



طراحی بهینه اجزاء ساختار شکل دهنده به باریکه نوترونی جهت استفاده در BNCT

سمیه، خلیلی؛ فرشاد، فقیهی

دانشگاه شیراز، دانشکده مهندسی، بخش مهندسی هسته ای

چکیده

روش درمانی BNCT بر پایه واکنش ${}^7\text{Li}(n, \alpha){}^{10}\text{B}$ (به عنوان واکنش اصلی) استوار است و برای درمان تومورهای مغزی بدخیم با عمق زیاد و ریسک جراحی زیاد استفاده می شود. در این تحقیق دستگاه باریکه ساز نوترونی حاصل از چشمه شکافت D-T به منظور یافتن ساختار بهینه ی دستگاه جهت تولید نوترون های فوق حرارتی مناسب برای BNCT شبیه سازی شده است. بر طبق نتایج به دست آمده در این تحقیق، ساختار بهینه عبارتست از: یک صفحه Bi با ضخامت ۵cm به عنوان تکثیر کننده نوترون، یک صفحه کند کننده نوترونی از جنس آهن با ضخامت ۴۰cm، یک صفحه فیلتر از جنس Al/AlF_3 با ضخامت ۳۰cm، یک صفحه تکثیر کننده از جنس سرب با ضخامت ۲۰cm و یک صفحه بازتابنده از جنس پلی اتیلن لیتیمی با ضخامت ۱۰cm می باشد [۱].

کلید واژه: دز، چشمه نوترون، نوترون فوق حرارتی، شکل دهنده ی باریکه ی نوترونی

۱- مقدمه

BNCT مخفف عبارت Boron Neutron Capture Therapy است. این روش درمانی می تواند در مواردی خاص جایگزین روش های معمول درمان نظیر جراحی و شیمی درمانی گردد که تومور به آنها مقاومت نشان می دهد. در روش های درمان رادیو تراپی اثر تابش روی تمام نواحی مورد تابش قرار گرفته پخش می شود ولی در BNCT تابش بیشتر روی سلول های حامل بور تاثیر می گذارد بنابراین در این روش آسیب به بافت سالم کمتر است. در روش BNCT، واکنش هسته ای ${}^{10}\text{B}(n, \alpha){}^7\text{Li}$ صورت می گیرد. اتم های ${}^{10}\text{B}$ جاذب نوترون و غیر رادیو اکتیو بوده و غلظت آن ها به صورت انتخابی و با دز مشخص (با نظر پزشک) همراه با داروهای مناسب به سلول های تومور تزریق می شود تا بتواند روی سلول های تومور تجمع کند سپس نوترون های حاصل از منابع مختلف (نظیر شتابدهنده- شکافت و یا گداخت) پس از کند شدن و به محدوده نوترون های فوق حرارتی می رسند سطح مقطع واکنش نوترون با ${}^{10}\text{B}$ بستگی به عوامل مختلفی از جمله انرژی نوترون دارد نوترون ها بیشترین سطح مقطع جذب را با بور دارند. با توجه به سطح مقطع جذب بور، انرژی مناسب طیف نوترونی قبل از رسیدن به مخچه در ناحیه فوق حرارتی قرار دارد. نوترونهای فوق حرارتی پس از ورود به بافت مخچه تبدیل به نوترون حرارتی می گردند. سپس با بور تزریقی در حوالی تومور واکنش می دهند و ذرات آلفا با انرژی 1.47 MeV و لیتیم با انرژی 0.84 MeV تولید می شوند. ذرات Li و α تولید شده ذراتی با LET بالا هستند به طوری که انرژی خود را بترتیب در مسافت های $4/1$ و $7/7$ میکرومتر از دست می دهند این مسافت

ها قابل مقایسه با ابعاد یک سلول سرطانی می باشد بنابراین با آزاد کردن انرژی جنبشی خود در سلول های تومور باعث نابودی آن می گردند. [۱-۲].

در این تحقیق، چشمه نوترونی DT با انرژی $14/1 \text{ MeV}$ جهت تولید شار نوترونی مناسب در ناحیه فوق حرارتی برای BNCT شبیه سازی گردید. به این منظور ساختار شکل دهنده ی باریکه ی نوترونی می بایست متشکل از چند لایه ی تکثیرکننده، کند کننده، بازتابنده و فیلتر با ضخامت ها و قطرهای بهینه باشد. هدف اصلی در این تحقیق یافتن مواد و ضخامت بهینه ساختار این لایه ها جهت تبدیل نوترون های سریع حاصل از چشمه D-T با انرژی $14/1 \text{ MeV}$ به پرتوهای نوترون فوق حرارتی می باشد، به طوری که بتواند حداکثر دز را به بافت تومور و حداقل پرتوگیری به بافت سالم صورت گیرد [۳].

