

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

طراحی هدف چندمنظوره برای چشمه‌های نوترونی مبتنی بر شتابدهنده الکترون جهت استفاده در BNCT

رسولی، فاطمه سادات - مسعودی، سید فرهاد*

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، دانشکده فیزیک، گروه هسته‌ای کاربردی

چکیده

طراحی باریکه نوترونی مناسب، نقش کلیدی در کارآمدی درمان تومورهای عمقی در روش BNCT دارد. در این مقاله با استفاده از شبیه‌سازی‌های انجام شده به کمک کد MCNPX، هدفی (target) چندمنظوره برای تولید نوترون مبتنی بر شتابدهنده الکترونی طراحی شده است. اهمیت هدف طراحی شده در هندسه بسیار ساده آن، و استفاده چندمنظوره از یک ماده با چهار کاربرد همزمان مولد الکترون-فوتون، مولد فوتون-نوترون، تکثیرکننده نوترون، و کندکننده است. بر پایه چشمه پیشنهاد شده، طیف بهینه به منظور استفاده در BNCT طراحی شده است. همچنین نمودارهای توزیع دوز بر حسب عمق نفوذ به فانتوم سر مورد بررسی قرار گرفته و پارامترهای درون فانتوم نیز مشخص شده‌اند.

کلمات کلیدی: BNCT، چشمه فوتونوترون، مجموعه شکل‌دهنده طیف (BSA)، دزیمتری

مقدمه

نوترون‌تراپی روشی مناسب برای درمان تومور، به ویژه درمان تومورهای عمقی به شمار می‌آید. به عنوان زیرشاخه‌ای از این روش، می‌توان به نوترون‌تراپی با بور یا BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) به منظور درمان تومورهای بدخیم مغزی اشاره کرد. طیف نوترونی مورد استفاده برای درمان به این روش، بسته به نوع تومور و عمق آن، باید به گونه‌ای طراحی شود که درحالی‌که بیشترین دوز در تومور تخلیه می‌شود، دوز رسیده به بافت سالم از مقدار مجاز فراتر نرود. استفاده از چشمه‌های تولید نوترون مناسب، یکی از کلیدی‌ترین قسمت‌های طراحی پرتو برای دستیابی به این هدف به شمار می‌آید. شایستگی پرتو نوترونی که در درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد، بر اساس موقعیت تومور، با معیارهای پیشنهاد شده توسط IAEA [۱] سنجیده می‌شود. اگرچه ^{10}B سطح مقطع بالایی برای جذب نوترون‌های گرمایی دارد، دلیل وجود معیاری برای شار نوترون‌های فوق گرمایی قبل از ورود به فانتوم را می‌توان با از دست رفتن انرژی این نوترون‌ها در اثر عبور از بافت سالم قبل از تومور و رسیدن به محدوده گرمایی توجیه کرد. نوترون‌های گرمایی وارد شده به ناحیه‌ی

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

تومور، آماده گیراندازی توسط هسته‌های ^{10}B و تولید ذرات آلفا و لیتیم، که عامل نابودی سلول‌های سرطانی در این روش محسوب می‌شوند، خواهند بود.

