

بررسی تأثیر گستردگی طیف انرژی الکترون‌ها در دُز جذب شده در بافت

مهدی سلیمانی^۱، پرویز زبیده^{۲*}

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران

۲. استادیار، گروه فیزیک، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۹/۱۵؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۱/۰۵)

چکیده

الکترون‌تراپی یک روش درمانی تومورهای مغزی است که در این روش دُز جذبی وابستگی بالایی به انرژی دارد. هدف از انجام این بررسی میزان وابستگی دُز به انرژی است به این منظور ابتدا با استفاده از کد MCNP برنامه یک فانتوم تمام بدن ساده بر اساس استانداردهای موجود شبیه سازی شد و از آنجا که هر مدل فانتوم با یک اسم خاص توسط نویسنده آن معرفی می شود در این مطالعه فانتوم را MAS نامگذاری نموده ایم. برای فانتوم یادشده بطور نهایی دو بافت در نظر گرفته شده، یک بافت استخوانی که بر اساس استاندارد^۱ ICRU46 (کمیسون اندازه گیری واحدهای تابش و اندازه گیری) در دو دست، دو پا، قفسه سینه و جمجمه تعریف می شود و بافت نرم که از جنس آب معادل سازی شده است. سپس یک چشمه الکترونی به صورت یک باریکه با مقطع دیسک طراحی نموده ایم که شعاع آن ۵ سانتی متر بوده و در فاصله ۵۰ سانتی متری از سر بیمار با انرژی 10MeV قرار گرفته است، لذا میزان دز جذب شده و آسیب وارد شده به بافت سالم قابل اندازه گیری استدر مرحله بعد انرژی باریکه به 5MeV تغییر داده و نتایج مجدد بررسی گردیده است. نمودار لگاریتمی غیرخطی دز بدست آمده نشان می دهد در انرژی پایین تر (5 MeV) دز کمتری جذب شده است البته این مهم بستگی به اندازه و محل تومور هم دارد ولی می توان گفت در پرتو الکترونی با انرژی 5 MeV نسبت به انرژی 10 MeV بافت سالم کمتر آسیب می بیند. همچنین نمودار خطی نشان می دهد امکان درمان برای تومورهای سطحی با انرژی (5 MeV) بیشتر می باشد. همچنین در مقایسه توزیع دُز فوتون و الکترون، همان طور که تصاویر دو بعدی و سه بعدی مشاهده می شود نواحی که دُز به صورت بیشینه می باشد بصورت قله در آمده اند و جذب انرژی بیشتری نسبت به سایر نقاط انجام شده است و در نقاط دیگر با رنگ‌های زرد، سبز و آبی به ترتیب از مقدار دُز کاسته شده است. نقاط قرمز نشان می دهند در آن نواحی تومور بهتر درمان می شود و در نقاط آبی، سبز و زرد به ترتیب آسیب کمتری به بافت سالم وارد می شود.

کلیدواژگان

الکترون درمانی، دُز، فانتوم، MCNP.

* نویسنده مسئول، رایانامه: Pzobdeh@yahoo.com



مقدمه

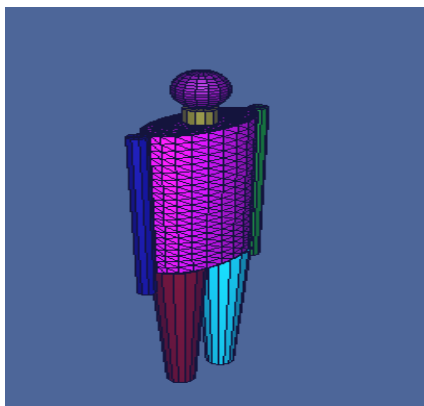
در این پژوهش فانتوم تمام بدن انسان توسط برنامه MCNP طراحی شده است که جنس آن با تعریف ساده ای از دونوع بافت نرم (آب به عنوان معادل بافت نرم) و بافت سخت (بافت استخوانی) در نظر گرفته شده است. تابش از طریق باریکه الکترونی و فوتونی (به صورت مجزا) با انرژی 5 MeV و یکباردیگر با انرژی 10MeV به سرفانتوم شبیه سازی شده است. نتیجه پرتو دهی را در یک مجموعه سلول‌ها در مسیر خطی از جمجمه و مغز مورد بررسی قرار گرفته و میزان آسیب دیدگی بافت سالم و نحوه دریافت دز توسط بافت تومور مورد تحلیل قرار گرفت و مقایسه ای در انرژی‌های بکارگرفته شده باریکه انجام شد. بررسی میزان شار فوتون و الکترون برای کل مغز صورت گرفته و با استفاده از نمودارهای دوبعدی و سه بعدی حاصل مکان حداکثر دز تخلیه شده مشخص گردید. [۱،۲،۳،۴،۵،۸]

