



ارزیابی درصد دز جذبی ارگان های حساس در درمان تومورهای سر و گردن به روش MCNPX و رادیوتراپی توسط کد BNCT

بحرالعلوم، میلاد*^(۱) - خالدی، نوید^(۲) - محمدی، عقیل^(۳)

^۱گروه مهندسی هسته ای، مهندسی پرتویزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

^۲انسیتو پرتویزشکی نوین، تهران

^۳دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک (پلی تکنیک تهران)، تهران

چکیده:

با توجه به هدف مطالعه به شبیه سازی چشمه های نوترونی و فوتونی همچنین طراحی و شبیه سازی فانتوم سر و گردن MIRD همراه تومور با غلظت 65 ppm بور پرداخته شد. در این مطالعه با در نظر گرفتن BSA مناسب برای چشمه Cf₂₅₂ به منظور دستیابی به طیف انرژی نوترونی مناسب برای BNCT و طراحی چشمه شتابدهنده خطی varian 6MV به صورت نقطه ای به عنوان چشمه رادیوتراپی، دز جذبی تیروئید و نخاع در حین درمان تومور سر و گردن با استفاده از کد MCNPX در دو روش BNCT و رادیوتراپی محاسبه شد. درصد دز جذبی ارگان های تیروئید و نخاع نسبت به تومور در روش BNCT به ترتیب 6,791 و 20,624 و در روش رادیوتراپی 4,003 و 6,280 محاسبه گردید.

کلمات کلیدی: دزیمتری، رادیوتراپی، BNCT، MCNPX

Evaluation of the absorbed dose rate of sensitive of organ in treatment of head and neck tumors by BNCT method and radiotherapy using MCNPX code

Bahrololoum, Milad^{1,3}; Khaledy, Navid²; Mohammadi, Aghil³

¹Department of Medical Radiation engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad university, Tehran, Iran

²Novin Medical Radiation Instituti, Tehran

³Department of Energy engineering and Physic, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran

Abstract:

Regarding the purpose of studying simulation of neutron and photon sources and also design and simulation of phantom of head and neck MIRD with tumor with a concentration of 65ppm boron was studied. In this study considering adequate BSA for the source of Cf₂₅₂, in order to achieve a suitable energy spectrum for BNCT and design of a linear accelerator source varian 6MV as a point as the source of radiotherapy thyroid and spinal cord absorbing dose during the treatment of tumor of head and neck using the code MCNPX in two ways of BNCT and Radiotherapy was calculated. Percentage of absorbed dose by thyroid and spinal organs relative to the tumor in BNCT were calculate 6.791 and 20.624 and in radiotherapy 4.003 and 6.280 respectively.

Key word: dosimetry, radiotherapy, BNCT, MCNPX

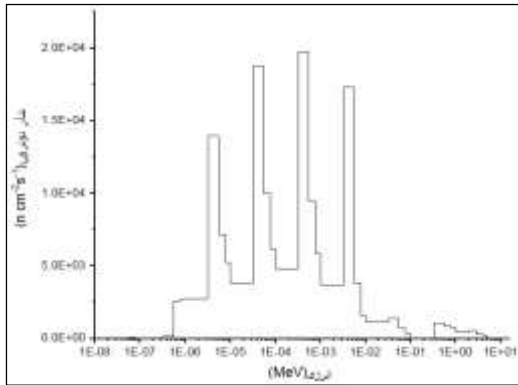


مقدمه :