اگرچه تاکنون راکتورهای هسته‌ای تنها چشمه‌های تولید نوترون جهت بکارگیری در BNCT به شمار می‌آیند، با این وجود به دلیل مشکلاتی مانند هزینه بالای ساخت و راه‌اندازی و عدم امکان استفاده در بیمارستان‌ها، طراحی چشمه‌های نوترونی مناسب به عنوان جایگزینی برای آن‌ها ضروری به نظر می‌رسد. از میان روش‌های مختلف پیشنهاد شده برای تولید نوترون برای BNCT، چشمه‌های مبتنی بر شتابدهنده‌های پروتونی و الکترونی از اهمیت بالایی برخوردارند. در این میان، طراحی چشمه‌های فوتونوترونی با استفاده از شتابدهنده‌های الکترونی در بین محققین ایرانی مورد توجه قرار گرفته، و تحقیقات مختلفی در این زمینه انجام و منتشر شده است [۲-۳]. یکی از مشکلات اصلی بیشتر طراحی‌های صورت گرفته در این زمینه، نامناسب بودن هدف نهایی، چه از نظر جنس و چه از نظر هندسه است. در این مقاله بر آن هستیم تا هدف چند منظوره‌ای را برای تولید مناسب‌ترین شار نوترون فوق گرمایی طراحی کنیم. طراحی به قسمی صورت می‌گیرد که هندسه هدف نهایی علاوه بر کاربری همزمان به عنوان مولد الکترون-فوتون، مولد فوتون-نوترون، تکثیرکننده، و کندکننده نوترون، از هندسه‌ای ساده برخوردار باشد. با طراحی و بهینه‌سازی مجموعه شکل‌دهنده طیف (BSA) و انجام محاسبات دزیمتری، نشان خواهیم داد که چشمه طراحی شده قابلیت بکارگیری در روش BNCT برای دستیابی به درمان مناسب را داراست.

روش کار

در این مقاله، از کد مونت کارلوی MCNPX برای دستیابی به نتایج مطلوب استفاده شده است. با استفاده از شبیه‌سازی‌های صورت گرفته به کمک این کد، باریکه‌ای از الکترون‌های 25 MeV به هدف‌های مختلف، از نظر جنس و هندسه، تابیده شده و بهترین هدف با توجه به بیشترین توان تولیدی انتخاب خواهد شد. چنین طراحی برای هر دو هدف الکترون-فوتون و فوتون-نوترون انجام خواهد گرفت. در نهایت از بین نتایج بدست آمده، هدفی مورد استفاده قرار خواهد گرفت که از نظر طراحی در عمل، دارای مناسب‌ترین هندسه و ساده‌ترین شکل ممکن باشد. در مرحله بعد، تلاش خواهد شد تا با طراحی مجموعه شکل‌دهنده مناسب، معیارهای پیشنهاد شده توسط IAEA برآورده گردد. به منظور مطالعه عملکرد طیف طراحی شده درون بافت و بررسی میزان شایستگی آن برای درمان تومورهای عمقی به روش BNCT، محاسبات دزیمتری با استفاده از فانتوم سر SNYDER انجام خواهد گرفت. در کلیه شبیه‌سازی‌های انجام شده، تعداد ذرات دنبال شده به قسمی انتخاب شده است که میزان خطا در نتایج کمتر از یک درصد باشد.

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

نتایج

طراحی هدف چندمنظوره: در جدول ۱، بهره تولید فوتون برای مواد مختلف اورانیوم، تنگستن، سرب، و تانتال با هندسه کروی و برای شعاع‌های مختلف ارائه شده است. چنانکه مشاهده می‌شود، بهره فوتونی برای تمامی هدف‌های مورد استفاده، در مقدار بیشینه هریک، با تقریب خوبی یکسان است. با توجه به این جدول، و انتخاب ماده مناسب، می‌توان هدف فوتون-نوترون را بهینه کرد. محاسبات مربوط به چنین طراحی جدول ۱: بهره تولید فوتون در برخورد باریکه الکترونی ۲۵ MeV به چهار هدف اورانیوم، تنگستن، سرب، و تانتال با شعاع‌های مختلف.

