

بررسی ویژگی‌های نوترون تولید شده ناشی از شتابدهنده خطی پرنرژری در بافت نرم

نجمه محمدی^{۱*}، سید هاشم میری حکیم آباد^۲، لاله رفعت متولی^۲

۱. دانشگاه صنعتی سهند تبریز، دانشکده علوم پایه مهندسی، گروه فیزیک

۲. دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک

چکیده:

در شتابدهنده‌هایی که در ولتاژ بالاتر از ۷ MV کار می‌کنند، نوترون‌ها از طریق برهم‌کنش هسته‌ای در داخل سر شتابدهنده تولید می‌شوند. در این مطالعه، اجزای اصلی سر شتابدهنده خطی پرنرژری Primus Siemens 15 MV با استفاده از کد MCNPX شبیه‌سازی شده و توزیع دز نوترون در فانتوم مکعبی بافت نرم ICRU مورد مطالعه قرار گرفته‌است. نتایج نشان می‌دهد با افزایش عمق در فانتوم دز جذبی نوترون به صورت نمایی کاهش می‌یابد. اما میزان دز در خارج میدان تابشی کاهش قابل ملاحظه‌ای ندارد. در نتیجه در اندام سالم خارج میدان تابشی دز ناخواسته نوترون ذخیره خواهد شد و تحت اثرات بیولوژیکی مخرب نوترون‌ها قرار می‌گیرند.

کلیدواژه‌ها: شتابدهنده خطی پرنرژری، نوترون، مونت کارلو، فانتوم بافت نرم ICRU

Investigation of neutron characteristics from high energy linac in soft tissue

Najmeh Mohammadi^{1*}, Hashem Miri-Hakimabad², Laleh Rafat-Motavalli²

1. Physics Department, Science Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

2. Physics Department, Science Faculty, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.

Abstract

Neutrons are produced through nuclear interaction inside the accelerator head which operating at above 7 MV. In this study, the main components of the high-energy linear accelerator Siemens Primus 15 MV were simulated using the MCNPX code. Neutron absorbed dose distribution in the ICRU soft tissue cubic phantom was studied. The results showed that with increasing depth in the phantom, the neutron absorbed dose decreases exponentially. But the neutron dose does not decrease significantly outside the radiation field. As a result, unwanted neutron doses will be received in the healthy organs outside the radiation field and exposed to the destructive biological effects of neutrons.

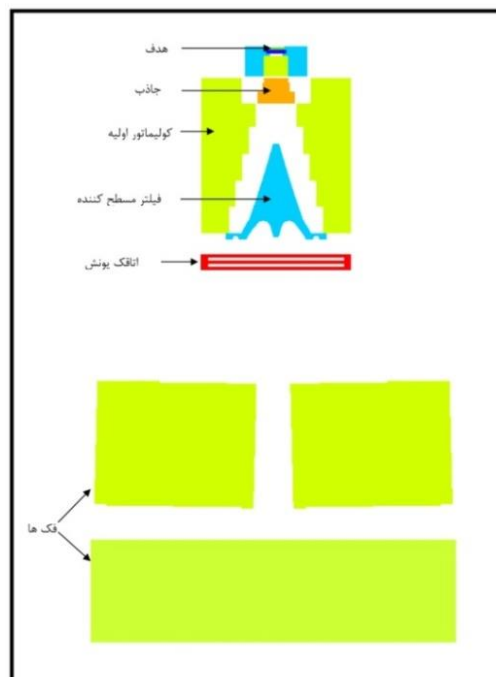
Keywords: High Energy Linear accelerator, Neutron, Monte Carlo, Soft tissue ICRU Phantom.

