

تولید فوتونوترون با شتاب‌دهنده خطی الکترون جهت استفاده در BNCT

مجید شهریاری^(۱) - مرضیه رضازاده^(۲) - میترا اطهری علاف^(۳)

^(۱) دانشگاه شهیدبهشتی- دانشکده مهندسی هسته‌ای- گروه کاربرد پرتوها

^(۲) دانشگاه آزاد- واحد علوم و تحقیقات- گروه مهندسی هسته‌ای

چکیده

چشمه نوترونی برای روش درمانی BNCT مناسب است که شار نوترون فوق‌حرارتی آن بیشتر از $10^9 \text{ n/cm}^2\text{s}$ بوده و حداقل آلودگی به پرتوهای گاما و نوترون‌های سریع را داشته باشد. تا کنون تحقیقات زیادی روی چشمه‌های نوترونی مختلف برای BNCT صورت گرفته است. در این پروژه امکان استفاده از چشمه‌های فوتونوترونی بر پایه شتاب‌دهنده خطی الکترون مورد بررسی قرار گرفته است. محاسبات جهت انتخاب جنس و ابعاد مناسب هدف فوتونوترونی برای مواد Be, BeD_2, BeO, W با استفاده از کد محاسباتی MCNPX شبیه سازی شده است. در هر شبیه سازی جریان و انرژی متوسط نوترون‌ها مورد ارزیابی قرار گرفته است. بهترین حالت بدست آمده هدفی از جنس تنگستن و ضخامت 2 cm و شعاع 8 cm می‌باشد که جریان کل نوترون‌های خروجی از هدف $1.5 * 10^{12} \text{ (n/s)}$ و متوسط انرژی نوترون‌ها 1.47 MeV می‌باشد.

کلید واژه: شتاب‌دهنده خطی الکترون - فوتونوترون - MCNPX-BNCT

۱- مقدمه

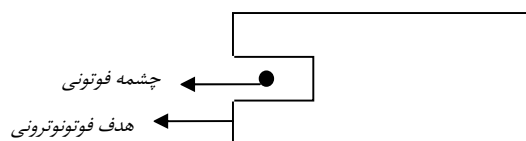
BNCT روشی است برای درمان تومورهای سرطانی غیر متمرکز یا پراکنده که در موقعیت‌های حساسی نظیر مغزو کبد قرار دارند. اولین بار در سال ۱۹۳۶ امکان از بین بردن یا ضعیف کردن سلول‌های سرطانی با جذب عمومی و انتخابی نوترون مورد توجه قرار گرفت [1]. تزریق یک ترکیب قابل حل و غیر سمی مثل بور، می‌تواند میزان جذب انتخابی نوترون توسط سلول سرطانی را بالا ببرد. زیرا سطح مقطع جذب نوترون‌های حرارتی توسط بور به نسبت موادی که در بافت سالم یافت می‌شود حدود ۴۰۰۰ برابر بیشتر است. اجزای اصلی BNCT به سه بخش تقسیم می‌شود: ترکیب حامل بور که بتواند بیشترین بور را در بافت تومور ایجاد کند، منبع تولید نوترون و قسمت شکل‌دهی باریکه نوترونی که بتواند باریکه‌ای با دامنه و انرژی مناسب در محل پرتودهی ایجاد کند.

منابع نوترونی مختلفی نظیر راکتورهای تحقیقاتی هسته‌ای، چشمه‌های رادیو ایزوتوپی، مولدهای نوترون D-D یا D-T و انواع شتاب دهنده‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌اند. [2-5]

تحقیقات نشان داده است که چشمه‌ای برای BNCT مناسب است که با توجه به عمق تومور شار نوترون‌های فوق حرارتی آن در محل پرتودهی بیشتر از $10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ بوده و حداقل آلودگی به پرتوهای گاما و نوترون‌های سریع را داشته باشد [6]. در حال حاضر تنها منابع نوترونی متناسب با این معیارها راکتورهای تحقیقاتی هسته‌ای هستند که آنها هم نیازمند سیستم‌های پیچیده فیلترکردن نوترون تا رسیدن به شرایط مطلوب باریکه نوترونی برای BNCT می‌باشند. همچنین قرار دادن چنین راکتورهایی در محل‌های درمانی امکان‌پذیر نیست.