طراحی فانتوم

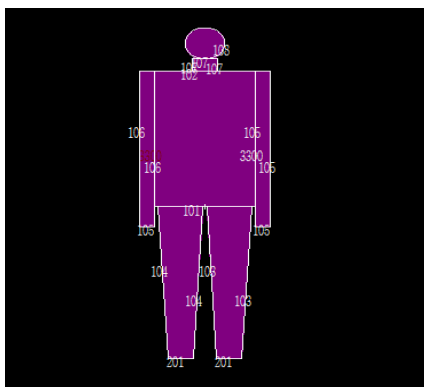
کد MCNPX یکی از قویترین کدهای محاسباتی هسته ای است که بر اساس روش مونت کارلو می باشد. این کد در طراحی نوترونی راکتورهای هسته ای و بررسی ایمنی آنها، محاسبات مصرف سوخت، طراحی آشکارسازها، طراحی هدف در شتاب دهنده ها، پرتو پزشکی و ... کاربردهای بسیاری دارد. این کد برای اولین بار در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس، تحت عنوان MCS، تهیه شد و در سال ۱۹۷۷ برای اولین بار با نام MCNP ارائه گردید و در ادامه نسخه های 4A و 4B، که تنها ذرات نوترون و فوتون را در نظر می گرفت، ارائه شد. در سال ۲۰۰۰ ذره الکترون به نسخه قبلی آن اضافه گردید و با نام MCNP4C به بازار آمد. بعد از آن نسخه های x، 5 و 6 ارائه گردید که

دارای قابلیت های فراوانی می باشند، از جمله اینکه می توان حداقل ۳۵ نوع ذره مختلف را در آنها در نظر گرفت. [۱۲]

برای استفاده از این کد بایستی یک فایل ورودی با ساختار مشخص شامل اطلاعات مسئله شامل هندسه، مواد، چشمه، نوع خروجی و غیره تهیه گردد. کد با در نظر گرفتن اطلاعات فایل ورودی و استفاده از کتابخانه سطح مقطع ها، مسئله را حل و نتایج را در یک فایل خروجی تولید می کند. با استفاده از کدهای موجود در نرم افزار MCNP، برنامه مربوط به فانتوم ساده تمام بدن انسان که متشکل از اجزاء سر، گردن، تنه، دست و پا می باشد را می نویسیم پس از اجراء نمودن برنامه فانتوم مورد نظر را مشاهده می نمائیم. (شکل ۱ و ۲) لازم به ذکر است از آنجا که نام هر فانتوم توسط نویسنده آن معرفی میشود، فانتوم مورد بحث را با نام اختصاری "MAS" معرفی می نمائیم.



شکل ۱- نمایش فانتوم MAS در برنامه VISUAL_EDITOR

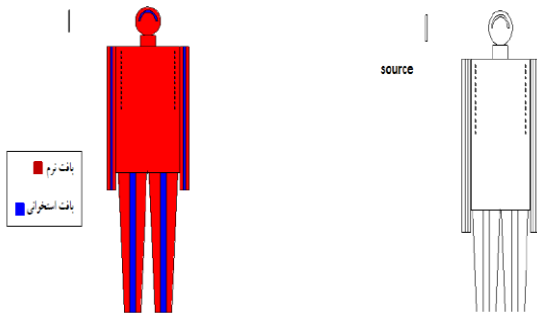


شکل ۲- نمایش فانتوم MAS در برنامه MCNP



اضافه نمودن بافت به فانتوم MAS

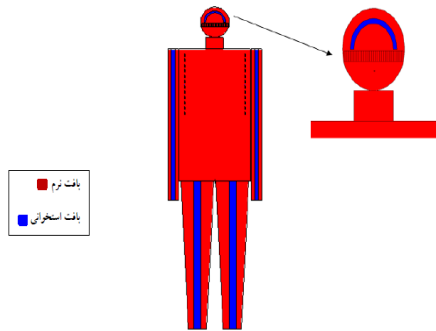
برای فانتوم MAS دو بافت در نظر گرفته شده است. یک بافت سخت (بافت استخوانی) که در دو دست، دو پا، قفسه سینه و جمجمه سر تعریف می‌شود (شکل ۳ و ۴) که بر اساس استاندارد ICRU46 می‌باشد و بقیه فانتوم MAS را معادل بافت نرم از جنس آب در نظر می‌گیریم. لازم به ذکر است ICRU کمیسیون اندازه‌گیری واحدهای تابش و اندازه‌گیری می‌باشد.



