



بهینه‌سازی مجموعه شکل دهنده طیف در روش BNCT جهت درمان تومورهای سطحی توسط چشمه فوتونوترون با استفاده از کد شبیه سازی MCNPX

قیاسی، هدیه سادات و مسعودی، سیدفرهاد

دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، دانشکده فیزیک، گروه هسته‌ای

چکیده:

طراحی یک مجموعه شکل دهنده طیف (BSA) به منظور بهینه کردن طیف نوترونی مورد استفاده در روش نوترون تراپی با بور (BNCT) نقش اصلی در این روش درمان دارد. در این مقاله با استفاده از کد MCNPX، به منظور تولید پرتو نوترونی بهینه حاصل از شتاب دهنده خطی الکترونی با انرژی ۱۸ مگا الکترون ولت، فرایند بازطراحی و بهینه‌سازی مجدد قسمتی از مجموعه‌ای که قبلاً مورد بررسی قرار گرفته و کارایی آن توسط معیارهای آژانس انرژی اتمی مورد تایید قرار گرفته، به منظور بهبود مقادیر پارامترهای پرتو خروجی و همچنین دستیابی به ساختاری ساده‌تر و با قابلیت بیشتر و امکان ساخت راحت‌تر انجام شده و در نهایت پارامترهای باریکه خروجی در انتهای مجموعه اندازه‌گیری و نتایج آن گزارش شده است.

کلمات کلیدی: BNCT، مجموعه شکل دهنده طیف، چشمه فوتونوترون، تومورهای سطحی

BSA optimization in photoneutron based BNCT method for superficial tumor treatment by MCNP

Ghiasi, Hedieh S.; Masoudi S.Farhad

Physics department, KN Toosi University of Technology

Abstract:

Designing a beam shaping assembly in order to optimize the neutron beam's spectrum for BNCT plays a main role in the treatments by this manner. In this paper, using the MCNPX code, for producing of optimal neutron beam based 18 MeV electron linac, the process of a previously investigated configuration is redesigned and re-optimized. Although the efficiency of the configuration has been confirmed by the Atomic Energy Agency's criteria, however, the re-optimization process is done in order to improve the values of the in-air parameters as well as to achieve a simpler, more capable structure and easier construction. We finally report the in-air parameters at the end of the beam port of the new configuration.

Keywords: BNCT, BSA, Photoneutron source, Surface tumor

مقدمه :

درمان بوسیله گیراندازی نوترون توسط بور از روش‌های نوین و امیدبخش درمان تومورهای سرطانی موضعی است. اساس این روش بمباران ناحیه تومور نشان‌دار شده با بور- 10 توسط نوترون‌های با شدت و انرژی مناسب است. ذرات پرنرژی و سنگین آلفا و لیتیم ناشی از واکنش شکافت بور (ناشی از جذب نوترون توسط هسته‌های بور) به دلیل ماهیتشان دارای LET بالایی هستند و بدلیل جرم زیادشان مسیر کوتاهی را در



بافت طی می‌کنند (۹-۵ میکرومتر) در نتیجه انرژی خود را در ناحیه‌ای قابل مقایسه با ابعاد سلولی تخلیه کرده و باعث نابودی آن می‌شوند و در عین حال کمترین آسیب را به سلول‌های سالم مجاور وارد می‌کنند. برای یک درمان موفق، مقدار مناسبی از بور باید در سلول‌های تومور جای گیرد و همچنین تعداد مناسبی از نوترون‌ها که بسته به نوع و عمق تومور از محدوده فوق حرارتی تا حرارتی را تشکیل می‌دهند، جذب سلول‌های تومور شوند تا طبق واکنش باعث مرگ سلولی در آن ناحیه شوند.

نوترون‌ها با توجه به انرژی‌شان به سه گروه حرارتی ($E_n < 0.5 \text{ eV}$)، فوق حرارتی ($0.5 \text{ eV} < E_n < 10 \text{ eV}$) و سریع ($E_n > 10 \text{ keV}$) تقسیم می‌شوند. در این میان نوترون‌های حرارتی در BNCT نقش مهم‌تری دارند چرا که دارای عمق نفوذ محدودی بوده و آغازکننده واکنش جذب نوترون توسط بور هستند. اگر هدف از درمان BNCT نابودی یک سلول جای گرفته در اعماق بدن مثل تومورهای مغزی باشد، نوترون‌های فوق حرارتی به کار گرفته می‌شوند تا پس از عبور از بافت‌های بدن و رسیدن به عمق مطلوب، در اثر برخوردهای متوالی انرژی‌شان را از دست داده و به ناحیه حرارتی برسند، اما برای درمان تومورهای سطحی نظیر تومورهای پوستی یا انواع ملانوما از نوترون‌های حرارتی بهره می‌گیرند تا با بیشترین بازده فرآیند جذب نوترون توسط بور در سطح بدن صورت گیرد.