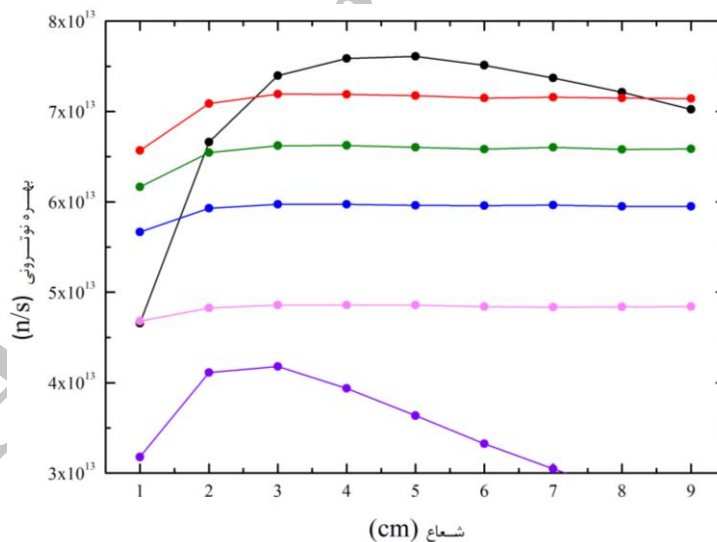
شعاع (cm)	۰/۱	۰/۲	۰/۲۵	۰/۳	۰/۴	۰/۵	۰/۶	۰/۷۵	۱/۲۵
U	۱/۶۲	۲/۹۰	۳/۳۹	۳/۷۳	۴/۰۰	۳/۸۵	۳/۵۵	۳/۱۴	۲/۱۹
W	۱/۷۲	۳/۰۳	۳/۴۹	۳/۸۳	۴/۰۱	۳/۷۷	۳/۴۴	۳/۰۱	۲/۰۴
Pb	۱/۰۷	۱/۹۵	۲/۳۱	۲/۶۵	۳/۲۶	۳/۶۶	۳/۸۲	۳/۸۰	۲/۹۷
Ta	۱/۴۲	۲/۵۴	۳/۰۲	۳/۴۵	۳/۹۰	۳/۹۵	۳/۷۶	۳/۴۱	۲/۴۷

برای ۰/۴ cm تنگستن به عنوان هدف الکترون-فوتون در مرجع [۲] انجام شده است. موادی مانند اورانیوم و تنگستن گزینه‌های مناسبی برای بکارگیری به عنوان هدف فوتون-نوترون به شمار می‌آیند. طراحی‌هایی که در مقالات اخیر گزارش شده نیز بر اساس نتایج مشابه انجام شده است. به عنوان مثال در مرجع [۴]، استفاده از یک نیمکره تنگستن که توسط یک کره اورانیومی احاطه شده، به عنوان بهترین هندسه گزارش شده است، که به دلیل مشکلات عملی، طراحی بهینه‌ای محسوب نمی‌شود. هدف پژوهش حاضر، طراحی یک هدف چندمنظوره با هندسه‌ای ساده است. مطابق نتایج فوق، ماده‌ای مانند تنگستن هم هدف الکترون-فوتون و هم هدف فوتون-نوترون مناسبی به حساب می‌آید. بنابراین در صورت برخورد مستقیم الکترون‌های ۲۵ MeV به تنگستن، شعاع‌های اولیه نقش تولیدکننده فوتون را ایفا خواهند کرد، و از برهم‌کنش فوتون‌های تولیدشده با تنگستن در ضخامت‌های بیشتر، نوترون تولید خواهد شد. با توجه به شکل (۱)، که بهره نوترون را برای شعاع‌های مختلف تنگستن با هندسه‌های متفاوت نشان می‌دهد، استفاده از هندسه کروی با شعاع ۴ cm منجر به بهترین نتیجه خواهد شد.

علیرغم بهره مناسب، انرژی نوترون‌های تولیدشده با استفاده از تنگستن در محدوده مناسب برای استفاده در درمان نیست. به عنوان مثال، میانگین انرژی نوترون‌های تولیدشده در برخورد الکترون‌های ۲۵ MeV با تنگستن کروی به شعاع ۱ cm برابر ۱/۲۵ MeV است؛ بدین معنی که نوترون‌های تولیدشده متعلق به محدوده‌ی انرژی سریع بوده و بنابراین