در شتاب‌دهنده با بمباران هدف‌های مختلف توسط باریکه پروتون و دوترون می‌توان نوترون تولید کرد. یکی از جدیدترین منابع نوترون که مورد توجه قرار گرفته است، تولید فوتونوترون با استفاده از شتابدهنده‌های خطی الکترون است. این شتابدهنده‌ها به میزان قابل توجهی در مراکز درمانی جهت الکترون‌تراپی بکار گرفته می‌شوند و در مقایسه با راکتورهای هسته‌ای و شتابدهنده‌های دیگر بسیار ارزاتر و استفاده از آنها ساده‌تر است. الکترون‌های پرانرژی حاصل از این شتابدهنده‌ها بر اثر تابش ترمزی فوتون‌هایی تولید می‌کنند که، توانایی واکنش فوتونوترون را دارند. با توجه به این‌که تعدادی از این شتاب‌دهنده در کشور ما موجود می‌باشد، لذا در این پروژه امکان استفاده از این شتاب دهنده برای BNCT با استفاده از شبیه سازی دستگاه توسط کد MCNPX بررسی شده‌است.

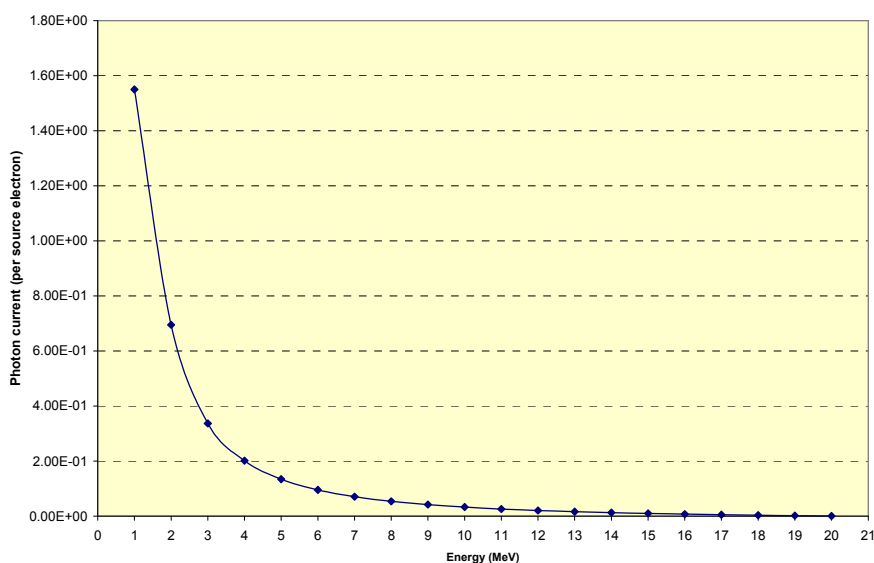
۲- مواد و روش‌ها:



شکل ۱- پیکربندی هدف فوتونوترونی

برای محاسبات از کد MCNPX استفاده شده است. در این کد ترابرد ۳۴ نوع ذره مختلف در هندسه سه بعدی، وابسته به مکان، انرژی، جهت و زمان به روش مونت کارلو انجام می‌گیرد. کتابخانه سطح مقطع کد برای نوترون و پروتون تا 150 MeV موجود می‌باشد. واکنش‌های (γ, n) برای تولید فوتونوترون نیز در این کد شبیه سازی می‌شود. همچنین این کد قابلیت تعریف چشمه‌هایی از نوترون، فوتون، الکترون و پروتون را به طور همزمان دارد

[7]. طیف فوتون‌های تابش ترمزی مطابق طیف شتابدهنده واریان مدل 2300 C/D در نظر گرفته شده است. شکل (۱) نمایی از مجموعه بکار رفته برای تولید فوتون‌ترونی را نشان می‌دهد. برای انتخاب هدف مناسب جهت بمباران کردن فوتون‌ها و تولید نوترون دو شرط انرژی آستانه واکنش (γ, n) و سطح مقطع برهم‌کنش فوتون اهمیت دارد، اتم‌های سنگین نظیر تنگستن و تانتالیوم (W و Ta) دارای انرژی آستانه (γ, n) در حدود 6-8 MeV و $\sigma_{\max}(\gamma, n) \cong 400 \text{ mbarn}$ [8] و برای اتم‌های سبک نظیر بریلیوم و ئیدروژن (^2H و Be) انرژی آستانه (γ, n) در حدود 1.5-2.5 MeV و $\sigma_{\max}(\gamma, n) \cong 2.5 \text{ mbarn}$ می‌باشد [9]. با توجه به موارد مذکور، مواد W, BeD₂, BeO, Be به عنوان هدف فوتون‌ترونی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. برای انتخاب پیکربندی مناسب، جنس و ابعاد هدف فوتون‌ترونی تغییر داده شده و شرایط بهینه براساس دو پارامتر مقدار انرژی متوسط و جریان نوترون‌های خروجی از قاعده هدف استوانه‌ای تعیین گردیده است.



