

معرفی فضای فاز شتابدهنده خطی الکتا مدل Compact با استفاده از کد MCNPX

ندا زارعی¹، محمدرضا رضایی^{1*}، علی جمعه زاده²

۱. گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده علوم و فناوری های نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کرمان، ایران
۲. دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

ایمیل نویسنده مسول: mr.rezaie@kgut.ac.ir

چکیده

برای شبیه‌سازی مونت کارلو شتابدهنده‌های پزشکی به دلیل طولانی بودن زمان اجرای برنامه تا خطای نسبی غنی کمتر از ۰/۰۱ درصد، فضای فاز فوتون به جای منبع الکترون مورد نیاز است. استفاده از فضای فاز به عنوان چشمه سطحی می‌تواند زمان اجرای کد را کاهش و دقت محاسبه پارامترهای Linac و Phantom را افزایش دهد. هدف از این مطالعه معرفی یک چشمه فضای فازی در شتابدهنده خطی Elekta Compact برای شبیه‌سازی با کد MCNPX است. اطلاعات این چشمه فضای فاز را می‌توان در کدهای شبیه‌سازی دیگر نیز استفاده کرد. برای اینکار ابتدا هندسه سر شتابدهنده خطی Elekta Compact با اجزاء مختلف آن در مد فوتون و الکترون در کد MCNPX شبیه‌سازی شد. داده‌های (Scp) total scatter output factors، فاکتور پراکندگی کل محاسبه شد. ثانیاً چشمه فضای فازی که پارامترهای منبع فوتونی را تولید می‌کنند به عنوان چشمه در قسمت‌های مختلف شتابدهنده در فایل ورودی MCNPX استفاده شد. برای تأیید صحت شبیه‌سازی شتابدهنده خطی، داده‌های Scp محاسبه شد. به علت همخوانی ۹۵.۱٪ بین نتایج شبیه‌سازی و عملی فضای فاز بدست آمده چشمه مناسبی برای شبیه‌سازی شتابدهنده خطی Elekta است. با استفاده از فضای فاز معرفی شده برای شتابدهنده Elekta مدل Compact، کاربران می‌توانند نتیجه تغییرات دزیمتری را در اثر پارامترهای Linac بررسی کنند. روش محاسبه فضای فازی که در این تحقیق معرفی شده است می‌تواند برای دیگر شتابدهنده‌های پزشکی مورد استفاده قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: فضای فاز، شبیه‌سازی مونت کارلو، شتابدهنده پزشکی، الکتا Compact، کد MCNPX

Introducing the phase space of Elekta Compact Linear accelerator using MCNPX code

Neda Zarei¹, Mohammad Reza Rezaie^{1*}, Ali Jomehzadeh²

1-Department of Nuclear Engineering, Faculty of Sciences and Modern Technologies, Graduate University of Advanced Technology, Kerman, Iran

2-Department of Medical Physics, Medical School, Kerman University of Medical sciences, Kerman, Iran
Corresponding author email: mr.rezaie@kgut.ac.ir

Abstract :

To simulate Monte Carlo medical accelerators, due to the long execution time of the program up to a rich relative error of less than 0.01%, the photon phase space is required instead of the electron source. Using phase space as a surface source can reduce code execution time and increase the accuracy of calculating Linac and Phantom parameters. The purpose of this study is to introduce a fuzzy space source in Elekta Compact linear accelerator for simulation with MCNPX code. The information from this phase space source can also be used in other simulation codes. To do this, first the geometry of the Elekta Compact linear accelerator head with its various components in photon and electron modes was simulated in MCNPX code. Total scatter output factors (Scp) data were calculated. Second, the fuzzy space source that generates the photon source parameters was used as the source in the various parts of the accelerator in the MCNPX input file. Scp data were calculated to confirm the accuracy of the linear accelerator simulation. Due to the 95.1% agreement between the simulation and practical results of the obtained phase space, it is a suitable source for simulating Elekta linear accelerator. Using the phase space introduced for the Compact Elekta accelerator, users can check the result of dosimetric changes due to Linac parameters. The fuzzy space calculation method introduced in this research can be used for other medical accelerators.