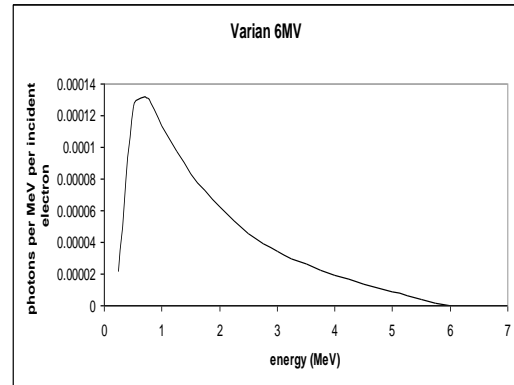
پرتو درمانی علاوه بر از بین بردن سلول های سرطانی به بافت های سالم نیز آسیب رسانده و عملکرد ارگان های حساس را تحت تاثیر قرار می دهد. هر یک از ارگان های میزان تحمل خاصی در برابر پرتو داشته و در صورتی که بیشتر از حد مجاز دز دریافت کنند ، از لحاظ عملکردی دچار اختلال می شوند. با توجه به آسیب های جانبی ، پرتو درمانی باید به گونه ای انجام شود که بافت ها و ارگان های حساس حداقل دز را دریافت نموده و در عین حال دز کافی به تومور برسد [۲،۱]. نوترون تراپی با بور یا BNCT نیز یک روش پیشرفته برای درمان تومور های مغزی است که اساس آن نشاندار کردن سلول های سرطانی با بور ۱۰ و پرتو دهی منطقه تومور با نوترون های با انرژی و شدت مناسب است. واکنش $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ به عنوان واکنش اصلی BNCT در سال ۱۹۳۵ توسط تیلور مطرح شد [۳]. ذرات آلفا و لیتیوم تولید شده ذراتی با انتقال خطی انرژی (LET) بالا هستند که با آزاد کردن انرژی جنبشی خود در سلول های تومور باعث نابودی آنها میشود [۴]. در سال ۱۹۳۶ امکان استفاده از این واکنش برای نابودی سلول های سرطانی توسط لاجر پیشنهاد شد [۵]. اخیراً مطالعات گسترده ای در زمینه ایجاد باریکه نوترونی مناسب برای نوترون درمانی با استفاده از چشمه Cf_{252} انجام شده است. در این تحقیق نشان داده شده است که با یک BSA مناسب شامل کند کننده، بازتابنده ، موازی کننده و فیلترهای مناسب می توان طیف انرژی نوترون در محدوده BNCT را بدست آورد [۶]. در این مقاله با در نظر گرفتن فانتوم سر و گردن MIRD همراه تومور به عنوان مرجع ، به دزیمتری تومور، تیروئید و نخاع در فانتوم طراحی شده در دو روش درمانی BNCT و رادیوتراپی با استفاده از کد MCNPX پرداخته شده است.

روش کار :

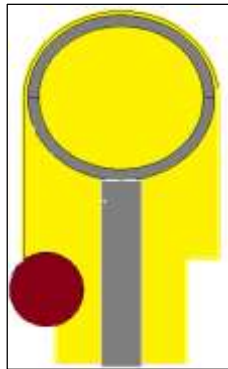
یکی از چالش های این تحقیق، مربوط به شبیه سازی هندسه دستگاه شتابدهنده خطی بود که برای انجام آن، نیاز به داشتن مشخصات کامل هندسی و خواص مواد بکار رفته در اجزای داخلی سر ماشین شامل کولیماتورها، فیلترهای صاف کننده و ... بود. با توجه به در دسترس نبودن اطلاعات ، بجای شبیه سازی سر دستگاه ، از یک چشمه نقطه ای برای تابش فوتونها استفاده شد ، و طیف انرژی این فوتونها از مرجع [۷] استخراج شد. شکل (۱) طیف انرژی فوتون مربوط به شتابدهنده خطی varian 6MV ، که در این تحقیق به عنوان چشمه رادیوتراپی بکار رفته ، و شکل (۲) طیف انرژی نوترون حاصل از BSA طراحی شده برای چشمه Cf_{252} که به عنوان چشمه BNCT در نظر گرفته شده است [۶] نشان داده می شود. نوع فانتوم انتخاب شده برای این پژوهش فانتوم بالغ استاندارد MIRD است. با توجه به هدف مورد بررسی ، فقط قسمت سر و گردن این فانتوم همراه یک تومور به شعاع ۳ سانتی متر تعریف شد که در شکل (۳) نشان داده می شود. غلظت بور در بافت سالم و تومور به ترتیب صفر و ۶۵ ppm تعریف شد [۸]. جنس ارگان های مختلف بر اساس استاندارد ICRU 46 در نظر گرفته شده است [۹]. محاسبات دزیمتری در فانتوم ، با چشمه رادیوتراپی با $\text{SSD}=100$ و میدان $(6\times 6\text{cm})$



شکل (۲) طیف انرژی نوترون حاصل از BSA طراحی شده برای چشمه ^{252}Cf [۶].



شکل (۱) طیف انرژی فوتون مربوط به شتابدهنده خطی varian 6MV [۷].



شکل (۳) فانتوم سر و گردن MIRD همراه تومور به شعاع ۳cm.

و در روش BNCT تومور مماس بر سطح خروجی BSA به شعاع ۷cm، که در دو حالت از زاویه لترال برای تابش دهی استفاده شد انجام گردید. درصد دز جذبی ارگان‌های تومور، تیروئید و نخاع در هر دو حالت مورد محاسبه قرار گرفتند. دز ناشی از گاما به کمک کارت F6، محاسبه شد. در روش BNCT دز جذبی شامل دز ناشی از نوترون، گاما و واکنش بور-۱۰ می باشد که باید هر یک از آنها را بطور جداگانه محاسبه نمود. دز ناشی از واکنش نوترون با بور-۱۰ با استفاده از ضرایب شار به دز و به کمک کارت های F4/DE4/DF4 محاسبه گردید. دز معادل در هر عضو (H_T)، برابر مجموع این سه مؤلفه دز با در نظر گرفتن ضریب وزنی مناسب طبق رابطه (۱) است.

