دوماهنامه طبّ جنوب
پژوهشکده زیست-پزشکی خلیج فارس
دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بوشهر
سال هفدهم، شماره ۶، صفحه ۱۱۱۹– ۱۱۱۳ (بهمن و اسفند ۱۳۹۳)
ISMJ 2015; 17(6): 1113-1119

بهینه‌سازی ساختار هندسی و ترکیب اجزاء یک سیستم نوترونی برای درمان به روش گیراندازی نوترون با بور

روح‌اله قیصری [۱*]، محمدمهدی فیروزآبادی [۲]، حبیب محمدی [۲]

[۱] گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه خلیج‌فارس بوشهر
[۲] گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه بیرجند

(دریافت مقاله: ۹۲/۴/۲۵- پذیرش مقاله: ۹۲/۸/۱۱)

چکیده

زمینه: در زمینه‌ی درمان به روش گیراندازی نوترون با بور (BNCT)، یک سیستم نوترونی بهینه‌پیشنهاد شده است. این مطالعه (به صورت شبیه‌سازی) برای بهینه‌سازی شکل هندسی و ترکیب سیستم نوترونی پیشنهادی و افزایش شار نوترون (فوق حرارتی) برای درمان تومورهای عمقی انجام شده است.

مواد و روش‌ها: سیستمی نوترونی برای BNCT پیشنهاد شد. سیستم مورد نظر شامل چشمه‌ی نوترون ^{252}Cf، مجموعه‌ای از کندکننده و بازتابنده نوترون، فیلترها و حفاظ بتونی می‌باشد. برای گیراندازی نوترون‌های سریع، فیلترهای نوترونی مختلف Fe، Pb، Ni و PbF_2 با ضخامت‌های مختلف مورد مطالعه و شبیه‌سازی قرار گرفتند. از Li به‌ضخامت یک میلی‌متر، برای فیلترکردن نوترون حرارتی استفاده شد. از ماده‌ی Bi به‌ضخامت یک سانتی‌متر برای کمینه نمودن شدت اشعه گاما استفاده شد. برای طراحی سیستم و محاسبه مؤلفه‌های نوترون در خروجی سیستم از کد شبیه‌سازی مونت کارلو MCNPX 2.4.0 استفاده شد.

یافته‌ها: به‌ازای ضخامت‌های مختلفی از فیلترها، شار نوترون برای ناحیه‌های سریع، فوق حرارتی و حرارتی در خروجی سیستم محاسبه شدند. همچنین، توزیع فضایی شار نوترون‌های سریع، فوق حرارتی، حرارتی و شار گاما در فانتوم سر انسان با حضور بور ^{10}B (با غلظت ۴۰ میلیونیم) در مغز، به‌دست آمدند. محاسبات نشان داد، Pb (حدود یک سانتی‌متر) مناسب‌ترین فیلتر برای گیراندازی نوترون سریع در خروجی سیستم می‌باشد. با توجه به بالا بودن سطح مقطع جذب نوترونی Li در ناحیه حرارتی، مقدار ضخامت فیلتر Li تعیین گردید. از Bi، بنا به دلایلی از جمله اینکه حفاظ بسیار مناسبی برای اشعه گاما است و نوترون‌های فوق حرارتی را با ضریب انتقال بسیار بالایی از خود عبور می‌دهد، به‌عنوان فیلتر فوتونی استفاده شد.

نتیجه‌گیری: در عمق حدود ۲ سانتی‌متر درون فانتوم سر، شار نوترون حرارتی به حد بیشینه‌ی $۱/۱۹\times۱۰^{۵}\ cm^{-۲}s^{-۱}$ می‌رسد. در عمق مزبور، نسبت شار حرارتی به شار فوق حرارتی حدود سه برابر شده است؛ که نشان می‌دهد چنین سیستمی برای درمان تومورهای در عمق مذکور مناسب‌تر است. با حضور ^{10}B در فانتوم سر، جذب نوترون در اطراف عمق مذکور بیشتر از نواحی دیگر صورت می‌گیرد و توزیع فضایی شار حرارتی یکنواخت‌تر می‌شود؛ که با توجه به LET و RBE بالای ذرات آلفا و لیتیوم ۷ (حاصل از واکنش نوترون با بور) می‌توان گفت چنانچه توموری در چنین عمقی باشد نسبت به اطرافش بیشتر آسیب می‌بیند.