Keywords : phase space, Monte Carlo simulation, medical linac, Elekta, Compact, MCNPX code.

۱. مقدمه

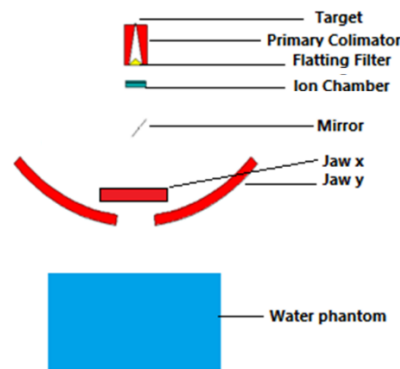
در زمانی که حمایت‌های پزشکی افراد را مسن‌تر می‌کند، علت اصلی مرگ در دنیای پیشرفته اقتصادی، سرطان است [1]. پرتودرمانی یک روش درمانی است که نقش اصلی را در مبارزه با سرطان دارد. DNA سلول سرطانی با تابش پرنانرژی از بین می‌رود تا رشد سلول کنترل نشده در تومور متوقف شود. این اشعه را می‌توان از خارج بدن بیمار (درمان از راه دور) یا با قرار دادن مواد رادیواکتیو در بدن بیمار (براکی تراپی) اعمال کرد. در درمان از راه دور از شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی برای بدست آوردن تابش فوتون یا الکترون در محدوده MeV و همچنین باریکه پروتون و یون‌های سنگین استفاده می‌شود. فوتون‌های موجود در این محدوده انرژی امکان درمان تومورهای زیر پوست بیمار را فراهم می‌کنند. میدان‌های تابشی توسط یک سیستم کولیماتور پیچیده واقع در سر شتاب‌دهنده LINAC شکل می‌گیرد و میدان‌هایی را به وجود می‌آورد که به صورت جداگانه برای حجم هدف درمانی شکل می‌گیرند. سر شتاب‌دهنده به گونه‌ای نصب شده است که می‌تواند با زاویه‌های دلخواه به دور بیمار بچرخد. به این ترتیب می‌توان پرتوها را از جهات مختلف تحت تابش قرار داد، بنابراین بافت سالم و اندام‌های مهم را حفظ می‌کند و بر روی بافت تومور متمرکز می‌شود [2]. تحقیقات قبلی نشان داده است که روش‌های مونت کارلو برای شبیه‌سازی ترابرد پرتوی فوتون در شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی مناسب هستند. از پرتوهای شبیه‌سازی شده می‌توان برای اندازه‌گیری توزیع دوز در فانتوم‌ها و بدن بیماران استفاده کرد. توزیع زاویه‌ای، انرژی و شعاعی مهمترین داده پرتوهای فوتون هستند و می‌توانند برای کاربردهای بالینی شبیه‌سازی استفاده شوند. اگر این داده‌ها دقیق نباشند در محاسبات دز خطا ایجاد می‌شود [3-4]. یکی از عوامل مهم در ایجاد خطا در محاسبات مونت کارلو، فرایند تولید فوتون در اثر برخورد الکترون به هدف است. بعلاوه بهره پایین تولید فوتون در اثر برهمکنش الکترون با هدف [5] و برای کاهش خطا تعداد محاسبات تک ذره باید افزایش یابد. افزایش تعداد محاسبات تک ذره زمان اجرای برنامه را افزایش می‌دهد. جهت رفع این مشکل فضای فاز معرفی می‌شود. فایله‌ای فضای فاز آنالس بین المللی انرژی هسته‌ای برای بعضی از شتاب‌دهنده‌ها در سازمان انرژی اتمی بارگذاری شده است [6] که مورد استفاده قرار می‌گیرند تا سرعت محاسبات را افزایش دهند. پیش از این کار، نویسندگان مختلف مقایسه [7-8] بین نتایج فضای فاز با حالت واقعی با استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی مختلف را مطالعه کرده‌اند. زمان اجرای برنامه با ایجاد فضای فاز باعث تسریع شبیه‌سازی می‌شود. به دلیل همخوانی بین محاسبات شبیه‌سازی و کار عملی [9-10] این تحقیق در میدان‌های مختلف انجام شد. برای تعیین مشخصات پرتوی فوتون شتاب‌دهنده الکتای MeV ۶ مدل Compact از کد MCNPX استفاده شد. در این روش، مشخصات مکانی، زاویه‌ای و طیف انرژی ایکس برخورد کرده به هدف تنگستن با شبیه‌سازی MCNPX استخراج و اطلاعات آن بعنوان فضای فاز معرفی شده است. اطلاعات طیفی فضای فاز بعنوان

