



بررسی شار نوترونی و دز گامای ایجاد شده از چشمه^۶Li-p با استفاده از کد MCNPX ۲٫۶

محمد رضا، عبدی^{۱*}؛ امین، آقائی خاریکی^۲؛ خدیجه، رضایی ابراهیم سرایی^۲

۱. دانشگاه اصفهان، دانشکده‌ی علوم، گروه فیزیک

۲. دانشگاه اصفهان، دانشکده‌ی علوم و فناوری‌های نوین، گروه مهندسی هسته‌ای

چکیده:

چشمه‌های نوترونی بر پایه‌ی برهم‌کنش ذره‌ی باردار شتاب‌دار پروتون با هسته‌ی لیتیوم از جمله چشمه‌های نوترونی مورد استفاده در تولید نوترون‌های فوق‌حرارتی مورد استفاده در BNCT به شمار می‌آیند. این چشمه‌ها از برهم‌کنش هسته‌ی پروتون با لیتیوم برای تولید نوترون استفاده می‌کنند. این تحقیق به محاسبه و بررسی شار و دز نوترونی حاصل از واکنش پروتون با ترکیبات لیتیومی با کد محاسباتی MCNPX ۲٫۶ پرداخته شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که ترکیبات لیتیومی علاوه بر پایداری خوب (دمایی و شیمیایی) می‌توانند تا حدودی جایگزین خوبی برای لیتیوم فلزی خالص برای تولید شار فوق‌حرارتی مورد استفاده در پرتودرمانی باشند.

کلید واژه: چشمه‌ی نوترون، شار نوترون، شتاب‌دهنده‌ی پروتون، BNCT، ^۶Li

۱- مقدمه:

ایده‌ی اولیه لوچر (Locher) در سال ۱۹۳۶، که استفاده از روش جذب نوترون گرمایی توسط ^{۱۰}B (BNCT) را به منظور درمان سرطان سر پیشنهاد می‌کرد؛ توسط محققان زیادی دنبال شد [۱]. به همین منظور روش‌های متعددی برای ایجاد طیف نوترونی پیشنهاد شده است و نظر محققان زیادی را در این زمینه به خود اختصاص داده است [۲-۴]. از جمله روش‌های تولید نوترون، تولید نوترون با استفاده از شتاب‌دهنده‌ی ذرات باردار است. یک چشمه‌ی نوترونی شتاب‌دهنده‌ای از واکنش هسته‌ای ^۶Li(p,n)^۶Be برای تولید نوترون در BNCT استفاده می‌نماید [۵-۶]. با این حال شدت نوترون تولیدی در این روش به مراتب از میزان تولید نوترون در راکتورهای هسته‌ای پایین تر است که علت آن به خاطر محدودیت در ایجاد تعداد ذرات شتاب داده شده می‌باشد.

در روش BNCT، هسته‌های ^{۱۰}B؛ نوترون گرمایی را جذب می‌نمایند و نتیجه‌ی آن هسته ناپایدار ^{۱۱}B است که به یون لیتیوم و ذرات آلفا و امی باشد (همچنین پرتوی گاما نیز داریم). برای تومورهای عمقی تر، نوترون‌های

گرمایی نمی‌توانند به طور کارآمدی از کاسه‌ی سر نفوذ نمایند و این امر باعث می‌شود که این نوترون‌ها بخش عظیمی از انرژی خود را در نزدیک پوست سر به جای بگذارند. پس دو راه برای BNCT وجود دارد. یا کاسه سر را در عمل جراحی می‌شکافند تا بازدهی فرآیند پرتودهی نوترون گرمایی افزایش یابد یا از نوترون‌هایی با انرژی بالاتر استفاده می‌نمایند. نوترون سریع (با انرژی بیش از ۱۰ keV) به خاطر این که اولاً دز سطح پوست را افزایش می‌دهند و ثانیاً میزان دز رسیده به تومور کافی نخواهد بود، قابل قبول نیستند. از طرفی، نوترون‌های فوق‌حرارتی می‌توانند در کاسه سر نفوذ کرده و در بافت مغز کند شده و بدون بالا بردن دز پوستی در نزدیک تومور، گرمایی گردند [۷-۸]. لذا در روش BNCT داشتن شار نوترونی فوق‌حرارتی مناسب؛ بسیار حائز اهمیت است.

هدف از این تحقیق بررسی تغییرات تولید شار نوترونی فوق‌حرارتی القایی از پروتون‌های شتاب داده شده، با استفاده از کد محاسباتی شبیه‌سازی MCNPX ۲,۶ برای هدف‌های لیتیوم خالص و ترکیبات لیتیومی است.