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

انرژی آنها برای استفاده در درمان باید کاهش پیدا کند. این نکته بر ضرورت بکارگیری BSA دلالت دارد. با این وجود، هرچه انرژی نوترون‌های تولید شده بیشتر باشد، طراحی BSA مشکل‌تر و پیچیده‌تر خواهد بود. دلیل این امر، نیاز به استفاده از ضخامت‌های بیشتری از کندکننده است که نهایتاً منجر به از دست رفتن شار نوترون‌های فوق‌گرمایی خواهد شد. طبق شکل (۱)، با افزایش شعاع هندسه کروی از ۴ cm تا ۶ cm، بهره نوترون تقریباً ثابت خواهد ماند. از سوی دیگر، نتایج محاسبات انجام شده برای انرژی میانگین نوترون برای شعاع‌های مختلف نشان داد که به ازاء هر یک سانتی‌متر افزایش شعاع، انرژی میانگین نوترون‌ها به میزان ۱۰-۹ درصد کاهش خواهد یافت. بدین ترتیب در صورتی که به جای شعاع ۴ cm تنگستن، از شعاع ۶ cm استفاده شود، ضمن حفظ بهره نوترون‌های تولید شده، انرژی میانگین نوترون‌ها به میزان ۲۰ درصد کاهش خواهد یافت. بکارگیری این هندسه، به این دلیل که بدون کاهش شار، منجر به کاهش انرژی نوترون‌ها خواهد شد، در دستیابی به شار مناسب نوترون فوق‌گرمایی نهایی خروجی از BSA بسیار تأثیرگذار خواهد بود. محاسبات MCNPX نشان می‌دهد که انرژی میانگین نوترون‌ها در شعاع ۶ cm، برابر 0.77 MeV خواهد بود.



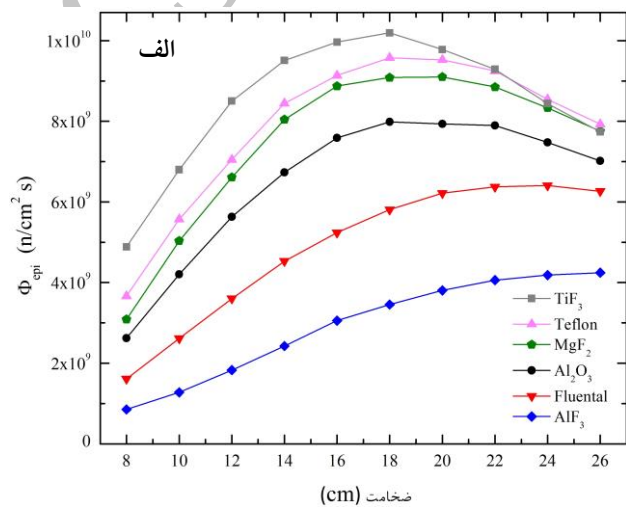
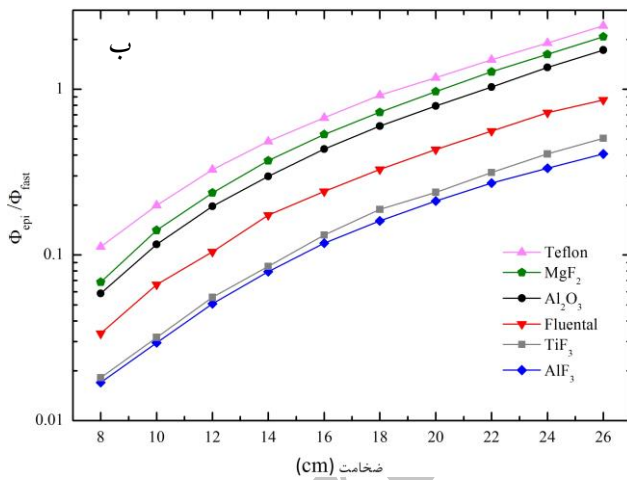
شکل ۱: بهره نوترون‌های تولید شده در برخورد الکترون‌های $2/5 \text{ A}$ - 25 MeV با هدف تنگستن. نتایج از بالا به پایین مربوط به هندسه کروی، استوانه‌ای به طول‌های ۳، ۲/۵، ۱/۵ و ۱ سانتی‌متر، و نیم‌کروی است.