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (1)$$

که $D_{T,R}$ متوسط دز جذب شده در بافت T ناشی از پرتو R می باشد. طبق استاندارد ICRP 103 [۱۰]، ضریب وزنی پرتوی گاما برابر یک و ضریب وزنی نوترون به صورت یک تابع پیوسته، وابسته به انرژی نوترون طبق رابطه (۲) می باشد [۷].



$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[Ln(E_n)]^2/6} & E_n < 1MeV \\ 5.0 + 17.0e^{-[Ln(2E_n)]^2/6} & 1MeV < E_n < 50MeV \end{cases} \quad (2)$$

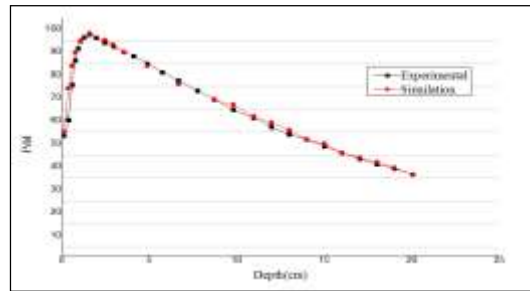
برای در نظر گرفتن این تابع پیوسته به عنوان ضریب وزنی نوترون، از کارت های DE6/DF6 استفاده شد. ذرات حاصل از شکافت بور-۱۰ شامل لیتیوم و آلفا هستند که ضریب وزنی پرتو برای این ذرات، طبق استاندارد ICRP 103 برابر ۲۰ است که به عنوان ضریب وزنی دز ناشی از این واکنش در نظر گرفته شد. طبق استاندارد آژانس بین المللی انرژی اتمی [۱۱]، دز بیولوژیکی به صورت مجموع دز ناشی از نوترون های حرارتی (D_{th})، نوترون های سریع (D_f)، گاما (D_γ) و دز ناشی از واکنش بور-۱۰ (D_B) و با در نظر گرفتن ضریب بیولوژیکی (RBE) مناسب برای هر یک تعریف می شود. رابطه (۳).

$$D_{total} = (RBE_B \times D_B) + (RBE_{th} \times D_{th}) + (RBE_f \times D_f) + (RBE_\gamma \times D_\gamma) \quad (3)$$

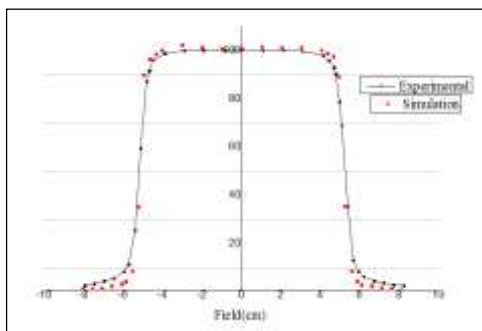
ضریب بیولوژیکی برای نوترون های حرارتی و سریع ۳٫۲، برای گاما ۱ و برای بور-۱۰ در تومور برابر ۳٫۸ و در بافت سالم ۱٫۳ گزارش شده است [۱۱]. جهت محاسبه توزیع دز، از محاسبات مش تالی استفاده شد. از مش تالی نوع یک جهت محاسبه شار فوتون و نوترون و نیز مولفه های مختلف دز استفاده شد. دستور flux جهت محاسبه شار و دستور dose نشان دهنده کمیت مورد نظر جهت محاسبه و عدد n مربوط به فراخوانی توابع تبدیل شار به دز می باشد که با کارت MSHMFn تعریف شدند. همچنین از کارت ERGSHn که معرف بازه انرژی مورد نظر جهت محاسبه شار در آن بازه می باشد نیز استفاده شد. توزیع شار نیز می تواند معیاری جهت ارزیابی شرایط درمان باشد.