۱. مقدمه

پرتو درمانی با استفاده از فوتون و الکترون از روش‌های رایج برای از بین بردن سلول‌های سرطانی می‌باشد. امروزه به منظور افزایش بازدهی و درمان تومورهای عمقی از شتابدهنده‌های پرتو انرژی استفاده می‌شود. از سوی دیگر افزایش انرژی الکترون‌ها و فوتون‌ها منجر به تولید نوترون‌های ناخواسته در حین پرتو درمانی می‌شود. این نوترون‌ها سبب آلودگی نوترونی پرتوهای درمانی شده و در نتیجه دز اضافی در بدن بیمار ذخیره خواهد شد [۱]. نوترون‌ها از طریق اثر GDR^۲ و برهم‌کنش هسته‌ای بین فوتون‌های پرتو انرژی و هسته عناصر با عدد اتمی بالا، که تشکیل دهنده سر شتابدهنده هستند، تولید می‌شوند [۲]. انرژی آستانه این برهم‌کنش با افزایش عدد اتمی کاهش می‌یابد. بنابراین عناصر سنگین تشکیل دهنده سر شتابدهنده منبع اصلی تولید فوتون‌نوترون در فرایند پرتو درمانی می‌باشند [۳]. توزیع انرژی نوترون‌های تولید شده دارای بیشینه‌ای حدود ۱ MeV می‌باشد که ناشی از نوترون‌های تبحیری و برهم‌کنش مستقیم است [۴]. از سوی دیگر، طبق گزارش کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر پرتو نوترون‌ها در این محدوده از انرژی دارای بیشترین ضریب وزنی تابش می‌باشند [۵]. در نتیجه بافت‌های سالم بدن بیمار نیز تحت تابش ناخواسته نوترونی با اثرات بیولوژیکی مخرب قرار می‌گیرند [۶]. بنابراین اطلاع از چگونگی توزیع دز نوترون در بدن بیمار، در داخل ناحیه هدف مورد درمان و خارج از آن، ضروری می‌باشد [۷-۹]. مطالعاتی در مورد آلودگی نوترونی ناشی از شتابدهنده‌های انرژی مختلف در هوا انجام شده است. اما در این مطالعه، اثر بافت نرم بر طیف انرژی و توزیع دز نوترون‌ها مورد بررسی قرار گرفته است.

۲. روش کار

در این پژوهش، اجزای اصلی سر شتابدهنده خطی پزشکی پرتو انرژی مدل Siemens Primus 15MV بر اساس اطلاعات کارخانه و با استفاده از کد مونت کارلوی MCNPX2.6 شبیه‌سازی گردیده است [۱۰]. این اجزا شامل هدف از جنس طلا، جاذب از جنس آلومینیم، کولیماتور اولیه، فیلتر مسطح کننده و اتاقک یونش است.



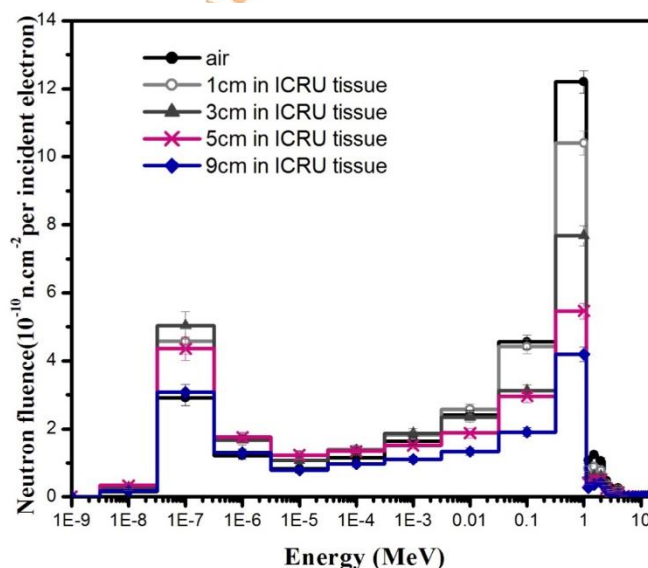
شکل ۱. نمایی از شبیه‌سازی سر شتابدهنده

^۲Giant Dipole Resonance

صحت این شبیه‌سازی با مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی و شناسه پرتو حاصل از اندازه‌گیری و محاسبه در فانتوم آب، در مطالعه قبلی بررسی شده‌است [۱۱]. مکعبی از جنس بافت نرم ICRU با چگالی 1 gr/cm^3 به عنوان مدلی از بدن بیمار در ایزوسنتر (فاصله ۱۰۰ سانتیمتری از هدف) شبیه‌سازی گردید. بافت نرم مذکور از ۱۱٪ کربن، ۷۶٫۳٪ اکسیژن، ۱۰٫۱٪ هیدروژن و ۲٫۶٪ نیتروژن تشکیل شده‌است. توزیع دز جذبی و شار نوترون در بافت نرم با استفاده از مش تالی نوع ۱ و برای میدان تابشی $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ محاسبه شده‌است. برای در نظر گرفتن تولید فوتونوترون نیز از کارت phys استفاده شده‌است. هم‌چنین انرژی قطع برای فوتون و الکترون 7 MeV یعنی کمتر از آستانه انرژی مورد نیاز برای برهم‌کنش (γ, n) در نظر گرفته شد.