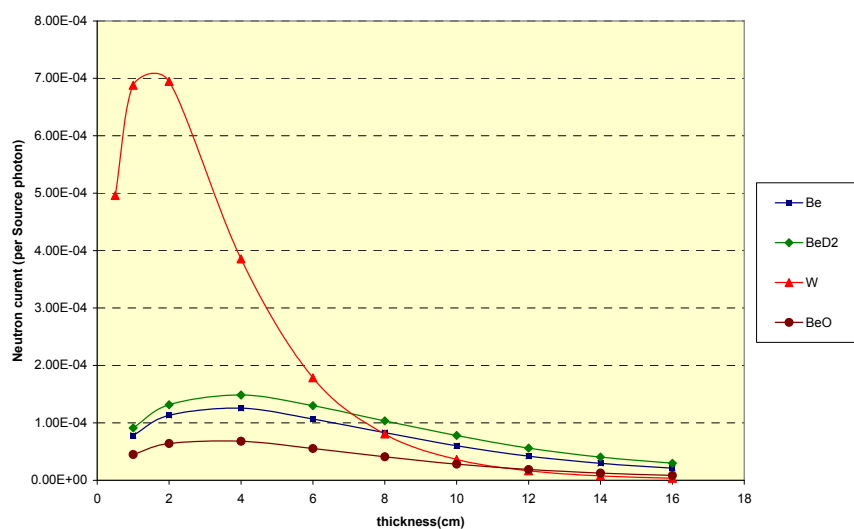
شکل ۲- طیف فوتونی حاصل از شتابنده با الکترون‌های 20 MeV

۳- نتایج :

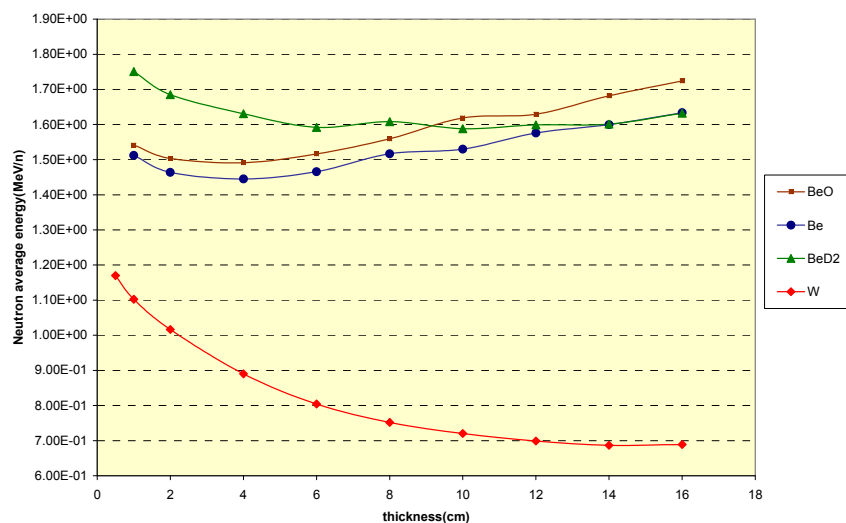
طیف انرژی فوتون‌ها حاصل از شتابدهنده واریان 2300 C/D با شبیه‌سازی الکترون‌های 20 MeV که به هدف تنگستن برخورد می‌کنند، با استفاده از کد MCNPX محاسبه شد. شکل (۲) طیف انرژی بدست آمده را نشان می‌دهد. طیف بدست آمده به عنوان چشمه فوتون برای محاسبه فوتون‌ترونی در ورودی MCNPX قرار داده شد.

و میزان تولید فوتون‌نوترون در هدف‌های Be، BeO، BeD₂ و W محاسبه شده است. در کلیه موارد انرژی متوسط و جریان نوترون‌های خروجی هدف بر حسب تغییرات ضخامت در محدوده بین ۱۶-۰/۵ cm محاسبه گردیده و نتایج حاصل در نمودارهای شکل (۳) و (۴) نشان داده شده است. انرژی متوسط نوترون‌ها در این محاسبات از رابطه (۱) محاسبه شده است.