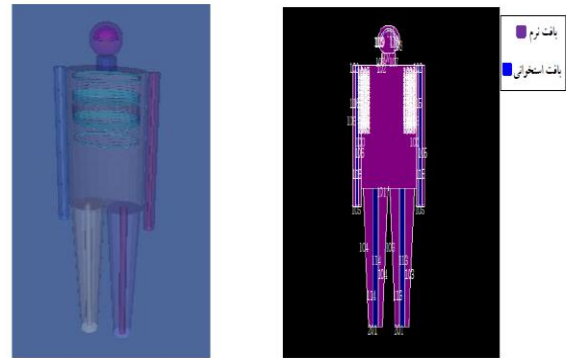
شکل ۵- نمایش فانتوم MAS در برنامه VISUAL_EDITOR

شکل ۶- نمایش فانتوم MAS در برنامه VISUAL-EDITOR

خروجی و نتایج و نمودارهای دز جذب شده:



شکل ۷- نمایش فانتوم MAS در برنامه VISUAL_EDITOR

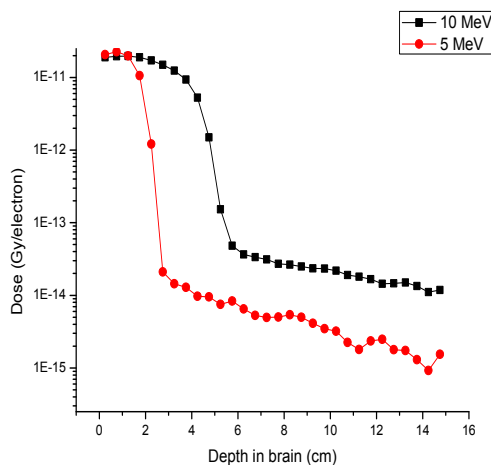


شکل ۳- نمایش فانتوم MAS در برنامه MCNP

شکل ۴- نمایش فانتوم MAS در برنامه VISUAL_EDITOR

طراحی چشمه برای فانتوم MAS

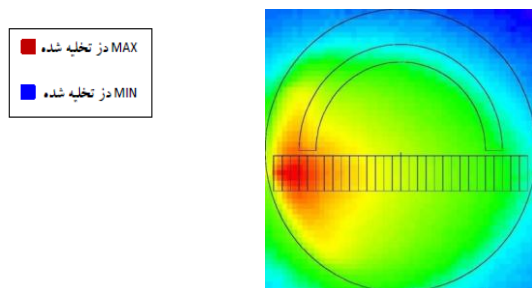
در این پژوهش ابتدا باریکه الکترونی با مقطع یا دیسک با شعاع ۵ سانتی متری در فاصله ۵۰ سانتی متری از سر بیمار با انرژی ۱۰ MeV در نظر گرفته شد (شکل ۶ و شکل ۵). در ادامه انرژی باریکه به مقدار ۵ MeV تغییر داده شد و مقایسه دز جذب شده و میزان آسیب بافت سالم مورد تحلیل قرار گرفت. جهت ذرات به سمت محور ایکس در نظر گرفته شده است. یک دسته پرتو موازی با محور x توسط باریکه الکترونی طراحی شده به سر بیمار تابانده می‌شود. [۱۱، ۷، ۶]



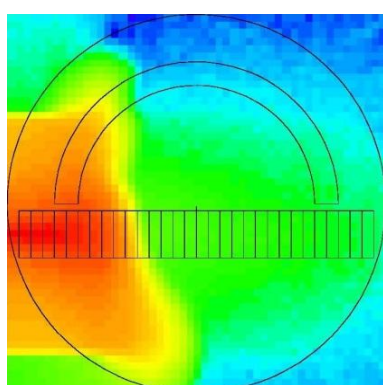
شکل ۸- الف- نمودار لگاریتمی از دز جذب شده

