

## ارزیابی اثر انرژی فوتون تابشی و ضخامت هدف تنگستنی در بازدهی تولید فوتونوترون جهت درمان بیماران سرطانی

ناهید چگنی<sup>۱\*</sup>، صالح بویری پور<sup>۲</sup>، ساسان رزمجو قلائی<sup>۳</sup>، فواد گلی احمدآبادی<sup>۴</sup>

### چکیده

**زمینه و هدف:** امروزه استفاده از گیر اندازی نوترون توسط برون روشی جایگزین جهت درمان برخی از سرطان هاست که به روش رادیوتراپی سنتی پاسخ نمی دهند. با توجه به اینکه تنها نوترون‌های انرژی متوسط (اپی ترمال) برای اهداف درمانی مفید و کاربردی اند، داشتن حداکثر فلاکی نوترون اپی ترمال مد نظر است. لذا در این تحقیق به بررسی اثر ضخامت مبدل فوتونوترون و انرژی فوتون تابشی بر میزان شار تولید شده و انرژی نوترون‌های خروجی پرداخته است.

**روش بررسی:** در این تحقیق به روش شبیه سازی مونت کارلو با استفاده از کد MCNPX6.2، یک چشمه ی فوتونی مدادی تک انرژی با انرژی‌های 13, 15, 18, 20, 25MeV به شعاع 2mm مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت بهینه سازی طراحی هدف فوتونوترون، هدف تنگستنی با ضخامت‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفت.

**یافته‌ها:** شار نوترون تولید شده برای تمام ضخامت‌ها و انرژی فوتون تابشی دارای پیکی در حدود انرژی 0.46MeV بود. با افزایش ضخامت تا 2cm، شار نوترونی افزایش و سپس با افزایش بیشتر ضخامت یک روند کاهشی را نشان داد.

**نتیجه‌گیری:** انرژی فوتون تابشی و ضخامت هدف تنگستنی بر شار نوترونی کل، طیف انرژی و انرژی میانگین نوترون‌ها تاثیر قابل توجهی دارند که با توجه به طیف انرژی نوترون مورد نیاز باید انتخاب شوند. استفاده از یک لایه تنگستن به ضخامت ۲ سانتیمتر و انرژی فوتون برخوردی 15MeV جهت تولید حداکثر شار با حداقل میانگین انرژی نوترونی پیشنهاد می شود.

**کلید واژگان:** رادیوتراپی، درمان به روش گیراندازی نوترون با بور، هدف فوتونوترون.

۱-استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۲-دانشجوی ارشد فیزیک پزشکی.

۳-استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.

۴- مربی گروه فیزیک پزشکی.

۱و۲-گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی،

دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز،

اهواز، ایران.

۳-گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، بیمارستان

گلستان، جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۴-گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی

جیرفت، کرمان، ایران.

\*نویسنده مسؤل:

ناهید چگنی؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده

پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۳۵۳۴۰۲۲

Email: chegenin@gmail.com

## مقدمه

نوترونی، بدین گونه است که ابتدا الکترون‌ها تا انرژی در حدود مگا الکترون ولت شتاب گرفته و پس از برخورد با یک هدف از جنس عناصر سنگین برخورد می‌کند. بر اثر تابش ترمزی شار فوتونی مگا ولتاژی بدست می‌آید که میتوان با قرار دادن موادی با عدد اتمی بالا در مسیر فوتونهای پر انرژی امکان واکنش ( $\gamma, n$ ) را فراهم کرده و نوترون تولید کرد. تولید نوترون در این روش زمانی که انرژی الکترون‌ها در حدود ۱۰ Mev باشد، آغاز می‌شود (۱۷).

تحقیقات بسیاری در زمینه جنس و ضخامت تارگت فوتونوترون بر روی مواد مختلفی از قبیل U, W, BeD<sub>2</sub>, Pb, D<sub>2</sub>O انجام شده که هر یک دارای امتیازات و محدودیت خاص خود می‌باشد (۱۲, ۱۴, ۱۸, ۱۹). برای مثال اورانیوم (U) دارای بالاترین شار فوتونوترونی می‌باشد اما طیف انرژی شار نوترونی آن از بقیه بالاتر است و میانگین انرژی نوترون‌های حاصل از آن در محدوده نوترونهای سریع می‌باشد. از معایب دیگر آن قیمت بالا و عدم دسترسی، ترس بیمار و نیاز به گرفتن مجوزها ضروری برای کار با U می‌باشد (۱۸). تنگستن (W) بعد از اورانیوم دارای بالاترین شار نوترونی نسبت به بقیه مواد بوده و از آنجایی که دارای مزیت‌هایی مانند دسترسی آسان، قیمت مناسب و عدم سمیت (مانند Pb) می‌باشد در اغلب تحقیقات بعنوان هدف فوتونوترونی انتخاب شده است (۱۴, ۱۸, ۲۰, ۲۱).

در تحقیقات قبلی به مقایسه اثر ضخامت مختلف هدف تنگستنی پرداخته نشده است لذا در این تحقیق تاثیر ضخامت بر میزان شار نوترونی و شار انرژی نوترون همچنین انرژی میانگین نوترون‌های خروجی با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX6.2 بررسی و با یکدیگر مقایسه شده و در آخر هدف بهینه انتخاب می‌شود.