چشمه اشعه ایکس در فایل ورودی کد MCNPX سر شتاب‌دهنده الکتای مدل Compact تعریف و ضریب پراکندگی کل (Scp) محاسبه میشود که در ادامه به ذکر چگونگی اینکار پرداخته می‌شود.

۲. مواد و روشها

کد MCNPX یک کد مونت کارلو است که توانایی ترابرد ۳۲ ذره اتمی و هسته‌ای در محیط‌های مختلف را دارد [11] که برای استخراج فضای فاز شتاب‌دهنده الکتای مدل Compact استفاده شد. برای اینکار یک فایل ورودی شامل هندسه سر شتاب‌دهنده، نحوه استخراج نتایج بر اساس شکل ۱ توشته شد.

با توجه به شکل ۱ سر شتاب‌دهنده از قطعات زیر تشکیل شده است: الف) هدف: استوانه‌ای از تنگستن با شعاع ۲ میلی‌متر ب: کولیماتور اولیه: یک استوانه تنگستن به ارتفاع ۱۰.۲ سانتی‌متر شامل یک مخروط ناقص. ج: فیلتر تخت: مخروطی از جنس تنگستن با ارتفاع ۱.۷۵ سانتی‌متر. مناقک یونش: لایه‌های استولنه‌ای نازک از جنس مس، پلاستیک و هوا با ضخامت کلی ۱.۵ سانتی‌متر و شعاع ۳ سانتی‌متر [9].

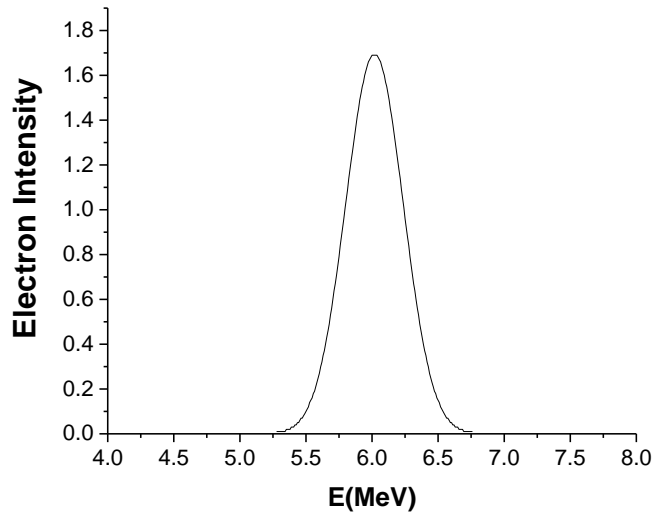


شکل ۱: هندسه سر شتاب‌دهنده الکتای مدل Compact

آینه: یک استوانه کاپتون با زاویه ۴۵ درجه، حفاظ‌های شکاف دار در راستای X و Y: پوسته‌های استوانه‌ای شکاف دار از جنس تنگستن برای تنظیم میدان به کمک کولیماتور اولیه و در نهایت یک فانتوم آب قرار دارد. چشمه مورد استفاده یک چشمه الکترون با توزیع انرژی گوسی است. شبیه‌سازی با استفاده از یک کامپیوتر ۷ هسته‌ای با رم ۸ گیگابایت و سی پی یو ۲.۹ گیگاهرتز انجام شده است.