۲- مواد و روش ها

۱-۲- کد مونت کارلوی MCNPX

در این تحقیق شبیه سازی ساختار BSA شامل لایه های مختلف تکثیرکننده، کند کننده و بازتابنده ی پلی اتیلنی در مقابل چشمه ی نوترونی با انرژی متوسط حدود $14/1 \text{ MeV}$ توسط کد MCNPX شبیه سازی گردید.

۲-۲- طراحی و بهینه سازی ساختار شکل دهنده به باریکه نوترونی

طراحی و شکل دادن به باریکه نوترونی را اصطلاحاً ساختار باریکه ساز نوترونی (BSA) می نامند. نوترونهای حاصل از چشمه DT که دارای انرژی $14/1 \text{ MeV}$ می باشند را نمی توان به طور مستقیم در BNCT استفاده نمود. برای کند کردن این نوترون ها به محدوده انرژی فوق حرارتی به ساختار شکل دهنده به باریکه ی نوترونی (BSA) مناسبی نیاز است.

لایه های افزایشدهنده ی خارجی و داخلی

اولین لایه در (BSA)، لایه تکثیر کننده نوترونی است که بلافاصله بعد از چشمه نوترون زا قرار می گیرد. برای تکثیر نوترون ها از موادی که دارای سطح مقطع تولید نوترون بالایی باشند استفاده می شود. اینگونه لایه های تکثیرکننده نوترون که اصطلاحاً تکثیر کننده نوترونی با سطح مقطع بالا می باشند، واکنشهای $(n, 2n)$ یا (n, n) را بخوبی انجام می دهند. عناصر سنگین به علت بالا بودن سطح مقطع واکنش (n, xn) در آنها نسبت به عناصر سبک و متوسط جهت استفاده به عنوان لایه تکثیرکننده گزینه مناسبی می باشند. از آنجائی که عناصر سنگین دارای سطح مقطع برخورد کشسان پایینی هستند، برای لایه تکثیرکننده معمولاً عناصر سنگینی مثل سرب، اورانیوم و بیسموت انتخاب می شود. در این تحقیق دولایه ی تکثیرکننده خارجی و داخلی تعریف گردید. به منظور یافتن ضخامت لایه ی تکثیرکننده خارجی، ابتدا یک استوانه به عنوان لایه تکثیرکننده بلافاصله بعد از چشمه D-T تعریف شد [۴].

۲-۲-۱- لایه ی کند کننده

شکل دهی موثر به پرتوها توسط مواد کند کننده باید به گونه ای باشد که باعث کاهش شار نوترون های سریع و در عین حال باعث افزایش شار نوترون های فوق حرارتی گردد. بهترین مواد برای انتخاب لایه کند کننده باید شامل موادی با عدد جرمی کم و سطح مقطع جذب پایین و سطح مقطع پراکندگی بالا باشند. همچنین، لایه کند کننده بایستی سطح مقطع تسخیر (n,γ) کمی داشته باشد و با پراکندگی ناکشسان کمتر پرتو گاما تولید کند. در این مرحله برای دستیابی به یک لایه کند کننده مناسب به منظور کاهش انرژی نوترون های سریع و رسیدن به انرژی نوترونی در محدوده فوق حرارتی از سه ماده AL و Ni , Fe به عنوان کند کننده استفاده شد. در این مرحله لایه کند کننده را به صورت یک استوانه با ضخامت های مختلف بین ۰ تا ۶۰ سانتی متر و برای سه ماده مناسب آهن، نیکل و آلومینیوم تعریف گردید [۴].

