



محاسبه دز و شار ناشی از فوتونوترونها در شتابدهنده خطی پزشکی به وسیله کد FLUKA

اشرفی نیا، محمد^(۱) - حدادی، اصغر*^(۱) - سرداری، داریوش^(۱) - سعیدزاده، الهام^(۱)

۱- دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی پرتو پزشکی، تهران، ایران

چکیده:

آلودگی نوترونی در شتابدهنده های خطی به دلیل اثر بیولوژیکی بالای نوترون یکی از نگرانی ها در پرتودرمانی است. در این پژوهش شبیه سازی کامل سر شتابدهنده دستگاه Varian Clinac 2100 و بررسی شار و دز نوترون توسط کد FLUKA انجام شده است. نتایج نشان می دهد هدف و اجزای با عدد اتمی بالا بیش ترین نقش را در تولید نوترون دارند. دز نوترون با افزایش عمق درون فانتوم به صورت نمایی کاهش می یابد. افزایش ابعاد میدان درمانی دز نوترون را در نواحی خارج میدان افزایش می دهد. بافت هدف بیشترین و نقاط دور از محور مرکزی کمترین دز نوترون را دریافت می کنند. بیشینه فراوانی در طیف نوترون انرژی ۱۰۰ keV است که بیشترین اثر بیولوژیکی را در پی دارد.

کلمات کلیدی: فوتونوترون، آلودگی نوترونی، شتابدهنده، مونت کارلو، دزیمتری، FLUKA

مقدمه :

با افزایش انرژی در پرتودرمانی آلودگی نوترونی افزایش می یابد. اندرکنش الکترون و فوتون پرنرژی با برخی مواد سبب تولید فوتونوترون (Y,n) و الکترونوترون (e,n) می گردد. سطح مقطع تولید الکترونوترون بسیار کمتر از فوتونوترون است. آستانه انرژی ایجاد فوتونوترون در مواد با عدد اتمی بالا حدود ۷MeV می باشد (جدول ۱). بنابراین اجزای با عدد اتمی بالا در شتابدهنده بیشترین سهم را در ایجاد دز ناشی از آلودگی نوترونی دارند که آثار مخربی مثل اختلال در دستگاه های الکترونیک و عملکرد ایمپلنت های الکترونیکی، ایجاد خطا در دزیمتری میدان های آمیخته، ایجاد محصولات رادیواکتیو ایجاد می کنند. عمده خطر ناشی از آلودگی نوترونی متوجه بیمار و پرسنل و به واسطه دز غیر منتظره ناشی از آن می باشد که احتمال ایجاد سرطان ثانویه در بیماران را افزایش می دهد [۱، ۲]. بدنارز و همکاران (۲۰۰۹) آلودگی نوترونی در میدان ها



و انرژی‌های متفاوت را به صورت عملی و شبیه‌سازی MCNP [۳]، ما و همکاران (۲۰۰۷) سهم اجزای شتاب‌دهنده در تولید نوترون [۴] و ناجم و همکاران (۲۰۱۵ و ۲۰۱۴) اثر فیلترهای سطح‌کننده، MLC و IMRT در آلودگی نوترونی را توسط FLUKA بررسی کرده‌اند [۱، ۲]. عزتی و همکاران (۲۰۱۷) نسبت دز نوترون به فوتون را بررسی کردند [۵]. پژوهش‌های ذکر شده بر روی دستگاه Varian Clinac 2100 بوده است که در این پژوهش نیز دستگاه مذکور توسط کد مونت کارلویی FLUKA شبیه‌سازی شده است.

روش کار:

جدول (۱) انرژی آستانه تولید

فوتونوترون در برخی از مواد [۴]

Nuclide	Abundance,	Threshold energy, MeV
	%	(γ, n)
² H	0.01	2.22
⁹ Be	100.00	1.67 [†]
¹² C	98.89	18.72
¹³ C	1.11	4.95
¹⁴ N	99.63	10.55
¹⁵ N	0.37	10.83
¹⁶ O	99.76	15.66
¹⁷ O	0.04	4.14
¹⁸ O	0.20	8.04
⁵⁴ Fe	5.90	13.38
⁵⁶ Fe	91.72	11.20
⁵⁷ Fe	2.10	7.65
⁵⁸ Fe	0.28	10.04
⁶³ Cu	69.17	10.85
⁶⁵ Cu	30.83	9.91
¹⁸⁰ W	0.12	8.41
¹⁸² W	26.30	8.07
¹⁸³ W	14.28	6.19
¹⁸⁴ W	30.70	7.41
¹⁸⁶ W	28.60	7.19