1. International Commission on Radiation Units and Measurements

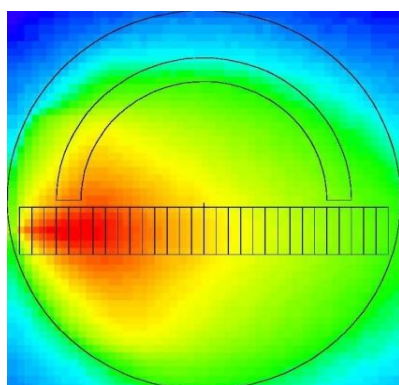




شکل ۱۰- نمایش دو بعدی شار فوتون در صفحه Y در قسمت سر فانتوم با انرژی 5MeV

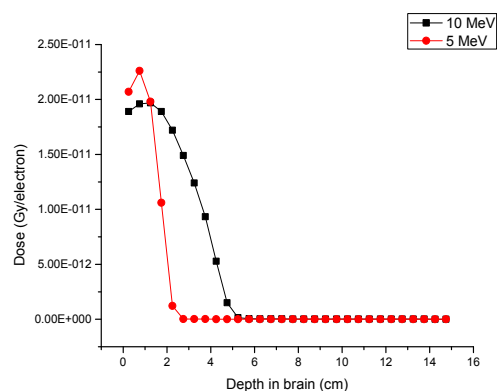


شکل ۱۱- نمایش دو بعدی شار الکترون در صفحه Y در قسمت سر فانتوم با انرژی 10MeV



شکل ۱۲- نمایش دو بعدی شار فوتون در صفحه Y در قسمت سر فانتوم با انرژی 10MeV

نتایج نشان می‌دهد در نقاط قرمز رنگ (اشکال ۹ و ۱۰ و ۱۱ و ۱۲) تخلیه دز بیشتری صورت گرفته و اگر تومور در این ناحیه قرار داشته باشد بیشترین دز را جذب می‌کند و درمان تومور در این نواحی امکانپذیر می‌باشد و نواحی زرد، سبز و آبی رنگ به ترتیب شدت دز در آن کاسته شده و لذا بافت‌های آن نواحی آسیب

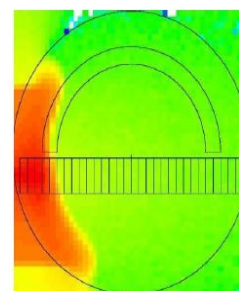


شکل ۸- ب- نمودار خطی از دز جذب شده

در بررسی نمودارهای شکل ۸، نمودار لگاریتمی بوضوح نشان می‌دهد در انرژی پایین تر سطح متوسط دُز جذب شده کمتر بوده، و لذا در پرتو دمی الکترونی با انرژی (5MeV) انتظار می‌رود بتوان آسیب بافت سالم در عمق را کنترل نمود. همچنین نمودار خطی نشان می‌دهد امکان درمان تومور سطحی با انرژی (5MeV) بیشتر است. [۹]

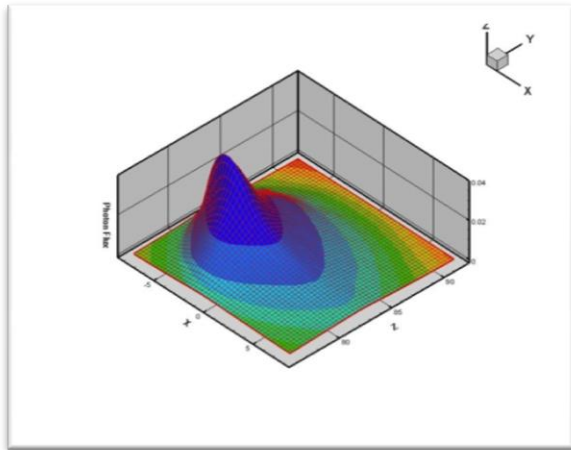
توزیع دو بعدی شار فوتون و شار الکترون:

نمودار توزیع دو بعدی شار فوتونی و الکترونی در قسمت سر فانتوم بترتیب در شکل‌های ۹ الی ۱۲ ارائه شده است. این بررسی در مقطع یک سطح مشابه در راستای محور Y صورت گرفته است. در واقع سطحی که چشمه را قطع می‌کند. بررسی انجام شده در دو انرژی 5MeV و 10MeV از یافته‌های MCNPX صورت گرفته است.