طراحی مجموعه شکل‌دهنده طیف (BSA): انرژی میانگین نوترون‌های تولید شده از هدف چندمنظوره، برای درمان مناسب نیست. بنابراین در این مرحله تلاش بر این است که با طراحی BSA بهینه، طیفی حاصل شود که معیارهای IAEA

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

را فراهم کند. برای چنین طراحی، از دو کندکننده استفاده شد. در طراحی کندکننده اول، ماده و ضخامت بهینه به قسمی انتخاب شده که ضمن افزایش شار نوترون‌های فوق‌گرمایی، نسبت شار نوترون فوق‌گرمایی به شار نوترون سریع نیز افزایش یابد. شکل (۲) این دو کمیت را برای ضخامت‌های مختلف چند ماده‌ی مورد بررسی نشان می‌دهد. با توجه به این نتایج، ۱۸ سانتی‌متر TiF_3 به عنوان کندکننده اول انتخاب شد. به منظور افزایش بیشتر نسبت شار نوترون‌های فوق‌گرمایی به سریع، استفاده از کندکننده دوم پیشنهاد شده است.

به منظور بررسی شایستگی پیکربندی طراحی شده، طیف نوترونی در خروجی BSA با معیارهای IAEA سنجیده می‌شود. در جدول (۲)، چند نمونه از محاسبات انجام شده برای پیکربندی شامل کندکننده دوم، که در آن از ۱ mm لیتیم به عنوان فیلتر نوترون‌های گرمایی، و ۱۸ cm نیکل به عنوان موازی‌ساز، که



شکل ۲: (الف) شار نوترون فوق‌گرمایی و (ب) نسبت شار نوترون فوق‌گرمایی به شار نوترون‌های سریع برای مواد با ضخامت‌های مختلف به عنوان کندکننده اول.

جدول ۲: پارامترهای پیشنهاد شده توسط IAEA، و مقادیر محاسبه شده برای چند نمونه از پیکربندی‌های پیشنهاد شده.

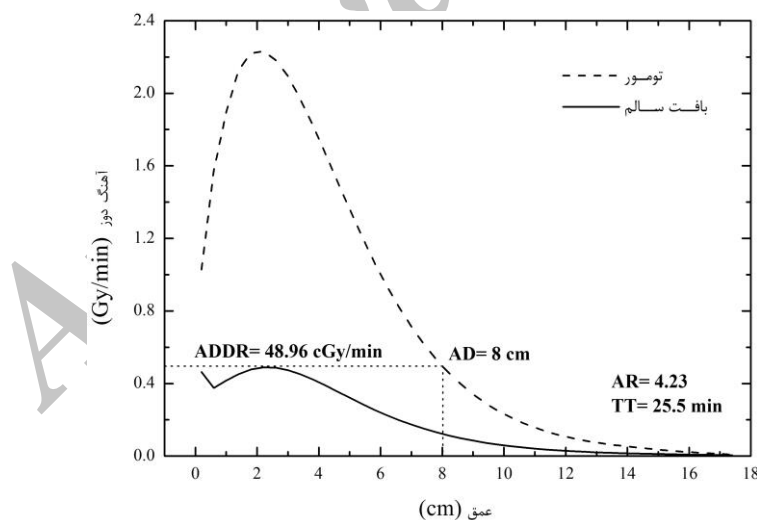
شماره	چیدمان کندسازها	Φ_{epi} (n/cm^2s)	$\Phi_{thermal} / \Phi_{epi}$	$\dot{D}_{fn} / \Phi_{epi}$ ($Gy.cm^2$)	$\dot{D}_{\gamma} / \Phi_{epi}$ ($Gy.cm^2$)
۱	۱۲ cm MgF_2	1.06×10^8	۰/۰۱۶	0.395×10^{-13}	$23 \times 2 / 10^{-13}$
۲	۱۳ cm Al_2O_3 + ۱۲ cm Teflon	9.16×10^8	۰/۰۲۴	0.367×10^{-13}	$2 / 51 \times 10^{-13}$
۳	۱۳ cm MgF_2 + ۱۲ cm Al_2O_3	9.77×10^8	۰/۰۲۳	0.384×10^{-13}	$42 \times 2 / 10^{-13}$

