. Evaluation of the photoneutron field produced in a medical linear accelerator. Radiat Prot Dosimetry 2007; 123(3): 323-328.
22. Mesbahi A, Keshtkar A, Mohammadi E, Mohammadzadeh M. Effect of wedge filter and field size on photoneutron dose equivalent for an 18 MV photon beam of a medical linear accelerator. Applied Radiation and Isotopes 2010; 6(9): 84-89.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]

23. Ghavami SM, Mesbahi A, Mohammadi E. The impact of automatic wedge filter on photoneutron and photon spectra of an 18-MV photon beam. Radiat Prot Dosimetry 2010; 138(2): 123-128.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-24]