شکل ۹- نمایش دو بعدی شار الکترون در صفحه Y در قسمت سر فانتوم با انرژی 5MeV

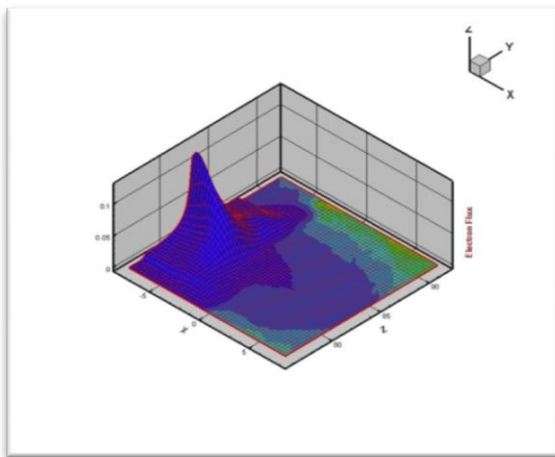




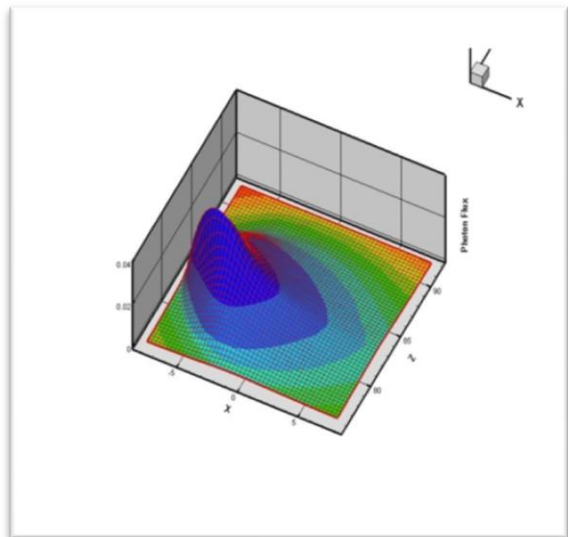
شکل ۱۵- توزیع سه بعدی شار الکترون در انرژی 10MeV

کمتری می بیند که میتواند طراحی بهتر مقدار جذب دز را حتی به کمترین مقدار رساند. و همچنین از مقایسه اشکال مربوط به شار بیشینه الکترون (نمایش دز مربوط به الکترون) (شکل ۹ و شکل ۱۱) مشاهده می شود الکترون با انرژی 10MeV نفوذ بیشتری داشته است. [۱۰]

نمودارهای سه بعدی توزیع شار فوتون و الکترون در انرژی‌های 5MeV و 10MeV:



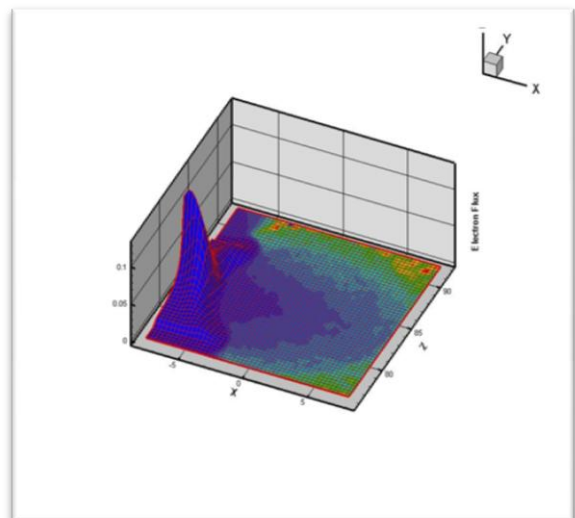
شکل ۱۶- توزیع سه بعدی شار فوتون در انرژی 10MeV