$$\bar{E} = \frac{\int E\phi(E) dE}{\int \phi(E) dE} \quad (1)$$



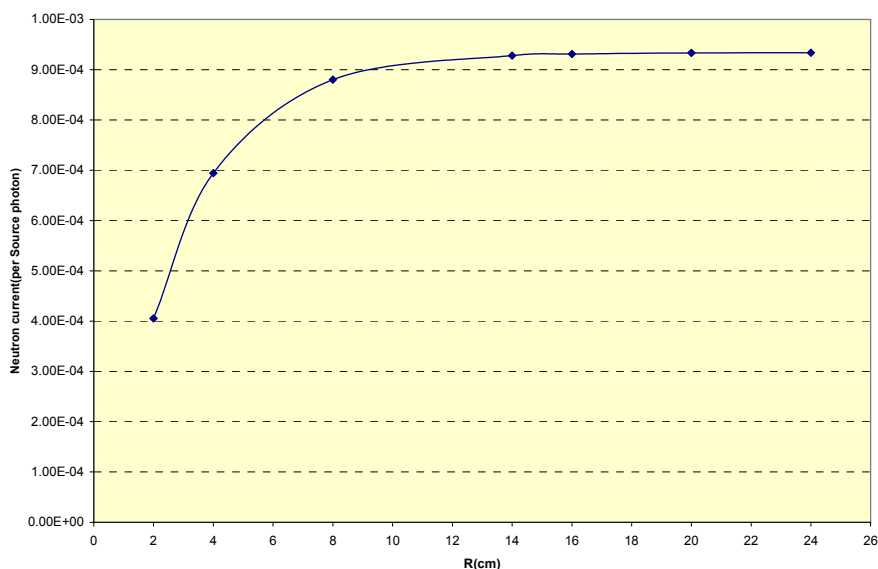
شکل ۳- جریان نوترون تولید شده بر حسب ضخامت برای هدف‌هایی از مواد مختلف



شکل ۴- انرژی متوسط نوترون بر حسب ضخامت برای هدف‌هایی از مواد مختلف

همانطور که نمودار شکل (۳) نشان می‌دهد میزان جریان خروجی نوترون برای تنگستن در ضخامت‌های تا ۶ cm به نسبت دیگر مواد بیشتر است. همچنین با توجه به شکل (۴) انرژی متوسط نوترون‌های حاصل از آن در همه ضخامت‌ها پائین‌تر از دیگر مواد بوده و برای کاربردهای BNCT مناسب‌تر است. لذا برای رسیدن به جریان نوترونی مناسب هدفی از جنس تنگستن به ضخامت ۲ cm انتخاب شد.

پس از تعیین جنس و ضخامت هدف، شعاع هدف به عنوان پارامتر نهایی بررسی گردید. شعاع هدف مورد بررسی در بازه بین ۱ cm - ۲۴ cm تغییر داده شد. نتایج در نمودار شکل (۵) آمده است. همانطور که مشاهده می‌شود از شعاع ۸ cm به بعد تقریباً جریان نوترون‌ها ثابت می‌ماند و مقدار افزایش نوترون‌های تولیدی در مقایسه با افزایش ابعاد هدف ناچیز است. لذا شعاع مناسب برای هدف ۸ cm انتخاب گردید.