واژگان کلیدی: چشمه‌ی ^{252}Cf، سیستم نوترونی، فیلتر، نوترون فوق حرارتی، فانتوم سر، شبیه‌سازی مونت کارلو

* بوشهر، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه خلیج‌فارس

E-mail :gheisari@pgu.ac.ir

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]

مقدمه

برای درمان موفقیت‌آمیز بیماران به‌روش BNCT[1]، شار بالای نوترون مورد نیاز است. اساس روش BNCT، دو مؤلفه است: (الف) ترکیب بور ۱۰ (^{10}B) که می‌تواند در سلول‌های تومور کاملاً متمرکز شود. (ب) باریکه‌ای از نوترون‌های حرارتی است. با جذب نوترون توسط ^{10}B، واکنش $^{10}B(n,\alpha)Li$ انجام می‌شود؛ که نتیجه‌ی آن تولید ذرات آلفا (α) و پس زدن هسته‌ی ^{7}Li با انتقال خطی انرژی بالا (LET بالا) می‌باشد. ذره‌ی سنگین α انرژی حدود ۲/۳۴ Mev را در محدوده‌ی ۵ تا ۹ میکرومتر (هم مرتبه‌ی قطر یک سلول) در محل درون بافت ذخیره می‌کنند و به‌طور موضعی می‌توانند باعث تخریب بافت تومور شوند (۳-۱).

در واقع، به نوترون‌های فوق حرارتی با شار بالا نیاز هست؛ که هنگام رسیدن به تومور به گونه چشمگیری به نوترون‌های حرارتی تبدیل شوند. تومورها ممکن است در عمق‌های گوناگون درون بافت باشند؛ که بسته به عمق طیف نوترون فرودی می‌بایست تنظیم و طراحی شود. از BNCT بیشتر برای درمان نوعی از تومورهای مغزی به نام Malignant gliomas (۱) و به‌طور گسترده‌ای در درمان نوعی سرطان پوست به‌نام Melanoma (۲) و سرطان کبد (۳) استفاده می‌شود و امکان‌سنجی صورت می‌پذیرد. بر این اساس،پیش از انتخاب تجهیزات جانبی و بهینه نمودن سیستم نوترونی، انتخاب چشمه‌ی نوترون (راکتور هسته‌ای، شتاب‌دهنده یا چشمه‌های کپسولی نوترون) دارای اهمیت ویژه‌ای می‌باشد. برای کشورهای در حال توسعه، چشمه‌ی کالیفرنیوم ۲۵۲ (^{252}Cf) با نیمه‌عمر حدود ۲/۶۴ سال یکی از بهترین چشمه‌های رادیواکتیو می‌باشد؛ که به‌عنوان چشمه‌ای قابل حمل، در بررسی‌های صنعتی و پزشکی مورد استفاده قرار گرفته است. یک میلی‌گرم ^{252}Cf، حدود $۲/۳\times۱۰^{۹}$ نوترون در ثانیه گسیل می‌نماید (۴ و ۵).

نوترون‌های شکافت به‌طور مستقیم نمی‌توانند برای BNCT به‌کار روند. برای دسترسی به باریکه‌ی نوترونی مناسب، لازم است با کاهش انرژی، نوترون‌های چشمه تا اندازه‌ی قابل توجهی به محدوده‌ی کمتر از حدود ۱۰KeV (فوق حرارتی) کند شوند (۶). در این بررسی، یک سیستم نوترونی BNCT، دربرگیرنده‌ی ^{252}Cf به‌منظور تولید باریکه‌ی نوترون فوق حرارتی (۰/۵eV<E<۱۰keV)، در شرایط بهینه شبیه‌سازی می‌شود. طرح کنونی شامل کندکننده و بازتابنده نوترون، فیلترهای نوترونی و فوتونی می‌باشد. منظور از شرایط بهینه، افزایش قدرت پراکندگی بازتابنده با توجه به شکل هندسی آن، بالا بودن ضریب عبور نوترون (فوق حرارتی) از فیلترها و درآشامی گامای فیلتر فوتونی می‌باشد. با ایجاد این شرایط، تلاش بر این است شار نوترون فوق حرارتی در خروجی سیستم، نسبت به سایر سیستم‌های مشابه که تا به حال طراحی شده‌اند افزایش یابد؛ به‌طوری که تعداد نوترون‌های حرارتی و سریع و شدت گامای خروجی کمینه شود. معمول است به‌دلیل برخی از مسایل ایمنی، یک حفاظ بتونی سیستم را احاطه نماید. به‌منظور ارزیابی ساختار مواد و هندسه مسئله، محاسبات انتقال نوترون و پرتوی گاما با استفاده از کد محاسباتی MCNPX 2.4.0 انجام می‌شود (۷).