دستگاه Varian Clinac 2100 در انرژی ۱۸MV توسط

FLUKA و با در نظر گرفتن Millenium 80-leaf MLC

شبیه‌سازی شد [۶، ۷]. انرژی جنبشی الکترون فرودی بر

هدف (Target) ۱۸،۳MeV و FWHM انرژی گوسی بیم

الکترونی ۳٪ و FWHM مقطع بیم الکترونی در جهت xy را

۰،۱cm در نظر گرفتیم. یک فانتوم آبی بزرگ به ابعاد

$140 \times 140 \times 35 \text{ cm}^3$ در فاصله ۱۰۰cm از چشمه (SSD)

شبیه‌سازی شد [۳، ۸، ۹]. صحت مدل شبیه‌سازی شده با

مقایسه منحنی درصد دز عمقی (PDD) و پروفایل دز

حاصل از شبیه‌سازی با اطلاعات اندازه‌گیری عملی بررسی

شد. اندازه‌گیری PDD و پروفایل دز توسط thimble chamber مدل PTW 31010semiflex در دستگاه

Varian Clina 2100 بیمارستان امام خمینی تهران تحت شرایط رفرنس انجام شده است.

نتایج:

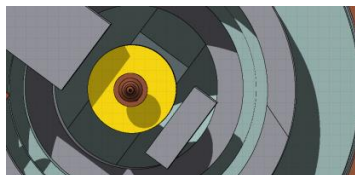
شکل‌های ۱، ۲ و ۳ نمای سه بعدی از کل سر شتاب‌دهنده، نمای داخلی از سر شتاب‌دهنده شامل حفاظ و فیلتر

سطح‌کننده شبیه‌سازی شده توسط FLUKA را نشان می‌دهند. شکل ۴ پروفایل دز در عمق ۱۰cm و شکل

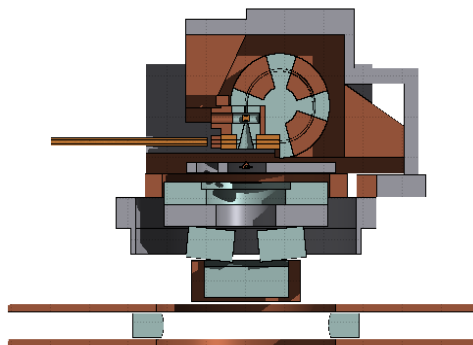
۵ نمودار PDD در محور مرکزی فانتوم را تحت شرایط رفرنس (میدان ۱۰×۱۰ و $ssd=100\text{cm}$) نشان می

دهد. خطای محاسبات در تمام نقاط کمتر از ۲٪ است و توافق مناسبی بین نمودارهای حاصل از شبیه‌سازی

با داده های تجربی وجود دارد. اختلاف میان منحنی تجربی و شبیه سازی در عمق ۲۰cm الی ۳۰cm ناشی از خطای ایجاد شده به دلیل cut-off اعمالی بر فوتون و الکترون با انرژی ۱۰keV در شبیه سازی می باشد.



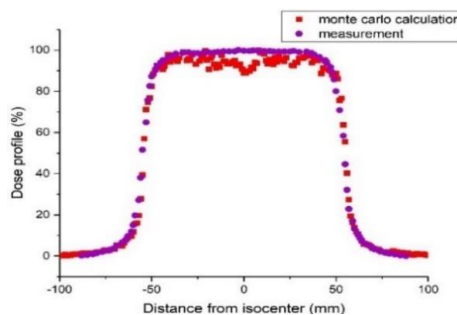
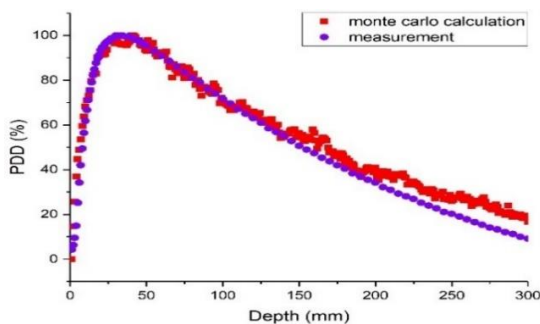
شکل (۲) نمای داخلی هد شبیه سازی شده