در گذشته در تمام فعالیت‌های درمانی BNCT منابع نوترونی توسط راکتورها تامین می‌شد. با این حال این چشمه نوترونی به واسطه نیاز به فضای وسیع و سازه‌های عظیم و همچنین ریسک خطر آلودگی رادیواکتیو دارای محدودیت‌های فراوانی است. بنابراین توجه‌ها به سمت چشمه‌های نوترونی بر پایه شتاب‌دهنده جلب شده که امروزه یکی از منابع بالقوه نوترونی را برای BNCT در مراکز درمانی تشکیل می‌دهند و دارای مقبولیت بیشتر، حجم فشرده‌تر و قیمت به مراتب ارزان‌تری در مقایسه با راکتورها هستند. با این حال، شدت کم نوترون خروجی در شتاب‌دهنده‌ها از جمله محدودیت‌های این چشمه نوترونی نسبت به راکتورها به حساب می‌آید. بنابراین طراحی یک BSA بهینه برای رفع این مشکل ضروری است.

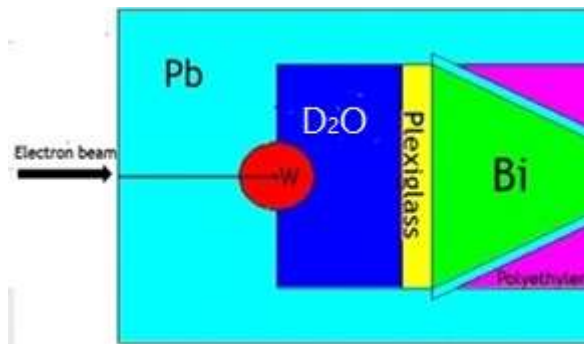
در دهه‌های اخیر استفاده از چشمه‌های فوتونوترونی با استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی الکترونی بسیار مورد توجه محققین قرار گرفته است [۱-۲]. پرتو نوترون در این چشمه طی دو مرحله حاصل می‌شود: بمباران هدف توسط الکترون‌های خروجی از شتاب‌دهنده‌ها و تولید فوتون‌های تابش ترمزی و سپس بمباران هدف فوتونوترون توسط فوتون‌ها و تولید نوترون. بازده مناسب تولید نوترون در این روش منوط به استفاده از موادی با جنس مناسب (سطح مقطع بالا و انرژی آستانه پایین برای واکنش تولید فوتونوترون) و هندسه مناسب به‌عنوان هدف الکترون‌ها و فوتون‌ها و همچنین انرژی بالای فوتون‌های تابیده شده است. در این پژوهش نیز از این چشمه در شبیه‌سازی‌ها استفاده شده است.

مسئله اصلی در این روش بدست آوردن یک پرتو نوترونی با ویژگی‌هایی از جمله طیف انرژی و شدت مناسب است که با معیارهای ارائه شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی IAEA (معیارهای درون هوا) [۳] سنجیده

می‌شود. برای درمان تومورهای سطحی، این معیارها عبارت‌اند از: مقدار شار نوترون حرارتی خروجی (Φ_{th}) بزرگ‌تر از $5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ ، مقدار نسبت شار نوترون حرارتی خروجی به شار کل نوترون‌های خروجی (Φ_{th}/Φ_{total}) بزرگ‌تر از $0/9$ و مقدار نسبت دوز فوتون به شار نوترون حرارتی و مجموع دوز نوترون فوق حرارتی و سریع به شار نوترون حرارتی کوچک‌تر از $2 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$. به این منظور طراحی یک مجموعه شکل دهنده طیف برای رساندن این ویژگی‌ها به ناحیه مجاز و همچنین کاهش حداکثر آلودگی گاما و نوترون‌های خارج از محدوده انرژی مورد نظر موجود در پرتو خروجی بسیار اهمیت دارد. مؤلفه‌های اصلی این مجموعه شامل کندکننده، موازی‌ساز، بازتابنده و یک حفاظ گاما می‌باشد. اساس کار این پژوهش بر پایه بازطراحی مجموعه شکل‌دهنده‌ای است که در مرجع [۴] برای درمان تومورهای سطحی ارائه شده است.