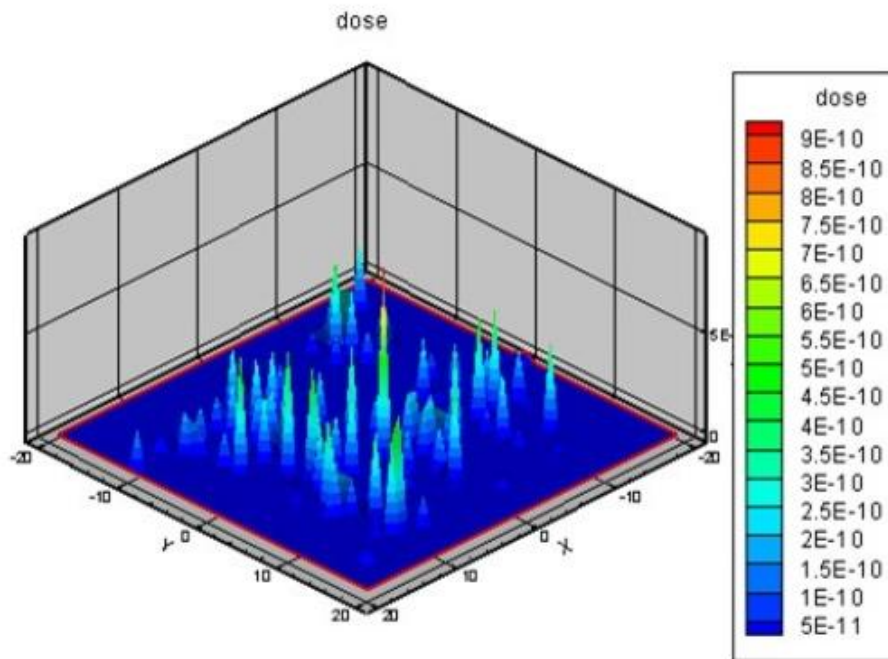
۲. نتایج

جهت اجرای شبیه‌سازی به طیف الکترونی چشمه شتاب‌دهنده نیاز داریم. چشمه الکترونی دارای توزیع گوسی با متوسط انرژی ۶ MeV و پهنا در نیمه ارتفاع برابر است با ۳٪ انرژی متوسط یا انحراف استاندارد ۰.۰۷ است که در نمودار شکل ۲ نشان داده شده است [12-13].