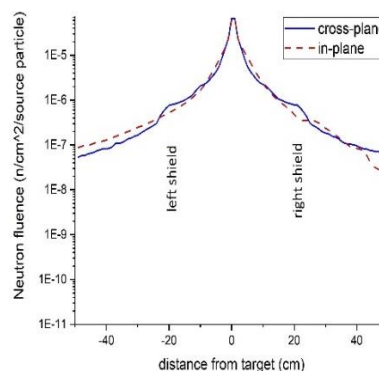
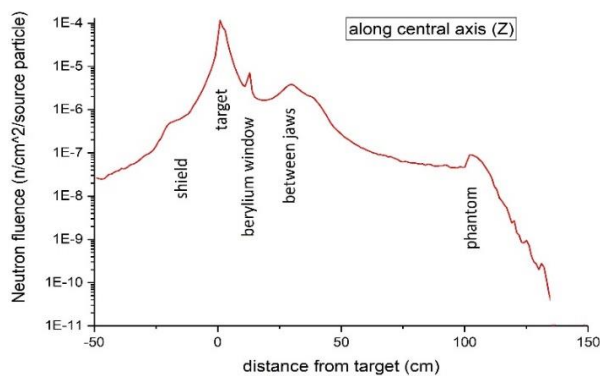
شکل (۱) نمای طولی سر لینک شبیه سازی شده



شکل (۳) فیلتر مسطح کننده شبیه سازی شده



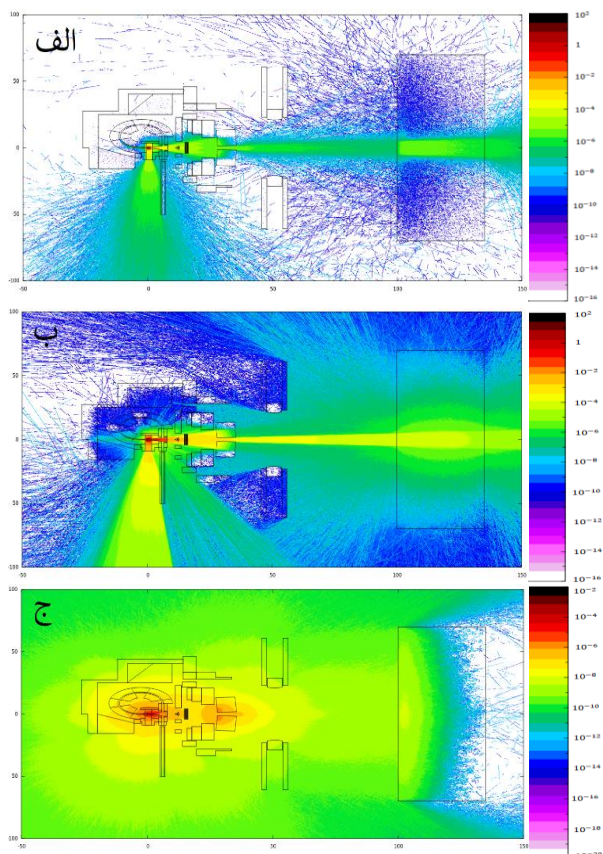
شکل (۴) نمودار پروفایل دز در عمق ۱۰cm شکل (۵) نمودار درصد دز عمقی درون فانتوم



شکل (۶) شار نوترون در محور مرکزی (سمت چپ) و در جهت طولی و عرضی (سمت راست)

شکل ۶ شار نوترون در سه جهت فضایی در اطراف هدف را نشان می دهد. بیشترین میزان آلودگی در هدف و ناشی از تولید فوتونوترون در تنگستن می باشد. با افزایش فاصله از حفاظ در هر سه جهت فضایی کاهش شار به صورت نمایی مشاهده می شود. با افزایش فاصله از هدف روی محور مرکزی افزایش نسبی در شار

نوترون پس از پنجره ی بریلیوم به دلیل آستانه انرژی پایین و افزایش تولید فوتونوترون در بریلیوم مشاهده می شود (جدول ۱) [۴]. افزایش دیگری در شار در بین فک ها ناشی از تشدید تولید نوترون در تنگستن و در ادامه افزایش نسبی در شار نوترون ناشی از اثر بیلدآپ و تجمع نوترون ها در عمق ۲cm فانتوم آبی مشاهده می شود که به دلیل پراکندگی نوترون درون فانتوم آبی است و آب سهمی در تولید نوترون ندارد.