مواد و روش‌ها

در راستای برنامه‌های الحاقی به درمان تومورهای عمقی به‌روش BNCT، با استفاده از شبیه‌سازی

[1] Boron Neutron Capture Therapy

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]

مونت کارلو (۷) یک سیستم نوترونی بهینه شد. طیف نوترون فوق حرارتی و شار مربوطه در محدوده‌ی انرژی (۰/۵eV<E<۱۰keV) محاسبه شدند.

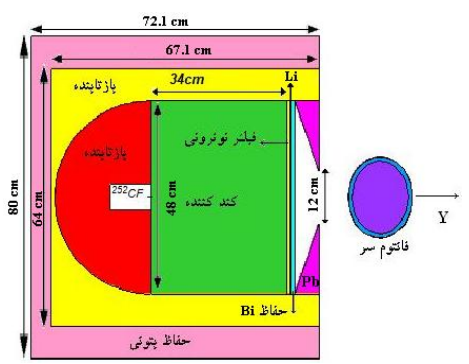
شبیه‌سازی به کمک کد محاسباتی MCNPX 2.4.0 انجام گرفت. روش شبیه‌سازی مونت کارلو تقریباً در همه‌ی موضوعات فیزیک پزشکی و مهندسی هسته‌ای از جمله حفاظت در برابر اشعه، رادیوتراپی و پزشکی هسته‌ای استفاده شده و دارای دقت آماری بالایی است (۱۰-۸). در این مقاله، یک سیستم نوترونی مشتمل بر کندکننده، بازتابنده، فیلترهای مختلف نوترونی و گاما و یک حفاظی از بتون در نظر گرفته شد. چشمه‌ی ^{252}Cf درون آن و فانتوم بیضوی سر انسان روبروی دریچه خروجی نزدیک سر دستگاه جاسازی شدند.

هندسه‌ی اصلی سیستم، به شکل استوانه انتخاب گردید. Al_2O_3 به‌عنوان بازتابنده به‌صورت کره‌ای به شعاع ۲۴ سانتی‌متر، چشمه‌ی ^{252}Cf را محاط کرده است و یک کندکننده‌ی استوانه‌ای به ضخامت ۳۴ سانتی‌متر که شامل TiF_3 می‌باشد در امتداد محور واقع شده است. برای انعکاس نوترون‌ها به پشت کند کننده، از بازتابنده دیگری با همان جنس (Al_2O_3) استفاده شد. برای گیراندازی نوترون‌های سریع، فیلترهای نوترونی مختلف Fe، Pb، Ni و PbF_2 با ضخامت‌های مختلف مورد مطالعه و شبیه‌سازی قرار گرفتند. از فیلتر Li (به ضخامت یک میلی‌متر) به‌عنوان فیلتر نوترون‌های حرارتی و از Bi (به‌ضخامت یک سانتی‌متر) برای کمینه نمودن شدت اشعه گاما استفاده شد.

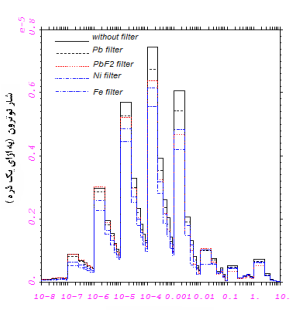
علاوه‌بر اینکه Bi حفاظ بسیار مناسبی برای اشعه گاما است؛ نوترون‌های فوق حرارتی را با ضریب انتقال بسیار بالایی از خود عبور می‌دهد (۴ و ۹). فانتوم بیضوی سر انسان (به قطر بزرگ ۱۸ و کوچک ۱۴ سانتی‌متر) دارای ۳ بخش پوست سر (به ضخامت ۵ میلی‌متر)، جمجمه و مغز شبیه‌سازی گردید. ترکیبات عناصر برای مغز، پوست سر و جمجمه از ICRU ۴۶ اتخاذ شدند (۷). فاصله‌ی لبه‌ی فانتوم از دریچه، ۷ سانتی‌متر لحاظ گردید.