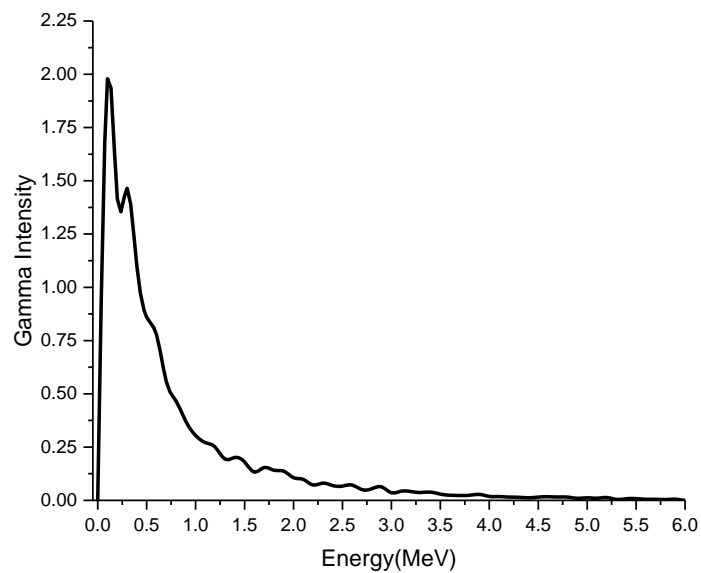


شکل ۲: طیف الکترونی شتاب‌دهنده با انرژی متوسط 6 MeV و انحراف استاندارد 0.07

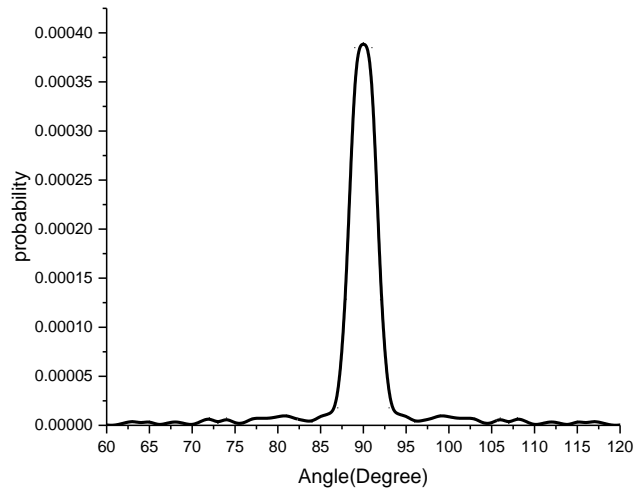
با اجرای کد و با توقف الکترون طیف ایکسی تولید می‌شود. طیف اشعه ایکس با عبور از قسمت‌های مختلف بعلت جذب فوتون‌ها و تولید فوتون‌های ثانویه ناشی از برهمکنش فوتوالکتریک فوتون‌ها با ماده تغییر می‌کند و شدت آن کاهش یافته و طیف در انرژی‌های پایین ضعیف‌تر می‌شود. اشعه ایکس در بازده $0.2 - 0 \text{ MeV}$ تولید می‌شود که به عنوان چشمه فوتونی محسوب می‌شود (شکل ۲). توزیع دز در عمق 10 cm و در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در صورتیکه چشمه تابشی چشمه الکترونی باشد در شکل ۳ نشان داده شده است. همانطور که در شکل ۳ دیده می‌شود. بعد از اجرای برنامه به مدت $5h$ توزیع دز ایکس در عمق 10 cm فانتوم آب ناپیوسته است و جهت اجرای محاسبات دزیمتری، باید برنامه چندین روز اجرا شود. جهت رفع این مشکل باید فضای فاز شتاب‌دهنده محاسبه شده و در فایل ورودی کد MCNPX تعریف شود. فضای فاز شامل اطلاعات مکانی، انرژی و زاویه‌ای فوتون‌های ثانویه رسیده به نقطه مناسب داخل سر شتاب‌دهنده است که با تعریف چشمه و اجرای کد توزیع انرژی و طیف زاویه‌ای پرتوهای ایکس در قسمت‌های مختلف سر شتاب‌دهنده بدست آمده است (شکل های ۴ و ۵) .