نتایج :

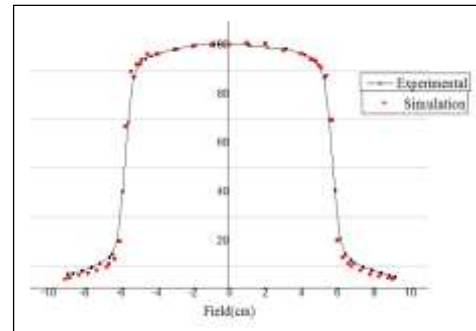
همانطور که گفته شد بدلیل در دسترس نبودن اطلاعات مربوط به شتابدهنده خطی varian 6MV در این شبیه سازی، چشمه بصورت نقطه ای تعریف شد. شکل (۴) درصد دز عمقی با $SSD=100$ و شکل های (۵ و ۶) پروفایل پرتو را در میدان باز 10×10 cm در عمق های ۱۰ cm و ۵ با $SSD=100$ نشان میدهد که با نتایج بدست آمده بصورت عملی [۷] اعتبارسنجی شده است. جدول (۱) مولفه های مختلف دز در تومور، تیروئید و نخاع و جدول (۲) مولفه های مختلف دز به تفکیک در تومور در روش BNCT را نشان می دهد. جدول (۳) نیز درصد دز جذبی ارگان های مذکور در روش رادیوتراپی و BNCT نشان داده می شود. در شکل (۷) درصد کلی دز جذبی ناشی از همه ی مولفه های دز در تیروئید و نخاع نسبت به تومور در دو روش درمانی مذکور با یکدیگر مقایسه شده است. در شکل (۸) و (۹) مش تالی های مربوط به مولفه های مختلف دز در دو روش BNCT و رادیوتراپی در مقطع عرضی فانتوم نیز نشان داده شده است.



شکل (۴) درصد دز عمقی، شبیه سازی و اندازه گیری (Mean Dose $\pm 0/5\%$) عملی در میدان باز.



شکل (۶) منحنی پروفایل پرتو، شبیه سازی و اندازه گیری عملی (Mean Dose $\pm 0/5\%$) در میدان باز (10x10cm) در عمق 15cm



شکل (۵) منحنی پروفایل پرتو، شبیه سازی و اندازه گیری عملی (Mean Dose $\pm 0/5\%$) در میدان باز (10x10cm) در عمق 5cm

جدول (۱) مقدار مولفه های مختلف دز در تومور، تیروئید و نخاع در فانتوم استاندارد (Gy/s)

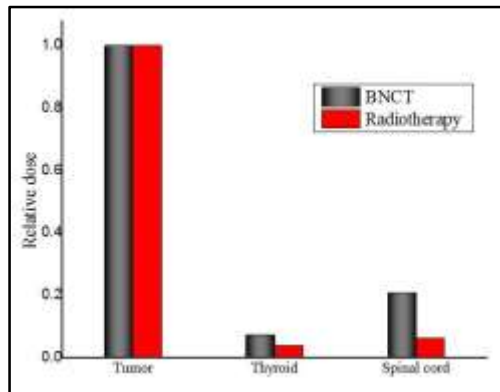
Organ	Neutron	Gamma	Total
Tumor	25.22E-07	3.36E-07	28.6E-07
Thyroid	1.21E-07	0.87E-07	2.08E-07
Spinal cord	4.49E-07	1.50E-07	5.99E-07

جدول (۲) مقدار مولفه های مختلف دز به تفکیک در تومور در فانتوم استاندارد (Gy/s)

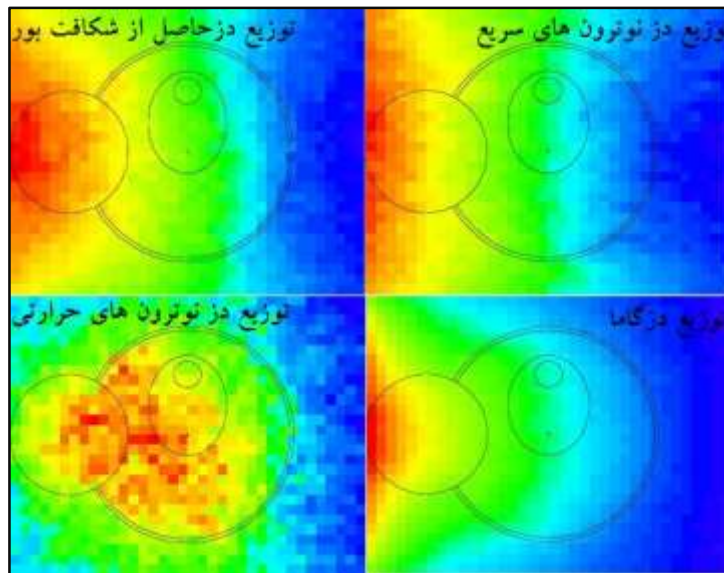
	Boron (65ppm)	Thermal	Fast	Gamma	Total
Tumor	22.72E-07	1.21E-08	2.38E-07	3.36E-07	28.6E-7