روش کار :

در پژوهشی که قبلاً انجام شده [۴]، با استفاده از نتایج شبیه‌سازی‌های مختلف نشان داده شده که برای یک شتاب‌دهنده الکترونی 18 MeV ترکیبی از یک کره تنگستنی به شعاع ۶ سانتی‌متر به‌عنوان چشمه فوتون‌نوترون، یک استوانه D_2O به ضخامت ۲۰ سانتی‌متر به‌عنوان کندکننده اول، یک استوانه پلگسی گلاس به ضخامت ۵ سانتی‌متر به‌عنوان کندکننده دوم، یک مخروط ناقص بیسموت به ضخامت ۲۷ سانتی‌متر به‌عنوان فیلتر گاما، ترکیب یک مخروط ناقص سربی و استوانه پلی اتیلنی به‌عنوان موازی‌ساز و یک استوانه سربی حول این مجموعه به‌عنوان بازتابنده، می‌تواند با برآورده کردن پارامترهای آژانس انرژی اتمی به‌عنوان یک مجموعه شکل‌دهنده طیف بهینه انتخاب شده و در درمان تومورهای سطحی مؤثر واقع شود. نمای شماتیک این مجموعه در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱: نمای شماتیک پیکربندی کلی BSA

پیچیدگی طراحی موازی‌ساز در BSA ارائه شده بواسطه آن است که دستیابی به معیارهای بیان شده بسیار مشکل بوده و به خصوص رسیدن به $\Phi_{th}/\Phi_{total} = 0/9$ در کنار شار نوترون حرارتی مناسب مستلزم طراحی خاص در انتهای BSA است. در این مقاله به دنبال پیکربندی جدیدی هستیم تا ضمن حفظ پارامترهای پرتو خروجی از مجموعه در محدوده مجاز، از ساختار ساده‌تر و راحت‌تر با پیچیدگی کمتری برخوردار باشد. برای

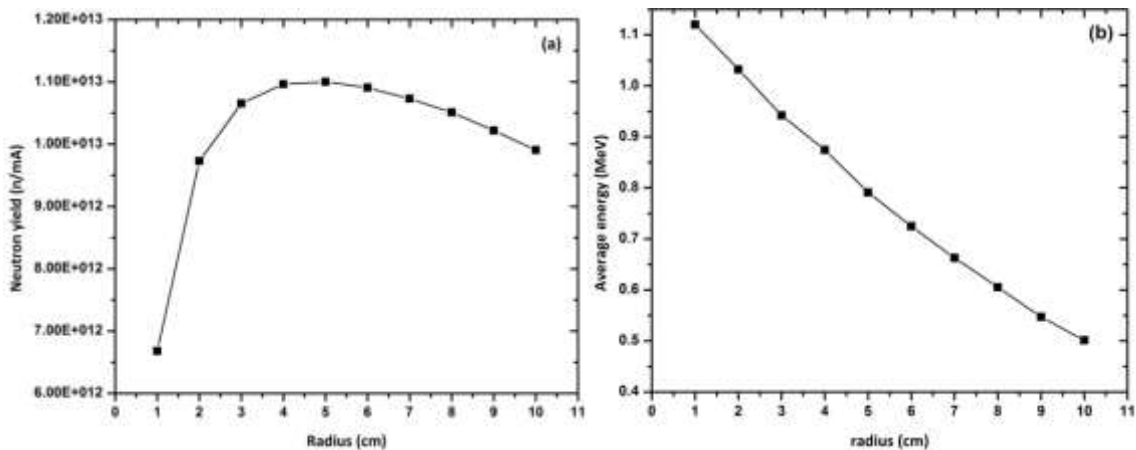


نیل به این هدف شبیه سازی‌های فراوانی انجام گرفت که نتایج آن‌ها نشان داد موقعیت کره تنگستن و شعاع آن تاثیر مستقیم و قابل توجهی بر روی معیارهای قید شده خواهد داشت. محاسبات با استفاده از کد MCNPX انجام شده و در کل محاسبات تعداد ذرات چنان لحاظ شده تا درصد خطا زیر یک درصد باشد.

نتایج:

الف) بهینه‌سازی چشمه فوتونوترون

فارغ از مقدار انرژی الکترون‌های فرودی به تنگستن و یا شکل هندسی آن، با افزایش شعاع تنگستن شاهد افزایش تعداد نوترون تولید شده در آن هستیم اما از شعاع مشخصی به بعد تعداد نوترون کمتر شده و جریان نوترون تغییرات چندانی ندارد (شکل ۲-a). از طرف دیگر با افزایش شعاع تنگستن میانگین انرژی نوترون‌های خروجی از آن کاهش یافته و این روند نزولی با شیب یکسانی ادامه می‌یابد (شکل ۲-b) [۵]. در نتیجه با توجه به این که در این پژوهش به دنبال نوترون‌های هرچه کم انرژی‌تر برای درمان‌های سطحی هستیم، می‌توان با انتخاب شعاع‌های بزرگ‌تر برای تنگستن، ضمن از دست ندادن مقدار قابل توجه جریان خروجی، شاهد کاهش بیشتر انرژی نوترون‌ها و در نتیجه سهولت فرایند بهینه سازی پرتو خروجی باشیم.