شکل ۳: توزیع دز در عمق ۱۰ سانتی متر در میدان ۱۰*۱۰ با استفاده از چشمه الکترونی

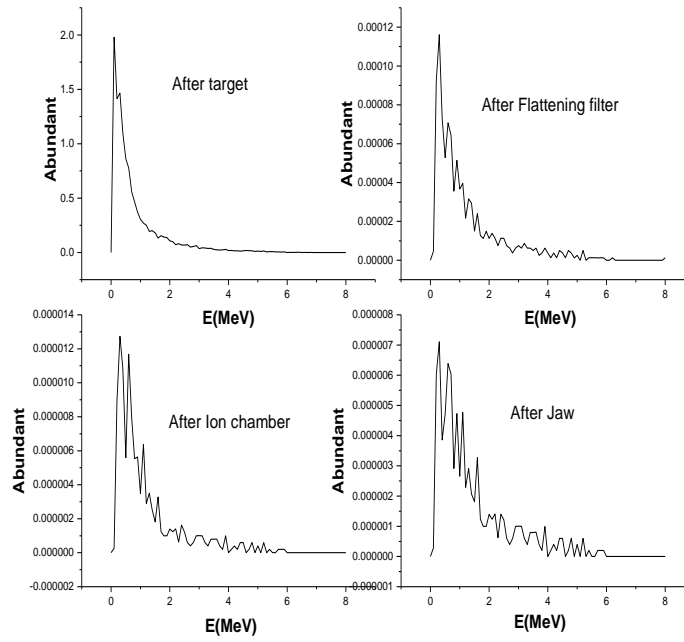


شکل ۴: طیف اشعه ایکس تولید شده در سرشتاب‌دهنده الکتا مدل Compact

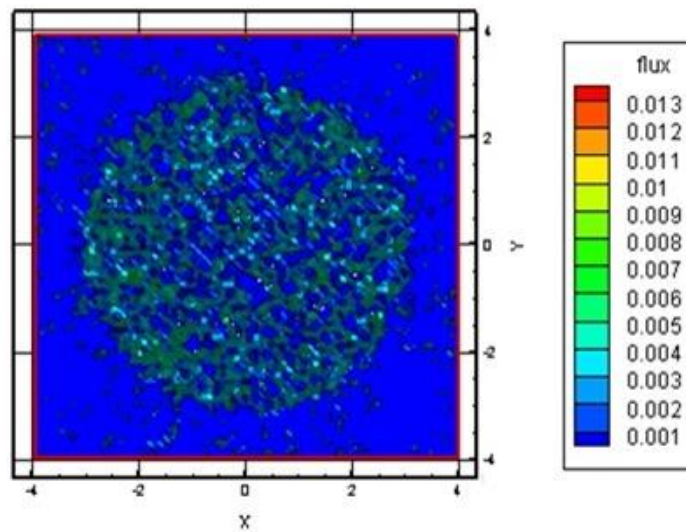


شکل ۵ توزیع زاویه‌ای اشعه ایکس تولید شده در سر شتاب‌دهنده الکتا مدل Compact

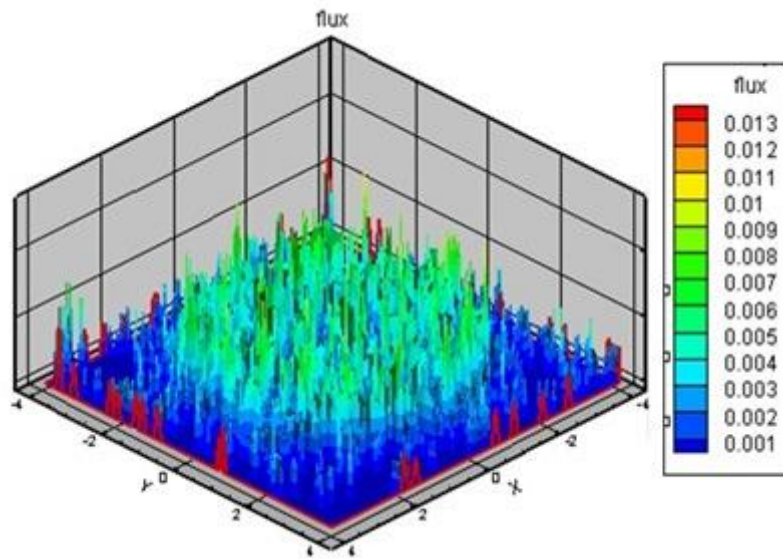
توزیع زاویه‌ای اشعه ایکس تولید شده با توجه به شکل یک توزیع گوسی است که دارای انحراف استاندارد ۱.۳۳ درجه و پهنا در نیمه ارتفاع ۳.۱۲ درجه است. طیف اشعه ایکس ساطع شده از هدف و بعد از آن مطابق شکل ۶ تقریباً از لحاظ توزیع انرژی مشابه هم می‌باشند. توزیع مکانی فوتون‌های ساطع شده از هدف در قسمت‌های مختلف داخل شتاب‌دهنده نشان می‌دهد که توزیع مکانی دارای توزیع یکنواخت در راستای X و Y عمود بر محور شتاب‌دهنده است (شکل‌های ۷ و ۸).