یافته‌ها

هندسه شبیه‌سازی شده سیستم، در شکل ۱ نشان داده شده است. در شکل‌های ۲ و ۳، توزیع شار نوترون (بر حسب انرژی) در ناحیه‌های سریع، فوق حرارتی و حرارتی نشان داده شده‌اند. شار نوترون فوق حرارتی در خروجی سیستم برای ضخامت‌های مختلفی از فیلترهای نوترونی با جنس‌های متفاوت در شکل ۴ نشان داده شده است. توزیع شار نوترون‌های فوق حرارتی، سریع و حرارتی و اشعه گاما در فانتوم سر انسان در امتداد محور پرتو در جهت Y در شکل ۵ نشان داده شده است.

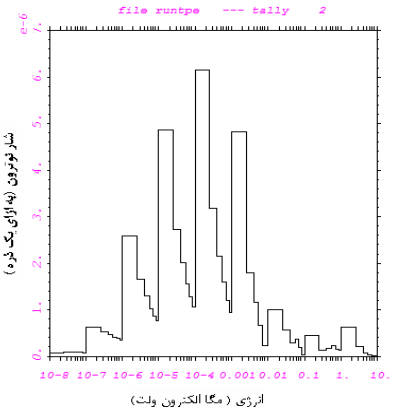


شکل ۱) هندسه شبیه‌سازی سیستم نوترونی پیشنهادی

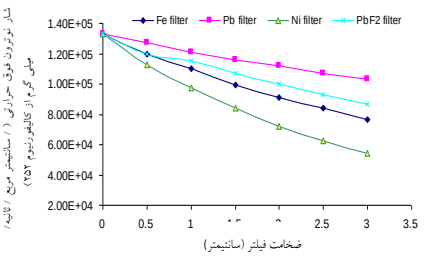


شکل ۲) توزیع شار نوترون برحسب انرژی در خروجی سیستم برای فیلترهای مختلف

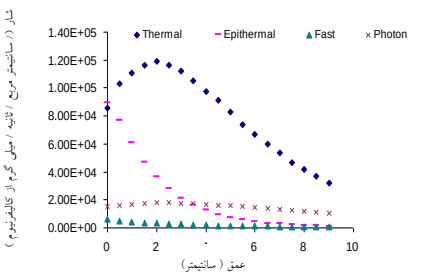
[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]



شکل ۳) توزیع شار نوترون برحسب انرژی در خروجی سیستم بهینه

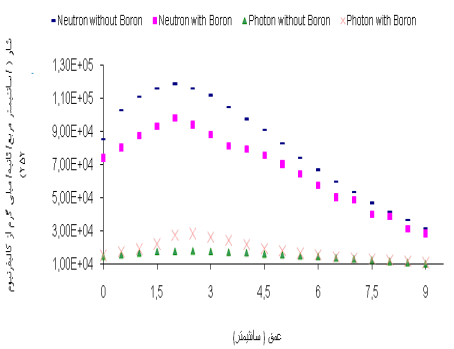


شکل۴) شار نوترون فوق حرارتی بر حسب ضخامت فیلتر نوترونی



شکل ۵) توزیع فضایی شار نوترون حرارتی، فوق حرارتی، سریع و اشعه گاما در فانتوم سر انسان

در شکل‌های ۲ و ۳، شار نوترون‌های سریع و حرارتی کم هستند و از طرفی، شار نوترون فوق حرارتی نسبتاً بیشتر می‌باشد. نتایج نشان داد Pb مناسب‌ترین فیلتر برای گیراندازی نوترون سریع در خروجی سیستم است (شکل ۴). در شکل ۵، شار نوترون فوق حرارتی بیشترین مقدار را در ورودی فانتوم (لبه) دارد و با افزایش عمق کاهش پیدا می‌کند؛ در حالی که شار نوترون حرارتی کمترین مقدار را در ورودی دارد؛ اما با افزایش عمق به حد بیشینه می‌رسد و سپس کاهش می‌یابد. علت افزایش شار نوترون در نواحی مرکزی فانتوم، به‌دلیل کند شدن سریع نوترون‌های فوق حرارتی در برخورد با هیدروژن بافت مغز می‌باشد. شار نوترون‌های سریع و اشعه گاما نیز کم هستند. در شکل ۶، توزیع شار نوترون حرارتی و اشعه گاما ناشی از ^{10}B با غلظت ۴۰ میلیونیم در مغز، با فانتوم بدون ^{10}B مقایسه شدند. حضور ^{10}B در بافت مغز، توزیع فضایی نوترون‌ها و انتقال ذرات نوترون را به‌طور قابل ملاحظه‌ای تغییر داد (شکل ۶).