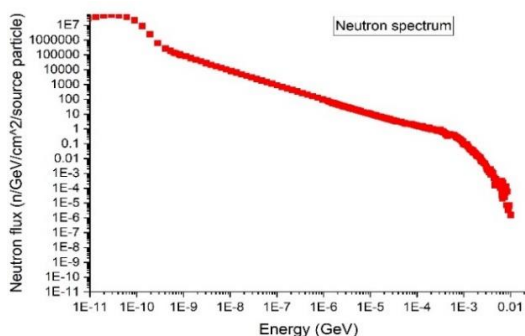
شکل (۷) شار الکترون (الف)، فوتون (ب) و نوترون (ج) در اطراف سر و درون فانتوم آبی

شکل ۸ طیف نوترون درون فانتوم آبی را نشان می دهد که گستره ی وسیعی از حرارتی تا فوق سریع را شامل می شود و ماکزیمم تعدا نوترون در انرژی ۱۰۰keV قرار دارد که ماکزیمم اثر بیولوژیکی نوترون نیز در این ناحیه ظاهر می شود. مطابق شکل ۹، بر خلاف دز فوتون که دارای پیک بیلدآپ در عمق ۳,۶cm است (شکل ۵)، دز نوترون در سطح بیشینه است و رفته رفته در عمق کاهش می یابد [۱, ۲, ۵, ۱۰]. ابعاد میدان ایجاد شده توسط فک ها تاثیر واضحی بر دز در محور مرکزی ندارد [۵]. میدان کاملا بسته توسط فک ها و MLC تا حدی از دز نوترون در تمام نقاط می کاهد. دز خارج از میدان (دور از محور مرکزی) از ابعاد میدان درمانی تاثیر می پذیرد به طوری که میدان مربعی بزرگ تر

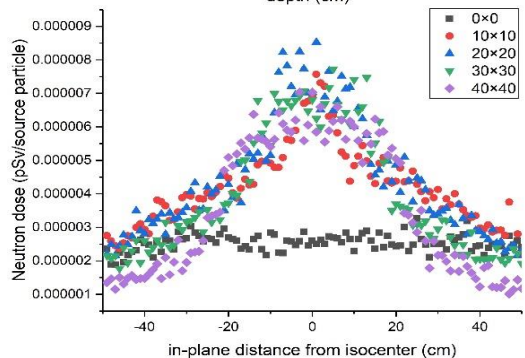
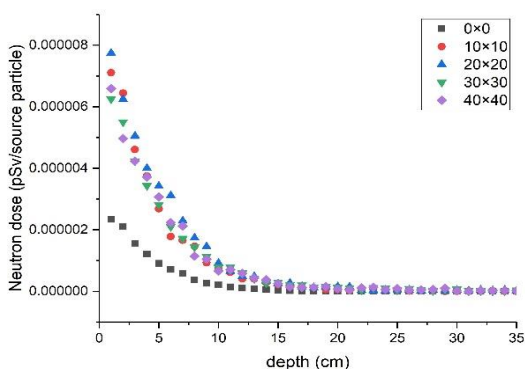
موجب افزایش دز نوترون در نواحی خارج میدان می شود. مطابق شکل ۱۰ دز نوترون ۰,۰۰۴ برابر فوتون در ایزوستتر و ۸,۶ برابر دز فوتون در فاصله ۷۰cm از محور مرکزی می باشد. بنابراین ارگان های حاضر در میدان درمان مثل پوست بیشترین دز ناخواسته را دریافت می کنند. اکسپوزیتو و همکارانش (۲۰۱۳) در پژوهش بر روی دستگاه واریان نشان دادند پوست می تواند تا ۱۴۰mSv دز نوترونی را حین پرتودرمانی پروستات دریافت کند [۱۱]. دز آلودگی نوترونی از این رو ناخواسته تلقی می شود که در طراحی درمان در

نظر گرفته نمی شود و اثر بیولوژیکی بسیار بالایی دارد. علاوه بر این، دز نوترون در کل طول ۱۴۰cm سطح فانتوم تنها ۱۵٪ درصد تغییر میکند و حفاظ نقشی در کنترل آن ندارد (شکل ۱۰).