شکل (۲): نمودار بهره (a) و انرژی میانگین نوترون‌های خروجی (b) بر حسب شعاع تنگستن

کروی شکل برای لیناک ۱.۸MeV.

با توجه به این نکته، بهینه‌سازی مجدد ابعاد و مکان چشمه فوتونوترونی در یک حالت ساده شده مجموعه شکل دهنده طیف قبلی (حذف استوانه پلی‌اتیلن و مخروط سرب به‌عنوان موازی‌ساز) صورت گرفته و در نهایت پارامترهای پرتو خروجی مجدداً در انتهای دهانه این مجموعه اندازه‌گیری شده‌اند.

نتیجه شبیه‌سازی‌ها برای حالتی که مکان کره تنگستنی مورد آزمایش قرار گرفته شده، در جدول ۱ ذکر شده است. به این منظور برای یک شعاع خاص تنگستن (۶ سانتی‌متر)، سه حالتی که کره تنگستن تماماً داخل سرب باشد، کره تنگستن تماماً داخل کندکننده اول باشد و یا نیمی از کره تنگستن داخل سرب و نیمی از آن داخل کندکننده اول باشد، مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهند حالتی که نیمی از کره تنگستن داخل



سرب و نیمه داخلی کندکننده قرار دارد، به دلیل داشتن پارامترهای بهتر و همچنین سهولت در ساخت نسبت به دو حالت دیگر، ایده‌آل‌ترین وضعیت را دارد.

همچنین جدول شماره (۲) نتایج شبیه‌سازی‌ها را برای شعاع‌های مختلف تنگستن کروی شکل نشان می‌دهد. شعاع کره تنگستن در مقادیر مختلف آزمایش شده و در نهایت با توجه به حصول به مقدار بیشینه برای پارامتر $\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$ ضمن حفظ دیگر پارامترها در محدوده مجاز، مقدار بهینه شعاع کره تنگستن ۸ سانتی‌متر انتخاب شد.

جدول (۱): تغییرات شار نوترون حرارتی و نسبت آن به شار کل بر حسب مکان هدف فوتونوترون

$\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$	$\varphi_{th} (\times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{mA})$	مکان کره تنگستن به شعاع ۶ سانتی‌متر	ساختار مجموعه
۰/۸۴	۰/۹۰۳	نیمه داخلی سرب و نیمه داخلی کندکننده	۲۰ cm D ₂ O+ ۵cm Plexiglas+ ۲۷cm Bismuth
۰/۸۵	۱/۰۱۸	کامل داخلی کندکننده	
۰/۷۶	۱/۰۳۱	کامل داخلی سرب	

جدول (۲): تغییرات شار نوترون حرارتی و نسبت آن به شار کل بر حسب شعاع هدف فوتونوترون

$\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$	$\varphi_{th} (\times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{mA})$	شعاع تنگستن (cm)	ساختار مجموعه
۰/۶۴	۱/۷۰۶	۳	۲۰ cm D ₂ O+ ۵cm Plexiglas+ ۲۷cm Bismuth
۰/۷۱	۱/۳۵۶	۴	
۰/۸۳	۱/۱۶۸	۵	
۰/۸۴	۰/۹۰۰	۶	
۰/۸۶	۰/۸۷۵	۷	
۰/۸۹	۰/۷۸۷	۸	
۰/۸۸	۰/۶۸۱	۹	
۰/۸۸	۰/۶۰۱	۱۰	

ب) انتخاب موازی‌ساز و فیلتر گاما

به منظور بهبود بخشیدن پارامتر $\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$ و رساندن آن به محدوده قابل قبول آژانس، استفاده از یک موازی‌ساز در مجموعه شکل‌دهنده طیف می‌تواند کارساز باشد. به همین جهت از یک مخروط ناقص از جنس پلی‌اتیلن حول مخروط ناقص بیسموت (فیلتر گاما) به عنوان موازی‌ساز استفاده شد. همچنین با توجه به بهبود مقادیر پارامترها نسبت به پژوهش قبلی که با شعاع ۶ سانتی‌متر کره تنگستن انجام شده بود، ضخامت‌های مختلف کمتر از ۲۷ سانتی‌متر نیز برای بیسموت بررسی شده و در جدول ۳ گزارش شده است.