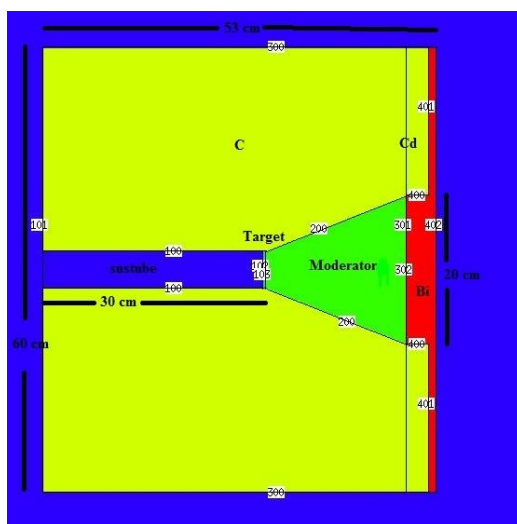
۲- روش کار:

در این تحقیق از طرح اولیه‌ی پژوهشگران پیشین که به منظور تهیه‌ی بیشینه‌ی شار فوق‌حرارتی استفاده کرده بودند بهره گرفته شده است (شکل ۱). همان طوری که در شکل ۱ دیده می‌شود، از یک لوله‌ی فولادی با قطر ۵ cm به منظور انتقال باریکه‌ی پروتونی استفاده شده است (خلاء). هدف‌های لیتیومی (لیتیوم فلزی، لیتیوم اکسید، لیتیوم نیتريد و لیتیوم هیدرید) با ضخامت ۳ mm در انتهای لوله قرار می‌گیرند. لوله و کندکننده توسط منعکس‌کننده‌ی کربنی در برگرفته شده است. از صفحه‌های جاذب نوترون گرمایی کادمیومی با ضخامت ۱ mm برای حفاظت در برابر نوترون‌های گرمایی پدید آمده طی واکنش و یا فرآیند کندکردن و از صفحه‌های با ضخامت ۱ cm و ۳ cm از بیسموت به منظور کم کردن دز پرتوی گامای به وجود آمده در فرآیند جذب و کند کردن (مثل واکنش‌هایی از قبیل: جذب توسط کادمیوم و ${}^1\text{H}(n,\gamma){}^2\text{H}$ ، ${}^{14}\text{C}(n,p){}^{14}\text{N}$)، استفاده می‌شود. در پژوهش‌های پیشین از هدف‌های لیتیومی فلزی به منظور شبیه‌سازی استفاده شده است [۵-۶]. اما در به کارگیری عملی هدف لیتیومی فلزی؛ با مشکلات از قبیل: دمای نقطه ذوب پایین ($180/5^\circ\text{C}$) و برهم‌کنش شیمیایی خیلی بالای این ماده مواجه هستیم. همچنین حرارتی که این فلز فعال از طریق برخورد پروتون‌ها با آن دریافت می‌کند، سبب می‌شود که پایدار نگه‌داشتن خلاء؛ خود از دیگر مشکلات مربوطه باشد. لذا برای حل این مشکل معمولاً از ترکیبات لیتیوم استفاده می‌شود که دارای نقطه‌ی ذوب به مراتب بالاتری هستند



دانشگاه گیلان

(لیتیوم اکسید (۱۴۳۸ °C)، لیتیوم نیتريد (۸۱۳ °C)، لیتیوم هیدرید (۶۸۹ °C)). این ترکیبات هم به لحاظ دمای ذوب بالا و هم به لحاظ شیمیایی (فعالیت شیمیایی پایین تر) نسبت به لیتیوم خالص دارای مزیت بهتری می باشند.



شکل ۱- طرحی از چشمه‌ی نوترونی p-Li به کار گرفته شده در MCNP ۲,۶

ارزیابی شار نوترونی در فاصله ۲۵ cm از هدف و در راستای محوری از بیم پروتونی فرودی محاسبه شده است. همین طور برای ارزیابی دز نوترونی و گامایی، از فانتوم مکعبی حاوی آب با حجم 1000 cm^3 (به عنوان بدن انسان) استفاده گردید.