۲-۲-۲- فیلتر

لایه سوم یک مخروط ناقص به عنوان فیلتر است. وجود فیلتر باعث می شود که نوترون های کند و سریع تولید شده قبل از خروج از سیستم، جذب شده و از رسیدن آنها به بدن بیمار جلوگیری شود و در نتیجه شار نوترون های فوق حرارتی افزایش یابد. فیلتر می بایست نوترون های کند را کاملاً جذب کند، سطح مقطع جذب کمی در محدوده ی نوترون های فوق حرارتی داشته باشد، به علاوه سطح مقطع پراکندگی کشسان خوبی برای نوترون های سریع داشته باشد تا انرژی آنها را به محدوده فوق حرارتی کاهش دهد. بنابراین مواد سنگین به علت سطح مقطع پراکندگی کشسان کم گزینه مناسبی برای استفاده به عنوان فیلتر نیستند، همچنین عناصر سبک هم بدلیل سطح مقطع کشسان بسیار بالا مورد نظر نمی باشند چون نوترون های حرارتی را افزایش می دهند. بنابراین عناصر متوسط برای این لایه مناسبترین مواد می باشند. بنابراین سه ماده ی مختلف جمله آلیاژ ($AL_{30}\%$), ($ALF_{70}\%$) و نیز $Fluental$ و یک بار هم MgF_2 شبیه سازی گردید [۴]. در این مرحله، به منظور همگرا کردن پرتوهای نوترونی خروجی یک مخروط از مواد فوق الذکر با ضخامت های ۰ تا ۶۰ سانتی متر در بازه های ۵ سانتی متری به عنوان فیلتر تعریف گردیدند.

۲-۲-۳- ضخامت بهینه ی بازتابنده ی پلی اتیلنی

برای لایه بازتابنده می بایست ماده ای انتخاب گردد که دارای سطح مقطع پراکندگی بالا برای نوترون های سریع باشد تا نوترونهای سریع را به نوترون های فوق حرارتی تبدیل کند و در عین حال باعث کاهش شار نوترون های سریع خروجی از دو طرف (BSA) گردیده که این خود باعث کاهش خطرات استفاده از این دستگاه و کاهش هزینه های لازم برای حفاظ گذاری در اتاق درمان می شود. در این مرحله یک لایه استوانه ای و یک لایه مخروطی را به عنوان لایه بازتابنده از جنس پلی اتیلن لیتمی تعریف می کنیم [۴]. در این مرحله قطر استوانه از جنس پلی اتیلن تعریف شده را بین مقادیر ۶۴ تا ۹۴ سانتی متر تغییر داده شد. هر تغییر در اندازه قطر باعث تغییر در لایه مخروطی زیرین شده پس با هر تغییر در قطر استوانه، با تغییر در زاویه تانژانت مخروط ابعاد مخروط را



متناسب با استوانه تنظیم کردیم و در نهایت تمام تالی های مناسب را برای این لایه نیز در نظر گرفته و قطر بهینه این لایه را به دست می آوریم.

۳- نتایج

۳-۱- ماده و ضخامت بهینه ی لایه های تکثیرکننده داخلی

چنانچه ذکر شد جهت لایه ی افزایشده ی داخلی ضخامت های بین ۰ تا ۷cm در بازه های نیم سانتی متری برای سه ماده بیسموت، سرب و اورانیوم شبیه سازی گردید و نتایج آن در شکل ۱ نشان داده شده است. لایه تکثیرکننده نوترونی بهینه از جنس بیسموت با ضخامت ۵cm جهت لایه ی افزایشده ی داخلی انتخاب گردید.

۳-۲- مواد و ضخامت بهینه ی کند کننده

بعد از انتخاب لایه تکثیرکننده خارجی بهینه، لایه کند کننده به صورت یک استوانه از جنس های مختلف از جمله آهن، نیکل و آلومینیوم با ضخامت های بین ۰ تا ۶۰ سانتی متر تعریف شد. نتایج شبیه سازی های انجام شده در این تحقیق در شکل ۲ نشان داده شده است و در آن آهن به عنوان بهترین گزینه برای لایه کند کننده، برای رسیدن به حداقل میزان نوترون های سریع در خروجی کند کننده انتخاب شده است. آنچه از مقایسه تالی های مختلف به دست می دهد این است که تقریباً در تمام تالی ها ضخامت ۴۰cm بهترین ضخامت برای کاهش شار، جریان و انرژی نوترون های سریع در خروجی کند کننده تعیین شد.

۳-۳- مواد و ضخامت بهینه ی فیلتر

برای شبیه سازی فیلتر سه ماده ی $ALF_3/AL, FLUENTAL, MgF_2$ تعریف شد و نتایج مربوطه در شکل ۳ نشان داده شده است. از مقایسه نتایج به دست آمده از تالی ها، برای $ALF_3/AL, FLUENTAL, MgF_2$ به این نتیجه می رسیدیم که ALF_3/AL با ضخامت ۳۰cm بهترین گزینه برای انتخاب به عنوان فیلتر است.