شکل ۶: طیف اشعه ایکس ساطع شده از هدف و بعد از آن



شکل ۷: توزیع مکانی در راستای X و Y بعد از Flattening Filter



شکل ۸: توزیع مکانی در راستای X و Y بعد از اتاقک یونش

با تعریف چشمه الکترونی در کارت چشمه فایل ورودی کد MCNPX، ضریب Scp در عمق ۱۰ سانتی متری فانتوم آب در میدان‌های ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰، ۲۵×۲۵ و ۳۰×۳۰ cm² محاسبه و در جدول ۱ نشان داده شده است. Scp با توجه به تعریف برابر با نسبت دز در عمق ۱۰ سانتی متری برای هر میدان به دز در عمق ۱۰ سانتی متری میدان مرجع ۱۰×۱۰ cm² است ($Scp = \frac{D_{10cm\ 20 \times 20}}{D_{10cm\ 10 \times 10}}$). با افزایش اندازه میدان Scp بزرگتر می‌شود. علت آن پراکندگی فوتون‌ها توسط Jaws و دیگر اجزای سر شتاب‌دهنده است. برای محاسبه مقدار دقیق Scp باید فضای فاز به عنوان چشمه ایکس در کارت چشمه فایل ورودی کد MCNPX تعریف شود. نتایج حاصل از محاسبه Scp ناشی از قرار دادن چشمه فضای فاز در قسمت‌های مختلف سر شتاب‌دهنده در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱: نتایج حاصل از محاسبه تجربی و تئوری Scp ناشی از قرار دادن چشمه فضای فاز در قسمت‌های مختلف سر شتاب‌دهنده

Scp						
اندازه میدان Cm ²	با استفاده از فضای فاز			با توجه به داده‌های تجربی		
	قبل از Jaws	قبل از Flattening Filter	بعد از Target	[14]	[15]	[16]
5*5	0.15	0.77	0.82	0.90	0.95	0.80
10*10	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	1.00
20*20	2.40	1.02	1.13	1.19	1.10	1.18
25*25	2.86	1.02	1.15	1.10	1.12	1.19
30*30	2.93	1.04	1.18	1.12	1.15	1.20

برای حالتی که چشمه فضای فاز قبل از Jaw ها قرار گیرد، با افزایش میدان میزان Scp تغییرات زیادی نشان می‌دهد و همخوانی بین داده‌های عملی [14-16] و شبیه‌سازی وجود ندارد. برای حالتی که چشمه فضای فاز بعد از Flattening

filter باشد درصد همخوانی ۹۰٪ است و با افزایش اندازه میدان تغییرات Scp خیلی جزئی است. برای حالتی که چشمه فضای فاز بعد از هدف تعریف شود، Scp با مقادیر اندازه‌گیری شده همخوانی بیشتری دارد. در نتیجه مقادیر محاسبه شده Scp با استفاده از فضای فاز با نتایج عملی ۹۵.۱٪ همخوانی دارد.

۳. نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه معرفی یک چشمه فضای فازی برای شتاب‌دهنده خطی Elekta مدل Compact بود. برای اینکار ابتدا هندسه شتاب‌دهنده خطی الکتا در مد فوتون و الکترون در حضور اجزاء مختلف آن با کد MCNPX شبیه‌سازی و چشمه فضای فازی که پارامترهای منبع فوتونی را تولید می‌کنند به عنوان منبع در فایل ورودی MCNPX استفاده شد. نتایج محاسبه ضریب پراکندگی کل (Scp) استخراج شده با این فضای فاز ۹۵.۱٪ با نتایج عملی همخوانی دارد. در نتیجه محققین می‌توانند نتایج دزیمتری شتاب‌دهنده را با استفاده از فضای فاز معرفی شده در زمان اجرای کمتر، دقت بالاتر و با خطای کمتر بررسی کنند.