شکل ۶). توزیع فضایی شار حرارتی و اشعه گاما در دو وضعیت حضور و عدم حضور ^{10}B در فانتوم سر انسان

در این شبیه‌سازی، خطای نسبی حدود ۲/۷ درصد به‌دست آمد.

بحث

در این بررسی، برای افزایش شار باریکه‌ی نوترون فوق حرارتی یک سیستم بهینه نوترونی با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX 2.4.0 طراحی شده است. مؤلفه‌های مختلف نوترون و اشعه گاما در خروجی سیستم و درون فانتومی از سر انسان محاسبه شده‌اند.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]

مجموعه‌ای از کند کننده، بازتابنده و فیلترهای نوترونی و گاما برای هدایت و کاهش انرژی نوترون‌ها به محدوده‌ی نوترون‌های فوق حرارتی بهینه شده است. چندین فیلتر برای کاهش شدت نوترون‌های سریع، مورد شبیه‌سازی و آزمایش قرار گرفتند. با توجه به بالا بودن سطح مقطع جذب Li در ناحیه حرارتی، مقدار ضخامت فیلتر Li تعیین گردید. از Bi بنا به دلایلی از جمله اینکه حفاظ بسیار مناسبی برای اشعه گاما است و نوترون‌های فوق حرارتی را با ضریب انتقال بسیار بالایی از خود عبور می‌دهد؛ به‌عنوان فیلتر فوتونی استفاده شد. در مقایسه با سیستم پیشنهادی مرجع (۵)، شار نوترون فوق حرارتی درخروجی سیستم کنونی حدود ۳۸ درصد افزایش یافته است. گذشته از این، در مرجع (۵) بخش قابل توجهی از بازتابنده از برلیم ساخته شده که از لحاظ اقتصادی نسبت به Al_2O_3 گران‌تر است. با توجه به شکل ۴ با انتخاب مقدار بهینه‌ای برای ضخامت فیلتر نوترونی Pb (حدود یک سانتی‌متر)، شارنوترون فوق حرارتی نزدیک لبه‌ی فانتوم حدود $۸/۹۴\times۱۰^{۴} cm^{-۲}s^{-۱}$ و شار نوترون حرارتی درون فانتوم سر به حد بیشینه‌ی $۱/۱۹\times۱۰^{۵}\ cm^{-۲}s^{-۱}$ می‌رسند. در عمق حدود ۲ سانتی‌متر، نسبت شار حرارتی به شار فوق حرارتی حدود سه برابر شده است (شکل ۵)؛ که نشان می‌دهد چنین سیستمی برای درمان تومورهای در عمق مذکور مناسب‌تر است. با حضور ^{۱۰}B در مغز، جذب نوترون در اطراف عمق مذکور بیشتر از نواحی دیگر مغز صورت می‌گیرد و توزیع فضایی شار حرارتی یکنواخت‌تر می‌شود (شکل ۶)؛ که با توجه به LET و اثر زیستی نسبی (RBE) بالای ذرات آلفا و لیتیوم می‌توان گفت چنانچه توموری در چنین عمقی باشد نسبت به اطرافش بیشتر آسیب می‌بیند. پیشنهاد می‌گردد در بررسی‌های آتی (الف) جنس‌های مختلفی برای بازتابنده‌ها در نظر گرفته شود. (ب) برای درمان تومور واقع در دیگر عمق‌ها درون فانتوم، توزیع شار در ناحیه‌ی فوق حرارتی بر حسب انرژی تغییر یابد و جستجو شود.

سپاس و قدردانی

این مقاله حاصل اجرای طرح پژوهشی PGU/FS/۲۱-۴/۱۳۹۲/۳۱۵۶ می‌باشد که با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه خلیج‌فارس انجام شده است. همچنین، از دانشگاه بیرجند سپاس‌گزاری می‌شود.