۳. نتایج

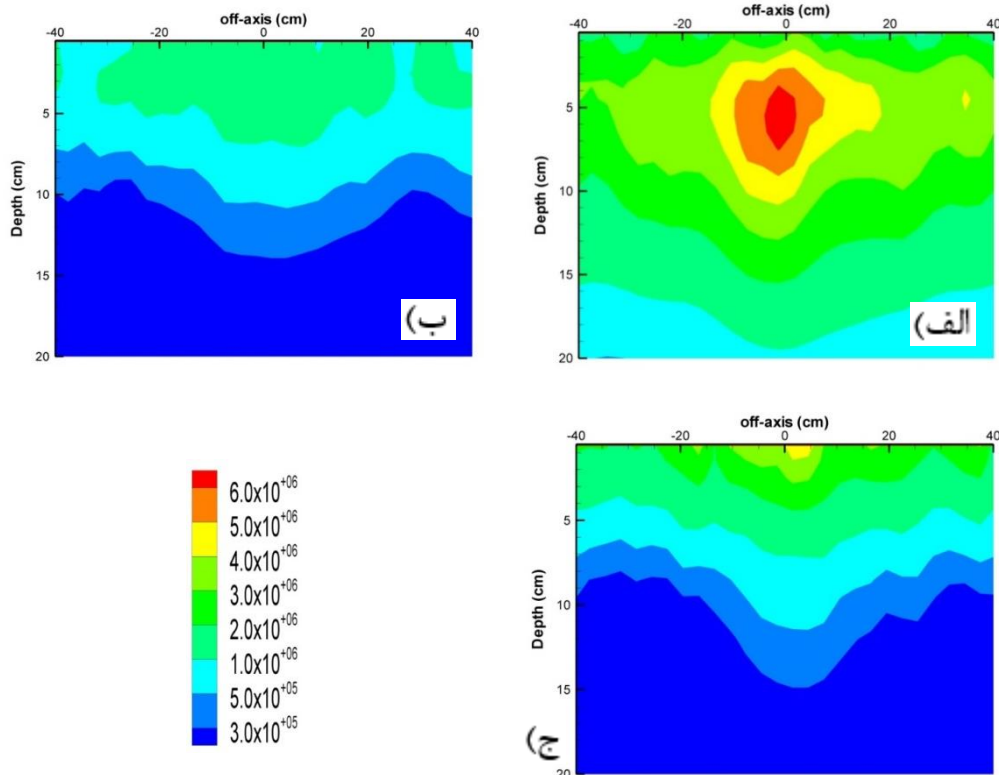
برای بررسی اثر آلودگی نوترون در بیمار تحت پرتو درمانی، ابتدا شار نوترون‌های رسیده به فانتوم محاسبه شده‌است. به این منظور، طیف نوترون در 1 cm بالای سطح فانتوم و در عمق‌های 3 cm ، 5 cm و 9 cm محاسبه شده‌است. با توجه به شکل ۲ مشاهده می‌شود که فراوانی مربوط به نوترون‌های سریع در هوا و قبل از ورود به فانتوم بافت نرم بیشترین مقدار را دارد. هم‌چنین ملاحظه می‌شود که با عبور از هوا به داخل بافت نرم و افزایش عمق در فانتوم، فراوانی نوترون‌های سریع کاهش می‌یابد. در حالیکه فراوانی نوترون‌های حرارتی در حال افزایش است. زیرا به دلیل برهم‌کنش پراکندگی کشسان نوترون‌های سریع با هیدروژن موجود در بافت نرم، انرژی نوترون‌ها کاهش یافته و شار نوترون‌های حرارتی افزایش می‌یابد. در واقع بافت نرم به دلیل داشتن سهم زیادی از هیدروژن به عنوان یک کند کننده نوترون عمل می‌کند. با توجه به کند شدن نوترون‌ها، میانگین انرژی نوترون‌ها نیز کاهش می‌یابد. به طوری که محاسبات نشان دادند این مقدار در 1 cm بالای فانتوم برابر با 0.67 MeV است. در حالی که با نفوذ در عمق فانتوم میانگین انرژی در عمق‌های 1 cm ، 3 cm ، 5 cm و 9 cm به ترتیب برابر با 0.54 MeV ، 0.5 MeV ، 0.45 MeV و 0.43 MeV می‌باشد.