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

۴	۹ cm Teflon + ۸ cm MgF ₂ + ۸ cm Al ₂ O ₃	۹/۸۱ × ۱۰ ^{-۸}	۰/۰۱۹	۰/۵۲۶ × ۱۰ ^{-۱۳}	۲/۳۵ × ۱۰ ^{-۱۳}
-	IAEA recommended criteria	۵ × ۱۰ ^{-۸}	۰/۰۵	۲ × ۱۰ ^{-۱۳}	۲ × ۱۰ ^{-۱۳}

فیلتر گاما (Bi) را احاطه کرده استفاده شده، گزارش شده است. چنانکه مشاهده می‌شود، مناسب‌ترین حالت مربوط به پیکربندی شماره (۱) است. نتایج برای این پیکربندی نشان می‌دهد که استفاده از هدف چندمنظوره طراحی و بهینه‌سازی شده، قابلیت فراهم‌سازی باریکه نوترونی مناسب برای استفاده در BNCT را داراست.

محاسبات دزیمتری: برای انجام محاسبات دزیمتری، که به منظور بررسی عملکرد پرتو طراحی شده درون بافت صورت می‌گیرد، باریکه طراحی شده به فانتوم سر SNYDER تاییده شد. در شکل (۳) توزیع دوز در عمق فانتوم برای غلظت بور ۶۵ ppm در تومور و ۱۸ ppm در بافت سالم، و پارامترهای درون فانتوم مربوطه نشان داده شده است. زمان درمان مناسب به همراه افزایش قابل توجه دوز در تومور در طول زمان درمان، بر مناسب بودن باریکه جهت استفاده در BNCT دلالت دارد.



شکل ۳: دوز رسیده به تومور و بافت سالم به فانتوم سر در اثر تابش طیف نوترون طراحی شده، و پارامترهای درون فانتوم.

بحث و نتیجه‌گیری

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

شبیه‌سازی‌های انجام شده برای طراحی یک چشمه فوتونوترون با بازده نوترونی بالا و هندسه ساده نشان داد که تنگستن کرومی شکل با شعاع بهینه ۶ سانتیمتر، می‌تواند به عنوان هدفی مناسب برای تولید فوتون از طریق تابش ترمزی، و نیز تولید نوترون از طریق برهم‌کنش (γ, n) بکار رود. این امر نیاز به بکارگیری دو هدف مختلف، که در طراحی این نوع چشمه‌ها مرسوم است، را برطرف می‌سازد. علاوه بر این، نتایج نشان داد که استفاده از این ماده نه تنها باعث کاهش انرژی نوترون‌های تولید شده به سمت بازه مطلوب در BNCT می‌شود، بلکه تعداد آنها را در سطح نسبتاً ثابتی حفظ می‌کند. طیف نوترونی تولید شده از این هدف، که با توجه به کاربردهای همزمان آن چندمنظوره نامیده شد، با طراحی BSA مناسب و بر اساس معیارهای پیشنهاد شده توسط IAEA شکل‌دهی شد. شبیه‌سازی عملکرد پرتو طراحی شده درون بافت سر و محاسبه پارامترهای درون فانتوم نشان داد که طیف طراحی شده قابلیت بکارگیری در روش BNCT برای دستیابی به درمان مناسب تومورهای عمقی را داراست.

مراجع

- [^۱] IAEA-TECDOC-1223, Current Status of Neutron Capture Therapy, 2001, International Atomic Energy Agency.
- [^۲] F. Rahmani, M. Shahriari, A. Minochehr, 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.
- [^۳] 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.
- [^۴] F. Torabi, S.F. Masoudi, F. Rahmani, Photoneutron production by a 25 MeV electron linac for BNCT application, *Ann. Nucl. Energy.* **54** (2013) 192-196.