۴. مراجع

- [1] Jemal, A., Bray, F., Center, M. M., Ferlay, J., Ward, E., & Forman, D. (2011). Global cancer statistics. *CA: a cancer journal for clinicians*, 61(2), 69-90.
- [2] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [3] Hejazi, P., HASHEMI, M. B., SHAHRIARI, M., & KAZEMNEJAD, A. (2007). Monte Carlo stimulation of the angular, radial and energy distribution of a medical linear accelerator using MCNP4C code. *Koomesh journal* ., 8(2), 101-110
- [4] Gholampourkashi, S., Cygler, J. E., Belec, J., Vujcic, M., & Heath, E. (2019). Monte Carlo and analytic modeling of an Elekta Infinity linac with Agility MLC: Investigating the significance of accurate model parameters for small radiation fields. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(1), 55-67.
- [5] Elmasri, K., Giadui, T., & Abugrain, S. (2012). Monte Carlo modeling of 6 MV photon beam produced by the elekta precise linear accelerator of Tripoli medical center using beamnrc/dosexynrc, Arab Conference on the Peaceful uses of Atomic Energy. Khartoum. INIS-SD--523, 23-27.
- [6]:apote, R., Jeraj, R., Ma, C. M., Rogers, D. W. O., Sánchez-Doblado, F., Sempau, J., ... & Siebers, J. V. (2006). *Phase-space database for external beam radiotherapy. Summary report of a consultants' meeting* (No. INDC (NDS)--0484). International Atomic Energy Agency



- [7] Martins, J. C., Saxena, R., Nepl, S., Alhazmi, A., Reiner, M., Veloza, S., ... & Parodi, K. (2019). Optimization of Phase Space files from clinical linear accelerators. *Physica Medica*, 64, 54-68.
- [8] Siebers, J. V., Keall, P. J., Libby, B., & Mohan, R. (1999). Comparison of EGS4 and MCNP4b Monte Carlo codes for generation of photon phase space distributions for a Varian 2100C. *Physics in Medicine & Biology*, 44(12), 3009.
- [9] Krim, D. E., Rrhioua, A., Zerfaoui, M., Bakari, D., Oulhouq, Y., & Bouta, M. (2019, December). Simulation of the patient-dependent part 6 MV Elekta linac photon beam using GATE. In *2019 International Conference on Intelligent Systems and Advanced Computing Sciences (ISACS)* (pp. 1-6). IEEE.
- [10] Bahreyni-Toosi, M. T., Nasser, S., Momenzhad, M., Hasanabadi, F., & Gholamhosseinian, H. (2014). Monte Carlo Simulation of a 6 MV X-Ray Beam for Open and Wedge Radiation Fields, Using GATE Code. *Journal of medical signals and sensors*, 4(4), 267.
- [11] Hendricks, J. S. (2003). *MCNPX model/table comparison* (No. LA--14030). Los Alamos National Lab. Edited by Lisa Rothrock, Group IM-1 Prepared by Tamara Hallman, Plus Group, USA
- [12] Sadoughi, H. R., Nasser, S., Momenzhad, M., Sadeghi, H. R., & Bahreyni-Toosi, M. H. (2014). A comparison between GATE and MCNPX Monte Carlo codes in simulation of medical linear accelerator. *Journal of medical signals and sensors*, 4(1), 10.
- [13] McLaughlin DJ. Energy spectra comparisons for matched clinical electron beams on Elekta linear accelerators using a permanent magnet spectrometer. Masters Thesis. Louisiana State University, Baton Rouge, LA; 2013.
- [14] Jelen, U., Dong, B., Begg, J., Roberts, N., Whelan, B., Keall, P., & Liney, G. (2020). Dosimetric Optimization and Commissioning of a High Field Inline MRI-Linac. *Frontiers in Oncology*, 10, 136.
- [15] Patil, D. B., & Zope, M. K. (2019). A Dosimetric Characterization of an Elekta Synergy Platform Linear Accelerator. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*. 18 (5) 40-46 .
- [16] Al Mashud, M. A., Tariquzzaman, M., Alam, M. J., & Zakaria, G. A. (2017). Photon beam commissioning of an Elekta Synergy linear accelerator. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 23(4), 115-119.