شکل ۲. طیف نوترون در فاصله 1 cm قبل از ورود به فانتوم ICRU و در عمق‌های مختلف در داخل آن به ازای یک الکترون چشمه

توزیع انرژی نوترون نیز برای نوترون‌های سریع ($> 0.1 \text{ MeV}$)، فوق حرارتی ($0.1 \text{ MeV} - 5 \times 10^{-7} \text{ MeV}$) و حرارتی ($< 5 \times 10^{-7} \text{ MeV}$) در راستای محور مرکزی و عمود بر آن، در شکل ۳ نشان داده شده‌است. با توجه به این شکل

مشاهده می شود که توزیع نوترون‌ها محدود به میدان تابشی و ناحیه درمان نمی‌باشد. در خارج میدان تابشی شار نوترون‌ها کاهش قابل ملاحظه‌ای نسبت به داخل میدان تابشی ندارد. از این‌رو، اندام سالم خارج میدان تابشی نیز تحت تاثیر نوترون‌های تولید شده نیز قرار می‌گیرند. با توجه به شکل مشخص است که شار نوترون‌های حرارتی و فوق حرارتی تا عمق ۵ cm کاهش چندانی ندارد. از این‌رو، اندامی که در فاصله ۵ سانتیمتری سطح پوست قرار دارند در معرض اثرات ناخواسته نوترون خواهند بود.

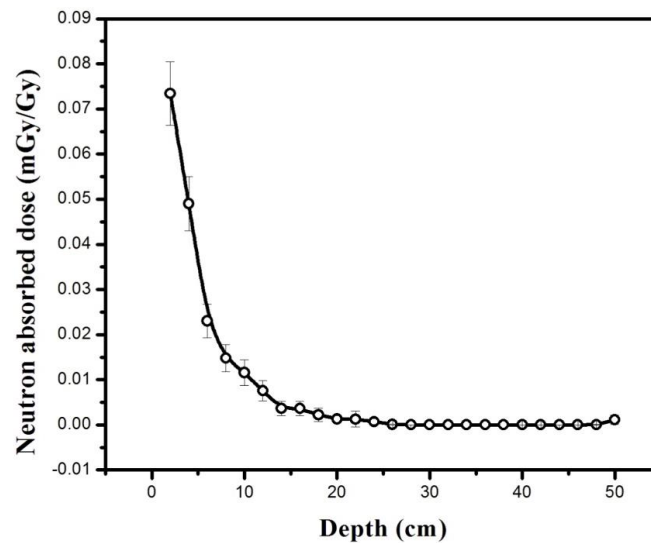


شکل ۳. توزیع شار نوترون‌های الف) حرارتی ب) فوق حرارتی ج) تند در بافت نرم بر حسب $n/cm^2/Gy$

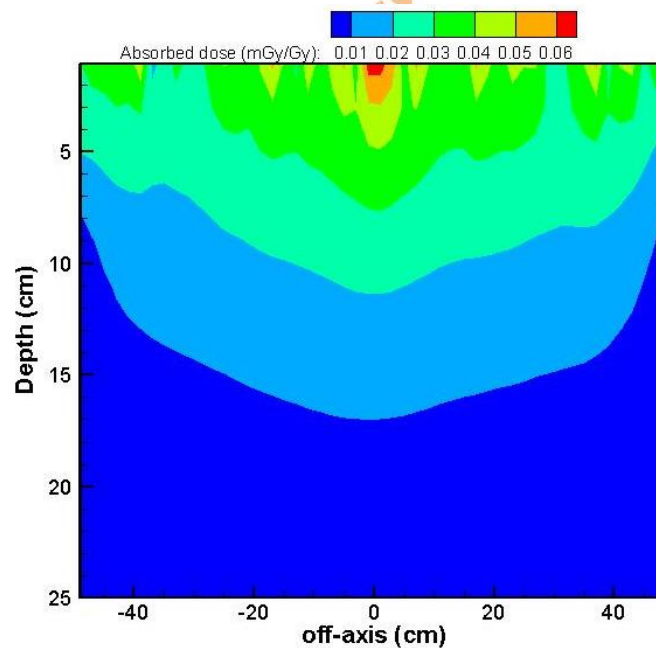
در شکل ۴، دز جذبی نوترون در راستای محور مرکزی و بر حسب عمق در فانتوم رسم شده‌است. مقادیر گزارش شده بر حسب ۱ Gy دز جذبی فوتون در ایزوسنتر است. مشاهده می‌شود که منحنی دز جذبی بر حسب عمق فانتوم به صورت نمایی است. به طوری که در عمق ۵ cm دز جذبی حدود ۵۰٪ کاهش می‌یابد. سطح فانتوم که همانند پوست در بدن انسان است، بیشترین دز جذبی نوترون را دارد و اعضای نزدیک به سطح پوست نیز نسبت به اعضای که در عمق بدن قرار می‌گیرند دز بیشتری را دریافت خواهند کرد.