۳-۴- ضخامت بهینه ی لایه ی تکثیرکننده خارجی

شکل ۴ جریان نوترونهای سریع در سطح خارجی لایه تکثیرکننده خارجی را بر حسب ضخامت این لایه نشان می دهد. با توجه به این نمودار، با افزایش ضخامت لایه ی خارجی تا ۲۰ سانتی متر، جریان و شار نوترون های سریع با شیب تندی افزایش می یابد ولی این کمیت ها، از این ضخامت به بعد با شیب کمی افزایش می یابد به طوری که از این ضخامت به بعد تغییر چندانی در جریان و شار نوترون های سریع دیده نمی شود.

۳-۵- ضخامت بهینه بازتابنده پلی اتیلن لیتیمی

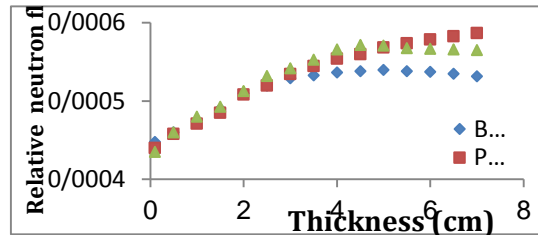
برای به دست آوردن جریان نوترون های سریع و فوق حرارتی در خروجی BSA تالی F1 روی سطح خروجی بازتابنده استفاده گردید.

۳-۶- دستگاه BSA طراحی شده در این تحقیق

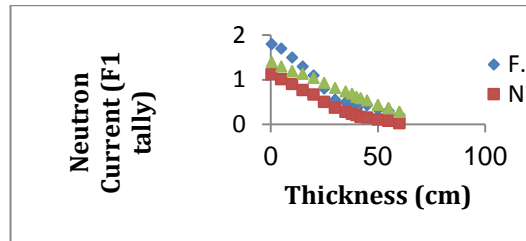
در این تحقیق با استفاده از شبیه سازی MCNPX به مناسبترین دستگاه BSA برای کند سازی نوترون های سریع دست یافتیم که بطور کلی شامل یک لایه تکثیرکننده نوترون های سریع از جنس بیسموت با ضخامت ۵cm ، یک لایه کند کننده نوترون از جنس آهن با ضخامت ۴۰cm ، یک لایه فیلتر از جنس ALF_3 ، AL با ضخامت ۳۰cm ، یک لایه تکثیرکننده خارجی از جنس سرب با ضخامت ۲۰cm و یک لایه بازتابنده از جنس پلی اتیلن لیتیمی با ضخامت ۱۰cm بدست آمد. دستگاه BSA نهایی دارای طول ۱۳۱٫۴cm و قطر ۷۰cm است که نسبت به نمونه های مشابه کمی بزرگتر است. تصاویر دو بعدی این دستگاه در شکل ۶ نشان داده شده است.

۴- نتیجه گیری

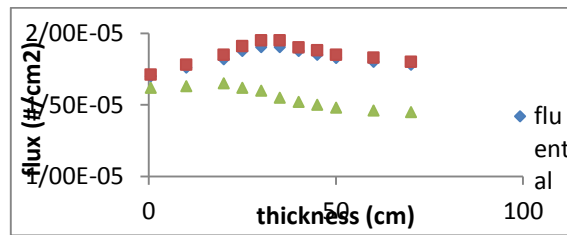
در این تحقیق دو هدف دنبال شده است، در ابتدا هدف دستیابی به دستگاه BSA بود که بتواند نوترون های سریع تولید شده از چشمه فرضی D-T را به بیم نوترونی ایده ال در محدوده انرژی فوق حرارتی (بین ۵ الکترون ولت تا ۱۰ کیلو الکترون ولت) تبدیل کند و بیشترین فراوانی در آن مربوط به انرژی ۱۰KeV باشد. در طراحی BSA از سه لایه استوانه ای استفاده شده است. اولین استوانه به عنوان لایه تکثیرکننده به کار برده شده است که هدف از آن، تکثیر نوترون های سریع اولیه و نیز جبران کاهش تعداد نوترونی است که به دلیل پدیده های جذب و یا نشتی از دست رفته اند، است. طبق بررسی های انجام شده بهترین گزینه، استفاده از بیسموت با ضخامت ۵cm است. لایه دوم به عنوان لایه کند کننده به کار برده شد که هدف از به کار بردن آن کند کردن انرژی نوترون های سریع به انرژی نوترونیهای فوق حرارتی است که بهترین گزینه برای این منظور آهن با ضخامت ۴۰cm است. استوانه سوم به عنوان فیلتر در نظر گرفته شد که هدف آن این است که نوترونیهای کند و سریع تولید شده را قبل از خروج از سیستم، جذب کرده و از رسیدن آنها به بدن بیمار جلوگیری کند. در این لایه باید از موادی استفاده شود که دارای سطح مقطع پراکندگی بالا در ناحیه نوترون های سریع و در عین حال سطح مقطع جذب نوترون در ناحیه فوق حرارتی آن بسیار پایین باشد. بهترین گزینه برای این منظور ALF_3 ، AL با ضخامت ۳۰cm است. در گام بعدی، از یک لایه استوانه و یک مخروط پیوسته به آن از جنس سرب، به عنوان لایه افزاینده خارجی و نیز حفاظ در برابر پرتو گاما استفاده شد. لایه تکثیرکننده خارجی توسط یک لایه استوانه و یک مخروط خارجی پیوسته به آن به عنوان بازتابنده پوشانده شده است. لایه بازتابنده باید شامل موادی با عددجرمی کم و سطح مقطع جذب پایین برای نوترونیهای سریع تولید شده در لایه تکثیرکننده خارجی و سطح مقطع پراکندگی بالا برای نوترونیهای سریع باشد. در این تحقیق از پلی اتیلن لیتیمی به عنوان بازتابنده استفاده شده است و در نهایت بیم نوترونی بهینه برای درمان به روش BNCT حاصل شد. دستگاه BSA نهایی دارای طول ۱۳۱٫۴cm و قطر ۷۰cm است.