جدول (۳) درصد دز جذبی ارگان های تومور، تیروئید و نخاع در روش BNCT و رادیوتراپی

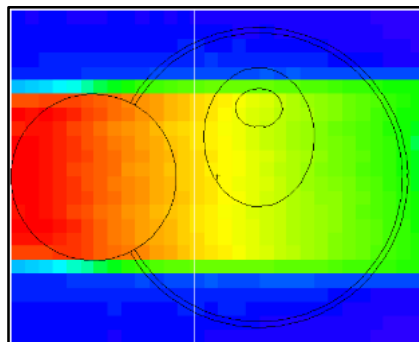
	Tomur	Spinal cord	Thyroid
BNCT	100	20.624	6.791
Radiotherapy	100	6.280	4.003



شکل (۷) مقایسه درصد دز جذبی تیروئید و نخاع نسبت به تومور در دو روش BNCT و رادیوتراپی.



شکل (۸) نحوه توزیع مولفه های مختلف دز حاصل از چشمه BNCT در مقطع عرضی فانتوم.



شکل (۹) نحوه توزیع دز فوتون حاصل از چشمه 6MV varian در مقطع عرضی فانتوم.



بحث و نتیجه گیری :

در این پژوهش به کمک کد MCNPX، با در نظر گرفتن فانتوم سر و گردن MIRD به همراه تومور به دزیمتری تومور، تیروئید و نخاع که با چشمه ی رادیوتراپی و BNCT تابش دهی شدند پرداخته شد. نتایج دزیمتری در فانتوم استاندارد که یک بار با چشمه BNCT و بار دیگر با چشمه رادیوتراپی (varian 6MV) به منظور مقایسه درصد دز جذبی ارگان های حساس در درمان تومورهای سر و گردن انجام شد نشان می دهد که درصد دز جذبی تیروئید و نخاع در روش درمانی BNCT نسبت به رادیوتراپی بیشتر است. یکی از دلایل این افزایش دز در روش BNCT نسبت به رادیوتراپی بزرگتر بودن قطر بیم خروجی نسبت به رادیوتراپی می باشد. کمتر بودن قدرت نفوذ فوتون نسبت به نوترون از بافت سخت مثل استخوان می تواند دلیلی برای کاهش نسبی دز نخاع در روش رادیوتراپی نسبت به BNCT باشد. همچنین می توان با یک طراحی درمان مناسب تر مثل تغییر زاویه تابش دهی، تغییر در قطر بیم خروجی، میزان دز جذبی ارگان های سالم در خطر را در روش BNCT به مقدار قابل توجهی کاهش داد.

تشکر و قدردانی :

سپاس فراوان از جناب آقای دکتر کاسه ساز بخاطر راهنمایی های بی دریغشان.

مراجع :

- [1] Khan F, Gerbi B. Treatment Planning in Radiation Oncology. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- [2] Minniti G, Clarke E, Lanzetta G, Osti MF, Trasimeni G, Bozzao A, et al. Stere-otactic radiosurgery for brain metastases: analysis of outcome and risk of brain radi-oncrosis. Radiat Oncol. 2011; 6:48-57.
- [3] Taylor H J, Goldhaber M , Nature (Lond.) ,135,pp 341- 348, 1935.
- [4] R.L.Moss, et al," The requirement and development of neutron beams for neutron capture(1997) therapy of brain cancer", Journal of Neuro-oncology, Vol.33 ,pp. 27-40.
- [5] G.Locher, "Biological effects and therapeutic possibilities of nutroens, " American Journal of Roentgenol Vol.33 pp. 1-13 (1936).
- [6] بحرالعلوم، میلاد؛ خالدی، نوید؛ محمدی، عقیل؛ "بهبود سازی ساختار شکل دهنده پرتو نوترونی با استفاده از چشمه کالیفرنیم در نوترون درمانی"، کنفرانس فیزیک ایران، یزد، دانشگاه یزد، ۶۴۴-۶۴۲ (۱۳۹۶)
- [7] Daryoush Sheikh-bagheri and D.W.O.rogers , Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code , Medical Physics ,2002 , 391-402.
- [8] جراحی، حسین؛ کاسه ساز، یاسر؛ صالح کوتاهی، سید محسن؛ "ارزیابی دز موثر برای درمان تومور مغزی BNCT با باریکه نوترونی راکتور تهران با استفاده از فانتوم MIRD"، بیست و دومین کنفرانس هسته ای، یزد، دانشگاه یزد، ۵-۱ (۱۳۹۴)
- [9] ICRU, P. (1992). "Neutron Interaction Data for Body Tissues." ICRU Report 46.
- [10] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- [11] IAEA-TECDOC-1223 (2001). "Current status of neutron capture therapy ".