شکل ۱۳- توزیع سه بعدی شار الکترون در انرژی 5MeV

در تحلیل شکل های فوق مشاهده می شود نقاطی که به صورت قله به نمایش در آمده تخلیه دز بیشتری در آن نواحی صورت گرفته و در صورت درگیری این نواحی با بافت توموری نتایج درمان موثر خواهد بود. نواحی دامنه ای شدت دز کاسته می شود. اگر تومور در مکان های تخلیه دز بالا قرار گرفته باشد درمان بهتر صورت می پذیرد و جذب دز بالاتر خواهد بود. لازم به ذکر است ناهمگنی که در سمت راست قله های نمودار مشاهده می شود ناشی از قرار گرفتن بافت مجامه می باشد. (شکل ۱۳ و ۱۴ و ۱۵ و ۱۶)

در مجموع از مقایسه بررسی نتایج حاصل از تابش باریکه الکترون و فوتون با انرژی یکسان نتیجه می شود



شکل ۱۴- توزیع سه بعدی شار فوتون در انرژی 5MeV



لگاریتمی مشخص شده است که در انرژی پایین تر در عمق کم دُز بیشتری وارد نموده و هر چه به عمق می رویم از شدت دُز کاسته می شود و در نمودار خطی هم این مطلب به وضوح قابل مشاهده می باشد که در انرژی پایین تر برای نواحی عمیق تر، شدت دُز به شدت کاسته شده است برای درمان تومورهای سطحی بررسی ها نشان داد انرژی 5MeV بهتر جواب می دهد و بافت سالم کمتر آسیب می بیند و تخلیه دُز بیشتر انجام می شود. همچنین درمقایسه توزیع دز فوتون و الکترون با انرژی یکسان نتایج حاکی از این مطلب است که کهنواحی جذبانرژی فوتونیوسعت بیشتری داشته درحالی که انرژی تحویل داده شده توسط باریکه الکترونی به صورت بیشینه هایی تیز بوده که بیان گر جمع شدگی و تحویل موضعی انرژی در یک ناحیه می باشد.

این است کهنواحی جذب فوتون وسعت بیشتری داشته (شکل ۱۴ و ۱۶) درحالی که این جذب برای الکترون به صورت قله های تیز است (شکل ۱۳ و ۱۵) که بیان گر جمع شدگی و تخلیه دز در یک ناحیه برای الکترون می باشد.

نتیجه گیری

درتابش الکترون با انرژی پایین تر یعنی انرژی 5MeV دُزمتوسط ونسبی جذبکمتری رانشان می دهد(نمودار لگاریتمی)ومی توان گفت آسیب عمقی بافت سالم به نحو چشمگیری کاهش یافته یا به عبارتی در پرتو دهی الکترونی با انرژی 5MeV در مقایسه با 10MeV بافت سالم کمتر آسیب می بیند. ازطرفی نمودار خطی جذب دز نشان می دهدکه امکان درمان برای تومورهای سطحی با انرژی 5MeV بیشتر می باشد. از مقایسه دو نمودار انرژی، در نمودار



منابع و مأخذ

1. AIRD, E.G., WILLIAMS, J.R., REMBOWSKA, A. "Brachytherapy", Radiotherapy Physics (WILLIAMS, J.R., THWAITES, D.I., Eds), Oxford Univ. Press, Oxford (2000).
2. AAPM protocol for 40 – 300 k V x- ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology, Task Group 61, Med. Phys. 28 (2001).
3. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, AAPM Task Group 23 Report, American Institute of Physics, New York (1995).
4. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna (1979).
5. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).
6. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as Used in Radiotherapy, IEC 60731, IEC, Geneva (2001).
7. JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J. R., The Physics of Radiology.
8. KHAN, F. M., The Physics of Radiation Therapy, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD (2003).
9. KLEVENHAGEN, S.C., Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams, Medical Physics Publishing, Madison, WI (1993).
10. Pollock, B.B.; Clayton, C.E.; Ralph, J.E.; Albert, F.; Davidson, A.; Divol, L.; Filip, C.; Glenzer, S.H.; Herpoldt, K.; Lu, W.; et al. Demonstration of a narrow energy spread, similar to ~0.5 GeV electron beam from a two – stage laser wakefield accelerator. Phys. Rev. Lett. 2011, 107, doi: 10.1103/PhysRevLett. 107. 045001.
11. C. Leroy and P. Rancoita, principles of radiation interaction in matter and detection, world scientific (2004).

۱۲. کاسه ساز (ی)، حسن زاده (م)، ۱۳۹۴، آموزش کد MCNP، مرکز آموزش و توسعه کدهای محاسباتی، تهران، یاسر کاسه ساز، ۳۱۱ صفحه.