در شکل ۵، توزیع دز جذبی نوترون در راستای محور مرکزی و عمود بر آن نمایش داده شده‌است. در این شکل نیز مشاهده می‌شود که مقدار دز جذبی نوترون در خارج از میدان تابشی نیز دارای مقدار قابل توجهی بوده و افت شدیدی نسبت به داخل میدان تابشی مشاهده نمی‌شود. زیرا، به دلیل پراکندگی نوترون‌ها از سر شتابدهنده و برهم‌کنش‌های پراکندگی در بافت نرم، نوترون‌ها به تمامی فانتوم رسیده و انرژی خود را ذخیره می‌کنند. در نتیجه، اندام سالم بدن بیمار که خارج از میدان تابشی قرار گرفته‌اند نیز دز نوترون اضافی دریافت می‌کنند.

با توجه به این شکل نیز ملاحظه می‌شود که دز جذبی نوترون در داخل میدان تابشی تقریباً یکنواخت بوده و مانند فوتون در خارج از میدان تابشی افت شدیدی ندارد.



شکل ۴. تغییرات دز جذبی نوترون در راستای محور مرکزی بر حسب عمق در فانتوم ICRU



شکل ۵. تغییرات دز جذبی نوترون در راستای محور مرکزی و عمود بر آن در فانتوم ICRU

۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه، با استفاده از کد MCNPX2.6 سر شتابدهنده خطی پرنرژی که در ولتاژ ۱۵ MV کار می‌کند به طور کامل شبیه‌سازی شده‌است. توزیع دز جذبی فوتون و نوترون در فانتوم بافت نرم با هم مقایسه شدند. نتایج نشان می‌دهند که دز جذبی نوترون به طور نمایی در بافت نرم کاهش می‌یابد. زیرا به دلیل پراکندگی، نوترون‌ها حرارتی شده و با کاهش انرژی آن دز جذبی نوترون کاهش می‌یابد. علاوه بر این، با توجه به نتایج به دست آمده دز جذبی نوترون در خارج از میدان تابشی نسبت به داخل میدان تابشی کاهش شدیدی ندارد. بنابراین بافت‌های سالم اطراف ناحیه مورد درمان در معرض دز ناخواسته نوترونی قرار می‌گیرند. علی‌رغم این که دز نوترون کمتر از فوتون است، اما با توجه به این که ضریب وزنی تابش مربوط به نوترون بیشتر از فوتون می‌باشد، اثرات آن قابل چشم پوشی نمی‌باشد. به عنوان مثال، اگر با توجه

به شکل ۵، مقدار دز جذبی نوترون خارج میدان تابشی 0.4 mGy/Gy و دز تجویزی به ناحیه درمان 70 Gy در نظر گرفته شود، در این صورت مقدار دز معادل، با توجه به میانگین ضرایب وزنی تابش محاسبه شده برای نوترون‌های فرودی به فانتوم (۱۵)، 42 mSv بدست می‌آید که بیشتر از حد مجاز سالانه دز نوترون است. در نتیجه بافت سالم خارج از میدان تابشی، دز اضافه‌ای دریافت می‌کند که ریسک سرطان ثانویه را در طول زندگی بیمار افزایش خواهد داد.

۵. مراجع

1. J Pena, et al. *Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production*. Physics in medicine and biology. **50**, 5921 (2005).
2. R Barquero et al. *Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator*. Health physics. **88**, 51 (20051).
3. HR Vega-Carrillo et al. *$H^*(10)$ and neutron spectra around linacs*. Journal of radioanalytical and nuclear chemistry. **283**, 537 (2010).
4. HR Vega-Carrillo et al. *Neutron spectrum and doses in a 18 MV LINAC*. Journal of radioanalytical and nuclear chemistry. **283**, 261 (2010).
5. ICRP 103. *Recommendations of the international commission on radiological protection*. ICRP Publication 103 (2007).
6. O Chibani, C.-M.C. Ma. *Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs*. Medical physics. **30**, 1990 (2003).
7. HR Vega-Carrillo et al. *Neutron spectrum and doses in a 18 MV LINAC*. J Radioanal Nucl Chem. **283**, 261 (2010).
8. HR Vega-Carrillo et al. *Neutron and photon spectra in LINACs*. Appl Radiat Isot. **71**, 75 (2012).
9. A Ma et al. *Monte Carlo study of photoneutron production in the Varian Clinac 2100C linac*. J Radioanal Nucl Chem. **276**, 119 (2008).
10. DB Pelowitz. *MCNPXTM user's manual. version 2.6.0*. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-07-1473, 2008.
11. N Mohammadi et al. *Neutron spectrometry and determination of neutron contamination around the 15 MV Siemens Primus LINAC*. J Radioanal Nucl Chem. **304**, 1001 (2015).