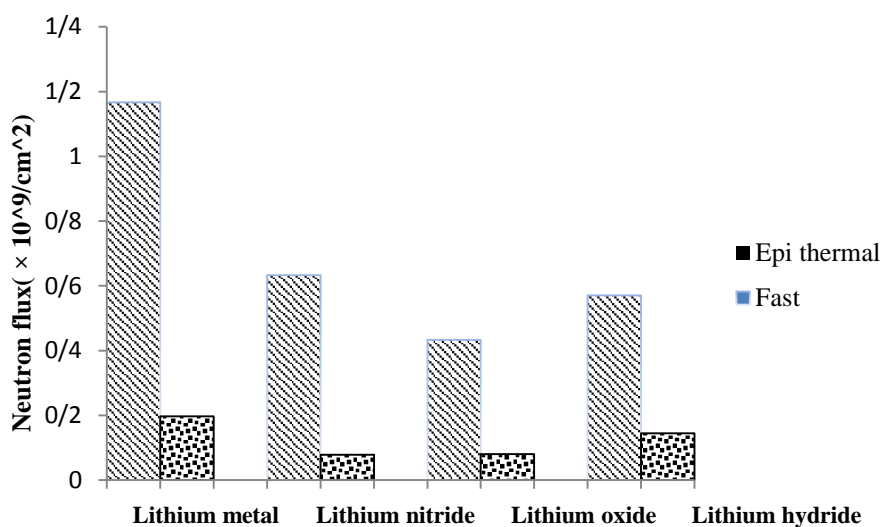
۳- نتایج:

۳-۱- بررسی شار نوترونی برای هدف لیتیوم فلزی و ترکیبات لیتیومی

شکل ۲ میزان شار نوترونی فوق‌حرارتی و سریع را برای کندکننده‌ی آب سنگین (D_2O) و بیم پروتونی با انرژی و جریان $2/3 \text{ MeV}$ و 10 mA برای هر یک از هدف‌های لیتیوم فلزی، لیتیوم نیتريد، لیتیوم اکسید و لیتیوم هیدرید نشان می‌دهد. مقدار به‌دست آمده طی شبیه‌سازی برای هدف لیتیومی با مقادیری که توسط دیگر پژوهشگران به‌دست آمد، کاملاً مطابقت دارد [۵]. در واقع شار فوق‌حرارتی برای انرژی‌های با انرژی بین 10 eV تا $0/5 \text{ keV}$ و شار نوترون سریع برای انرژی فراتر از 10 eV محاسبه شده است. همان طوری که در شکل مشاهده می‌کنید میزان شار نوترونی تولیدی برای ترکیبات لیتیومی نزدیک به دو مرتبه از شار نوترونی هدف



لیتیومی خالص، کمتر است که علت آن به خاطر کمتر بودن تعداد لیتیوم موجود در این ترکیبات برای ابعاد یکسان از هدف قابل توجه است. از طرفی در بین هدف‌های با ترکیبات لیتیومی، لیتیوم نیترات دارای میزان شار نوترونی بالاتری نسبت به دو ترتیب دیگر است. همچنین این ترکیب به لحاظ شار نوترون سریع هم از دو ترکیب لیتیومی دیگر شار نوترونی کمتری را به خود اختصاص می‌دهد. لذا می‌توان برای هدف‌های با ضخامت‌های یکسان، از این ترکیب برای داشتن شار فوق‌حرارتی بیش‌تر استفاده نمود.



شکل ۲- شار نوترون سریع و فوق‌حرارتی برای هدف‌های لیتیومی

۳-۲- بررسی اثر شار نوترون تند و میزان دز گاما ساطع شده

نسبت دز نوترونی تند به شار فوق‌حرارتی فرودی از فاکتورهایی است که در BNCT مورد توجه است. هرچه این نسبت برای شار فوق‌حرارتی فرودی بالا، کوچک‌تر باشد، این چشمه می‌تواند برای انجام آزمایش پرتودرمانی جذبی نوترون توسط بور مناسب‌تر باشد. جدول ۱ شار فوق‌حرارتی فرودی، نسبت دز نوترون تند به شار نوترون فوق‌حرارتی، دز گاما در حضور حفاظ گامایی بیسموتی و بدون حضور حفاظ گامایی برای هدف‌های لیتیومی را نشان می‌دهد. همان طوری مشاهده می‌کنید ترکیبات لیتیومی شار فوق‌حرارتی‌ای که تولید می‌کنند به مراتب از لیتیوم خالص کمتر است (تقریباً دو مرتبه) اما در بین خود این سه نوع ترکیب، لیتیوم نیتريد به لحاظ شار اپی ترمال بالاتر از دیگر ترکیبات و داشتن فاکتور کسری نسبتاً پایین می‌تواند گزینه مطلوبی برای استفاده در بمباران پرترونی و تولید نوترون به شمار آید. همان طوری که در جدول ۱ مشاهده می‌کنید،

لیتیوم هیدرید به لحاظ داشتن نسبت دز نوترون تند به شار فوق حرارتی فرودی دارای بیشترین مقدار است که علت آن به خاطر دارا بودن مقدار شار نوترونی تند بالا در مقایسه با مقدار نوترون فوق حرارتی تولیدی می باشد. سهم بسیار بالا و قابل مقایسه ی شار نوترونی تند باعث بالا رفتن دز جذبی زیاد در فرآیند پرتو دهی BNCT می شود و بدون این که بتواند به طور موثری در فرآیند درمان نقش داشته باشد سهم دز بیمار را افزایش می دهد پس مطلوب نیست.