References:

1.Dias Az, Coderre JA, Chanana AD, et al. Boron neutron capture therapy for malignant gliomas. Ann Med 2000;32:81-5.
2.Fukuda H, Honda C, Wadabyashi N, et al Pharmacokinetics of ^{10}B–p- boronophenylalanine in tumor, skin and blood of melanoma patients. Melanoma Res 1999;9:75-83.
3.Nano R, Barni S, Chiari P, et al. Efficacy of boron neutron capture therapy on liver metastases of colon adenocarcinoma. Oncol Rep 2004;11:149-53.
4.Ghassoun J, Merzouki A, Morabiti A. El and Jehouani A. On the ^{252}Cf primary and secondary gamma rays and epithermal neutron flux for BNCT. Nucl. Instrum Meth Phys Res B 2007;263:231-233.
5.Ghassoun J, Chkillou B, Jehouani J. Spatial and spectral characteristics of a compact system neutron beam designed for BNCT facility. Appl Radiat Isot 2009;67:560-4.
6.Moussaoui F. El, Bardouni T. El, Azahra M, et al. Monte Carlo calculation for the development of a BNCT neutron source (1eV-10KeV) using MCNP code. Can Rad Therap

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]

2008;12: 360- 4.
7.Waters S, ed., MCNPX User's Manual Version 2.4.0, Los Alamos National Laboratory report, LA-CP-02-408 (September 2002).
8.Ghassoun J, Chkillou B, Jehouani A. Monte Carlo method for electron and photon absorbed dose distribution and beam quality for radiotherapy applications. Phys Chem News 2007;36(8):63-6.
9.Kenneth Shultis J, Richard E. Radiation Shielding Department of Nuclear engineering Kansas State University Manhattan, Prentice Hall PTR 1996;145.
10.Mirzaie M, Mowlavi A, Mohammadi S, et al. Absorbed dose calculation from beta and gamma rays of ^{131}I in ellipsoidal thyroid and other organs of neck with MCNPX code. ISMJ 2012;15(3):201-8.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]

ISMJ 2015; 17(6): 1113-1119

Original Article

Optimization of the geometry and composition of a neutron system for treatment by Boron Neutron Capture Therapy

R. Gheisari [1*], M. M. Firoozabadi [2], H. Mohammadi [2]

[1] ***Physics Department, Faculty of Science, Persian Gulf University, Bushehr, IRAN***

[2] ***Department of Physics, Faculty of Science, Birjand University, Birjand, IRAN***

(Received 16 Jul, 2013 Accepted 2 Nov, 2013)

Abstract

Background: In the field of the treatment by Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), an optimized neutron system was proposed. This study (simulation) was conducted to optimize the geometry and composition of neutron system and increase the epithermal neutron flux for the treatment of deep tumors is performed.

Materials and Methods: A neutron system for BNCT was proposed. The system included ^{252}Cf neutron source, neutron moderator/reflector arrangement, filter and concrete. To capture fast neutrons, different neutron filters Fe, Pb, Ni and PbF_2 with various thicknesses were simulated and studied. Li (with 1 mm thick) was used for filtering of thermal neutrons. Bi with thickness of 1 cm was used to minimize the intensity of gamma rays. Monte Carlo simulation code MCNPX 2.4.0 was used for design of the neutron system and calculation of the neutron components at the output port of the system.

Results: For different thicknesses of the filters, the fast neutron flux, the epithermal and thermal flux were calculated at the output port of the system. The spatial distribution of the fast neutron flux, the epithermal flux and gamma flux in human head phantom with the presence of 40 ppm of ^{10}B were obtained. The present calculations showed that Pb filter (about 1 cm) at the output port is suitable for fast neutron capture. The thickness of Li filter was determined due to its high absorption cross-section in thermal region. Bi was used as a gamma filter by the reason of it is good for shielding gamma rays, while having high transmission epithermal neutrons.

Conclusion: The epithermal neutron flux has enhanced about 38 percent at the output port of the present system, compared with recent system proposed by Ghassoun et al. At 2 cm depth inside the head phantom, the neutron flux reaches a maximum value about $1.19\times10^{5}\,cm^{-2}s^{-1}$. At this depth, the ratio of the thermal neutron flux to the epithermal flux is about three times, that suggests such a neutron system to treat tumors in the proximity of the depth. In the presence of ^{10}B in the brain, at 2 cm depth the neutron absorption takes place more than other areas of the brain, and consequently the thermal flux is depressed uniformly in the head phantom. Due to high LET and RBE of alpha and ^{7}Li particles (obtained by reaction of boron-neutron), the tumor at the mentioned depth is damaged rather than the around.

Keyword: ^{252}Cf source, neutron and photon filters, neutron system, epithermal neutron, head phantom, Monte Carlo simulation

*****Address for correspondence*: Physics Department, Persian Gulf University, Bushehr, IRAN; E-mail: gheisari@pgu.ac.ir

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-01]