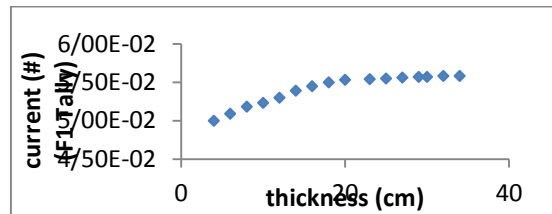
شکل ۱: مقایسه شار نوترونی در سلول ۴ برای سه لایه تکثیرکننده اورانیوم، بیسموت و سرب



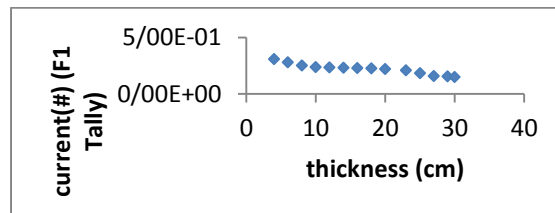
شکل ۲- جریان نوترونی (تالی f6) در سطح ۱۰ برای سه لایه نیکل، آهن و آلومینیم با ضخامتهای مختلف



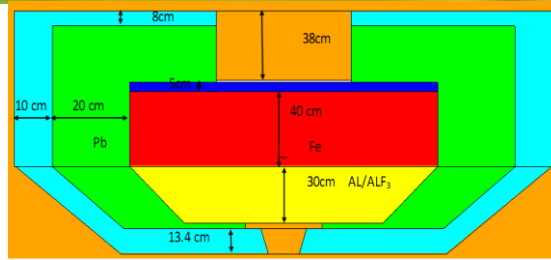
شکل ۳: شار نوترونی در سلول ۶ برای سه لایه MgF_2 , Al/AlF_3 , $Fluental$



شکل ۴: جریان نوترون های سریع در سطح خارجی لایه تکثیرکننده خارجی



شکل ۵: جریان نوترون های سریع در خروجی بازتابنده



شکل ۶: تصویر ۲ بعدی از برش در راستای محور Z دستگاه BSA طراحی شده در این تحقیق

فهرست منابع

- [۱] R.L.Moss, et al, " The requirement and development of neutron beams for neutron capture therapy of brain cancer", Journal of Neuro-Oncology, Vol.۳۳ , pp. ۲۷-۴۰, ۱۹۹۷.
- [۲] G.Locher, "Biological effects and therapeutic possibilities of neutrons, " American Journal of Roentgenol Vol. ۳۶, pp. ۱-۱۳ (۱۹۳۶).
- [۳] J.K.Kim and K.O.Kim, " Current research on accelerator- based boron neutron capture therapy in Korea, " Department of Nuclear Engineering, Hanyang University ۱۷ Haengdang, Seoul ۱۳۳-۷۹۱, Korea (۲۰۰۹).
- [۴] K . Otto , Kent Riley, Tom Newton , Peter Binns , "Boron neutron capture therapy," In Massachusetts Institute of Technology ,(۲۰۰۶).