جدول ۱- شار فوق حرارتی و نسبت دز نوترون تند به شار فوق حرارتی

	لیتیوم هیدرید	لیتیوم اکسید	لیتیوم نیتريد	لیتیوم (فلز)
Φ_{epi} ($\times 10^9/cm^2$)	۰/۵۷۱	۰/۴۳۴	۰/۶۳۳	۱/۱۷
D_{fast}/Φ_{epi} ($\times 10^{-13} Gy cm^2$)	۲/۲۴	۰/۶۷۹	۱/۱۱	۱/۱
دز گاما در حضور بیسموت (Gy)	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۳	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۶۴
دز گاما بدون حضور بیسموت (Gy)	۰/۰۰۶۴	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۷۵	۰/۰۱۲۸

۴- بحث و نتیجه گیری:

بررسی ویژگی شار نوترون تولیدی از برهم کنش پروتون با هدف های مرکب لیتیومی با استفاده از کد محاسباتی MCNP ۲,۶ شبیه سازی گردید. مقادیر به دست آمده نشان داد که ترکیبات لیتیومی مثل لیتیوم نیتريد دارای ویژگی های مطلوبی است که می تواند گزینه ای مناسب برای تولید نوترون فوق حرارتی مورد استفاده در BNCT باشد. برای جبران شار کم تولیدی چنین هدف هایی، می توان با افزایش مناسب ضخامت و یا افزایش انرژی پروتون این امر را میسر ساخت. طراحی ساختاری بهتر برای ایجاد شار بیش تر و بهتر از نوترون فوق حرارتی در پژوهش های بعدی در دست انجام است.



منابع:

۱. G. L. Locher, Biological effects and therapeutic possibilities of neutrons, American Journal of Roentgenology and Radium Therapy ۳۶, ۱-۱۳, ۱۹۳۶
۲. M.E. Capoulat, D.M. Minsky, A.J. Kreiner, Applicability of the ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ reaction to AB-BNCT skin and deep tumor treatment, Journal of Applied Radiation and Isotopes ۶۹, ۱۶۸۴-۱۶۸۷, ۲۰۱۱
۳. F. Tárkányi, F. Ditrói, A. Hermanne, S. Takács, B. Király, H. Yamazaki, M. Baba, Activation cross-sections of deuteron induced nuclear reactions on gold up to ۴۰ MeV, Journal of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, ۲۶۹, ۱۳۸۹-۱۴۰۰, ۲۰۱۱
۴. M. E. Capoulat, D.M. Minsky, A.J. Kreiner, Applicability of the ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ reaction to AB-BNCT skin and deep tumor treatment, journal of Applied Radiation and Isotopes ۶۹, ۱۶۸۴-۱۶۸۷, ۲۰۱۱
۵. H. MIYAMARU, I. MURATA, Neutron and Gamma-ray Dose Evaluation on Accelerator Neutron Source using p-Li Reaction for BNCT, Progress in NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY, ۱, ۵۳۳-۵۳۶, ۲۰۱۱
۶. C. L. Lee, X.-L. Zhou, Thick target neutron yields for the ${}^7\text{Li}(p,n){}^6\text{Li}$ reaction near threshold, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B ۱۵۲, ۱-۱۱, ۱۹۹۹
۷. R. F. Barth, A.H.Soloway, BORON NEUTRON-CAPTURE THERAPY OF BRAIN-TUMORS - CURRENT STATUS AND FUTURE-PROSPECTS – PREFACE, Journal of Neuro-Oncology. ۳۳, ۳-۷, ۱۹۹۷
۸. J. C. Yanch, A. B. Dobrzeniecki, C. Ramanathan and R. Behrman., Journal of Medical Physics, Physically realistic Monte Carlo simulation of source, collimator and tomographic data acquisition for emission computed tomography, doi:۱۰.۱۰۸۸/۰۰۳۱-۹۱۵۵/۳۷/۴/۰۰۳, ۱۹۹۲