بحث و نتیجه گیری



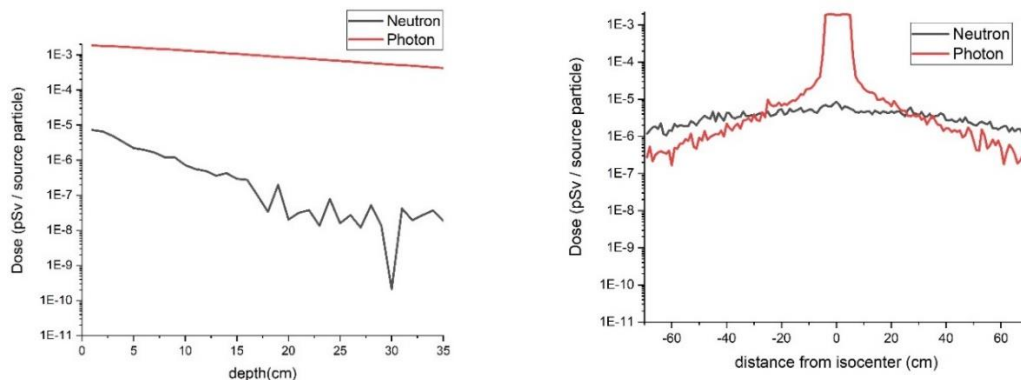
شکل (۸) طیف نوترون درون فانتوم آبی



شکل (۹) دز معادل نوترون در فانتوم آبی

بیشترین دز ناشی از آلودگی نوترونی درون میدان درمانی، در ایزوستتر و در سطح فانتوم توزیع می شود. با این حال نواحی خارج از میدان (به طور مثال فاصله ۴۰cm از محور مرکزی) میتوانند بیش از ۵۰٪ دز ماکزیم را دریافت کنند (شکل ۹). بنابراین علاوه بر سطح پوست داخل میدان درمانی، ارگان های نزدیک به میدان و پس از آن پوست و ارگان های خارج میدان بیشترین دز نوترونی را دریافت می کنند. از آنجایی که نسبت دز نوترون به فوتون در بیشترین حالت در ایزوستتر حدود ۰,۰۰۴ است، احتمالاً دز ناشی از نوترون قابل چشم پوشی به نظر برسد. اما از آنجایی که امروزه غالباً از میدان های متعدد و در جهت های مختلف درمانی استفاده می شود و به کار

بردن تکنیک های VMAT رواج بیشتری یافته که زمان روشن بودن اشعه (Beam-on time) را افزایش می دهد، دز نوترون به طرز قابل توجهی افزایش خواهد یافت که قابل چشم پوشی نخواهد بود [۱۱]. در این پژوهش طیف نوترون بدست آمده درون فانتوم آبی از ناحیه حرارتی تا ۱MeV گسترده است که بالاترین اثر بیولوژیکی نوترون نیز در این ناحیه است. با توجه به اصل ALARA که هدف آن کاهش دز به حداقل میزان ممکن است و این نکته که دز نوترون در کل سطح فانتوم تنها ۱۴٪ تغییر می کند نشان می دهد حفاظ، فک



شکل ۱۰ مقایسه دز فوتون و نوترون درون فانتوم در راستای عمق (چپ) و طول (راست)

ها و سایر المان‌های موجود در سر شتاب‌دهنده، بیمار را در مقابل دز ناخواسته و خطرناک نوترونی محافظت نمی‌کنند بنابراین ضرورت حفاظ‌سازی نوترونی به شدت احساس می‌شود.

منابع

1. Najem, M., et al., Neutron production from flattening filter free high energy medical linac: A Monte Carlo study. *Radiation Physics and Chemistry*, 2015. 116: p. 176-180
2. Najem, M., et al., The physical characteristics of the 15MV Varian Clinac 2100C unflattened beam. *Radiation Physics and Chemistry*, 2014. 95: p. 205-209
3. Bednarz, B. and X.G. Xu, Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations: development and validation. *Physics in medicine and biology*, 2009. 54(4): p. N43
4. Ma, A., et al., Monte Carlo study of photoneutron production in the Varian Clinac 2100C linac. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 2007. 276(1): p. 119-123
5. Neutron dose in and out of 18MV photon fields. Ezzati, A. and M. Studenski. *Applied Radiation and Isotopes*, 2017. 122: p. 186-192
6. Kase, K., et al., Neutron fluence and energy spectra around the Varian clinac 2100-C. p. 38-47. (C/2300-C medical accelerator. *Health Phys.*, 1996. 74(SLAC-PUB-7190
7. Mao, X., et al., Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code. 1996, SCAN-9702021
8. Pönisch, F., et al., Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. *Medical physics*, 2006. 33(6): p. 1738-1746
9. Sheikh-Bagheri, D. and D. Rogers, Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Medical physics*, 2002. 29(3): p. 379-390
10. Martinez-Ovalle, S., et al., Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV. *Radiation protection dosimetry*, 2011. 147(4): p. 498-511
11. Expósito, M.R., et al., Neutron contamination in radiotherapy: Estimation of second based on measurements in 1377 patients. *Radiotherapy and Oncology*, 2013. cancers .107(2): p. 234-241



بیست و چهارمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۱۳ و ۲ اسفندماه - دانشگاه اصفهان



P: ۱۴۷۲