با توجه به نتایج جدول (۳)، و با توجه به این که با کاهش یافتن ضخامت بیسموت، پارامتر مربوط به شار افزایش یافته (در حالی که پارامترهای مربوط به دوز در محدوده مجاز هستند)، ضخامت $۲۴/۵$ سانتی‌متر به عنوان ضخامت نهایی و بهینه برای مجموعه شکل دهنده طیف انتخاب شد. با توجه به نتایج، پیکربندی نهایی با لیناک ۴ mA می‌تواند معیارهای درون هوا را برآورده کند.

بحث و نتیجه‌گیری :

در این پژوهش، جهت دستیابی به یک پرتو نوترونی بهینه و مناسب درمان، یک چشمه فوتونوترونی متشکل از یک کره تنگستن با شعاع ۸ سانتی‌متر به عنوان چشمه نوترونی و ترکیبی از D_2O ، پلگسی گلاس، سرب، بیسموت و پلی‌اتیلن به عنوان کندکننده‌ها، بازتابنده، حفاظ گاما و موازی‌ساز یک مجموعه شکل دهنده طیف طراحی گردید که محاسبات انجام شده توسط شبیه‌سازی‌ها روی پرتو خروجی در انتهای مجموعه نشان می‌دهند که مجموعه اخیر با دارا بودن مقدار قابل توجه پارامتر $\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$ نسبت به سایر مجموعه‌های طراحی شده تا به امروز، پارامترهای مورد نظر آژانس انرژی اتمی را با لیناک ۴ mA برآورده کرده و می‌تواند در درمان تومورهای سطحی نظیر انواع تومورهای پوستی (ملانوما) به روش BNCT بسیار مؤثر باشد.

جدول (۳): تغییرات شار نوترون حرارتی و نسبت آن به شار کل بر حسب ضخامت فیلتر گاما

$\frac{\dot{D}_\gamma}{\varphi_{th}}$ ($\times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2$)	$\frac{\dot{D}_{epi/fast}}{\varphi_{th}}$ ($\times 10^{-14} \text{ Gy.cm}^2$)	$\frac{\varphi_{th}}{\varphi_{tot}}$	$\varphi_{th} (\times 10^8 \text{ n/cm}^2.\text{s. mA})$	ضخامت بیسموت (cm)
۱/۰۳۱	۴/۱۸۰	۰/۹۶	۰/۹۸۰	۲۷
۱/۵۷۵	۲/۹۷۳	۰/۹۶	۱/۱۶۳	۲۵
۱/۶۸۵	۲/۳۴۰	۰/۹۶	۱/۲۲۰	۲۴/۵
۲/۱۵۵	۵/۳۷۸	۰/۹۶	۱/۲۸۴	۲۴
۲/۴۴۵	۵/۷۳۵	۰/۹۶	۱/۴۱۸	۲۳
۲/۹۹۶	۱/۷۱۵	۰/۹۷	۱/۵۹۸	۲۲
۳/۳۱۰	۱/۹۱۵	۰/۹۷	۱/۶۴۸	21
۵/۲۶۶	۲/۶۱۵	۰/۹۶	۱/۷۷۵	20
۶/۷۴۷	۲/۱۷۲	۰/۹۶	۱/۹۵۵	19

مراجع :

- [1] F. Rahmani, M. Shahriari, A. Minoochehr, H. Nedaie, Feasibility study on the use of uranium in photoneutron target and BSA optimization for Linac based BNCT, Nucl. Instrum. Meth. A. **641** (2011) 136-140.



[2] F. Torabi, S.F. Masoudi, F. Rahmani, F.S. Rasouli, BSA optimization and dosimetric assessment for an electron linac based BNCT of deep-seated brain tumors, *J Radioanal Nucl Chem* **300** (2014) 1167-1174.

[3] IAEA-TECDOC-1223, Current Status of Neutron Capture Therapy, 2001, International Atomic Energy Agency.

[۴] حریف بیلندی، مریم؛ مسعودی، سید فرهاد؛ حاتمی، محمد محسن؛ «بهینه‌سازی چشمه‌های فوتونوترونی بر پایه شتاب‌دهنده خطی لیناک 18 MeV برای درمان تومورهای پوستی»؛ کنفرانس فیزیک ایران، تابستان ۱۳۹۵.

[5] S.Farhad Masoudi, Fatemeh S. Rasouli, Investigating a multi-purpose target for electron Linac based photoneutron sources for BNCT of deep-seated tumors, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, **356–357** (2015) 146–153.