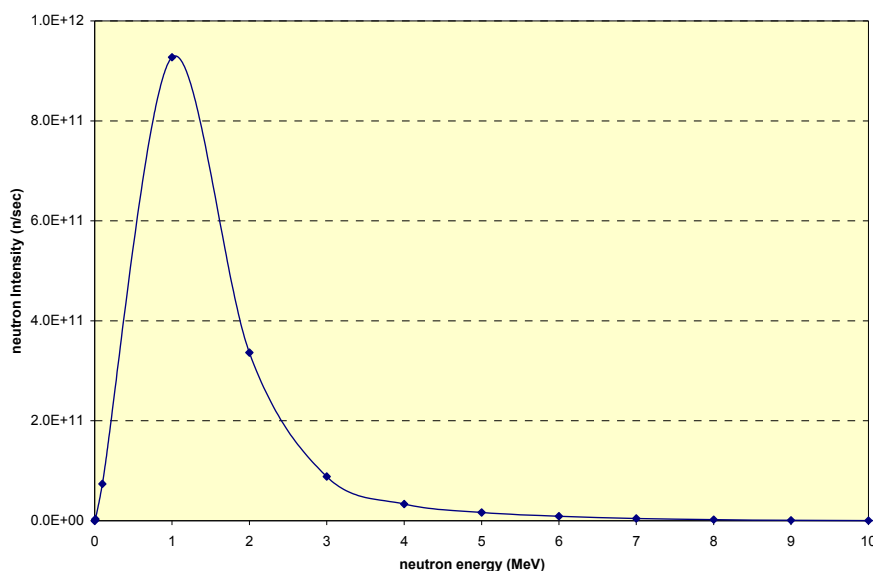


شکل ۵- جریان نوترونی بر حسب شعاع هدف تنگستنی با ضخامت 2cm

محاسبات فوق به ازای یک الکترون شتاب‌دهنده به انجام رسیده است. برای بدست آوردن جریان نوترون خروجی باید نتیجه را در ضریب تبدیل شتاب‌دهنده نیز ضرب کرد. با توجه به مشخصات شتاب‌دهنده واریان تعداد الکترون‌های تولیدی در واحد زمان برابر است با 1.7×10^{14} e/s می‌باشد [8]. جریان نوترون تولیدی با اعمال این ضریب در شکل (۶) مشاهده می‌شود. جریان کل نوترون‌ها 1.5×10^{12} (n/s) و متوسط انرژی آنها در حدود 1.47 MeV می‌باشد.

نتیجه گیری :

فوتون‌های حاصل از شتاب دهنده الکترون واریان 2300 C/D در انرژی 20 MeV با استفاده از کد MCNPX محاسبه گردیده و جهت بررسی تولید نوترون‌های حاصل از واکنش (γ, n) به عنوان ورودی در نظر گرفته شده است. محاسبات MCNPX برای هدف‌های W, Be, Be_2O_3 و BeO انجام شد. D و Be در مقایسه با W انرژی آستانه پایین‌تری دارند ولی سطح مقطع واکنش (γ, n) برای W بیشتر است. همین امر سبب می‌شود که مقدار نوترون‌های تولیدی از هدف تنگستنی بیشتر از هدف‌های سبک باشد. با توجه به جنس و ضخامت هدف، شعاع آن نیز تغییر داده شد و نهایتاً هدفی تنگستنی با ضخامت 2cm و شعاع 8 cm انتخاب گردید و جریان نوترون‌های خروجی این هدف با توجه به جریان شتاب‌دهنده 1.5×10^{12} (n/s) و میانگین انرژی آن 1.47 MeV می‌باشد.



شکل ۶- جریان نوترون بر حسب انرژی نوترون- هدف تنگستنی به ضخامت 2 cm و شعاع 8 cm

با توجه به نتایج بدست آمده، نوترون‌های حاصل از واکنش‌های (γ, n) شتاب‌دهنده الکترون 20 MeV و هدفی از تنگستن، از نظر طیف انرژی و مقدار جریان نوترون مناسب بوده و می‌تواند جهت استفاده در BNCT مورد ارزیابی قرار گیرد.

منابع:

- 1- William H. Sweet “ Early history of development of boron neutron capture therapy of tumors ”
Journal of Neuro-Oncology 33: 19–26, 1997.
- 2- “Current status of neutron capture therapy ” - IAEA-TECDOC-1223- May 2001
- 3- J C Yanch, J K Kimt and M J Wilson “Design of a californium-based epithermal neutron beam for neutron capture therapy ” Phys. Med. Biol. 38 (1993) 1145-1155
- 4- H. Koivunoroa, D.L. Bleuela, U. Nastasib, T.P. Loua, J. Reijonena, K-N. Leunga “BNCT dose distribution in liver with epithermal D–D and D–T fusion-based neutron beams” Applied Radiation and Isotopes 61 (2004) 853–859



-
- 5- D A Allen and T D Beynon , “A design study for an accelerator-based epithermal neutron beam for BNCT ” ,*Phys. Med. Biol.* 40 (1995) 807-821
- 6- N. Cerullo, J. Esposito , G.G. Daquino "Spectrum shaping assessment of accelerator-based fusion neutron sources to be used in BNCT treatment " *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 213 (2004) 641–645
- 7- “MCNPX User's Manual, Version 2.4.0,” LA-CP-02-408 (September 2002)
- 8- R. Bevilacqua, G. Giannini, F. Calligarisa, D. Fontanarosaa, F. Longoa, G. Sciana, P. Totaroa, K. Vittora, E. Vallazzaa, M. Severgninig, R. Vidimarig, G. Bartesaghib, V. Contib, V. Mascagnab, C. Perbonib, M. Prestb, G. Gambarinib, S. Gayb, M.A. Valenteb, A. Mozzanicae, A. Montih, A. Ostinellih, L. Azariod, A. Fidanzioid, A. Piermatteid, O. Borlac, Elisabetta Durisic, F. Fasoloc, U. Nastasic, E. Perosinoc, A. Zaninic, L. Tommasinoi “PhoNeS: A novel approach to BNCT with conventional radiotherapy accelerators” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 572 (2007) 231–232
- 9- L. Auditore , R.C. Barna , D. De Pasquale , A. Italiano, A. Trifiro, M. Trimarchi “Study of a 5MeV electron linac based neutron source” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 229 (2005) 137–143