امروزه مشخص شده است که درمان با گیراندازه نوترون توسط بور (Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) برای انواع مختلفی از سرطان قابل استفاده می‌باشد. از مزیت‌های BNCT می‌توان به ذرات ثانویه حاصل از واپاشی اشاره کرد که دارای انتقال خطی انرژی بالا (High LET) بوده و از این روی در بافت مسافت کمی را طی کرده و در محدوده کوچکی انرژی خود را واگذار می‌کنند، که این خود باعث افزایش اثرات مستقیم اشعه و کاهش آسیب به بافت سالم شده و دز بالاتر و هدفمندتری نسبت به پرتو درمانی فوتونی را دارا است (۱). BNCT نه تنها ایمن بوده و باعث حفاظت بافت نرمال می‌شود بلکه قادر به از بین بردن سلولهای سرطانی که قابل تشخیص نیستند هم می‌باشد (۲). مشکل اصلی در BNCT مربوط به دشواری در تولید پرتوی نوترونی اپی ترمال با شار مناسب جهت درمان می‌باشد (۳). یکی از کاربردی ترین چشمه‌های مناسب تولید نوترون اپی ترمال جهت BNCT، رآکتورهای هسته‌ای می‌باشند. اما بدلیل داشتن هزینه بالا و ابعاد بزرگ برای نصب و راه اندازی در بیمارستان، استفاده از چنین چشمه‌های به چند کشور محدود کرده است. محققان به دنبال چشمه‌های جدید، استفاده از شتاب دهنده‌های سیکلوترونی (تولید نوترون به طور غیر مستقیم) و چشمه‌های رادیواکتیو تابش کننده نوترون را پیشنهاد داده‌اند که هر کدام مزیت‌ها و معایب خود را دارند (۴-۹). از طرفی در کشورهای در حال توسعه، بخشهای رادیوتراپی اغلب مجهز به شتاب دهنده خطی الکترونی بوده و کارهایی در زمینه بهره برداری از این شتاب دهنده جهت تولید نوترونهای اپی ترمال انجام شده است (۱۰-۱۵).

از مزایای شتاب دهنده خطی الکترونی می‌توان به هزینه کم، ابعاد کوچک، ایمنی بالا و مقبولیت اجتماعی بالا اشاره کرد که آن را گزینه‌ی مناسبی جهت بهره‌برداری در بیمارستان می‌سازد (۱۶). اساس کار در این گونه منابع

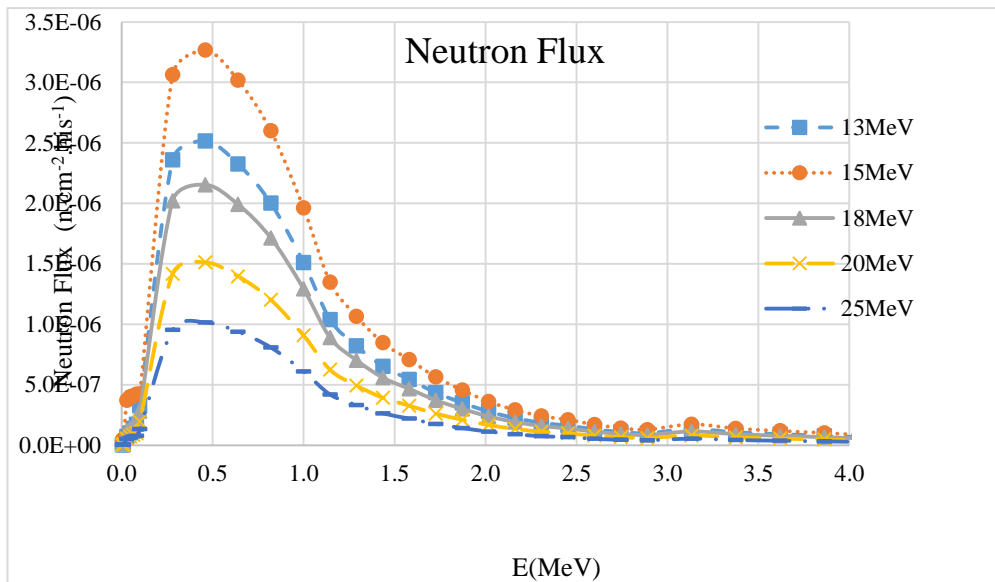
## روش بررسی

در این مطالعه از کد شبیه سازی MCNPX 6.2 جهت شبیه سازی هندسه چشمه، مبدل فوتونوترونی، اندازه گیری فلاکس انرژی و شار نوترونی استفاده شد. تعداد ذرات شبیه سازی شده  $6 \times 10^8$  فوتون در نظر گرفته شد و خطای نسبی قابل قبول در این مطالعه کمتر از ۳ درصد مورد نظر بود که جهت کاهش زمان اجرای برنامه و حفظ میزان خطای نسبی از روش های کاهش واریانس استفاده شد که عبارت بودند از: انرژی قطع فوتون (PCUT) و الکترون (ECUT)، تقسیم هندسی و انرژی به روش رولت روسی. برای کاهش خطای محاسبات فواصل بین منبع فوتونی و هدف فوتونوترنی و حجم آشکارساز بجای هوا که نیازمند زمان برای ترابرد فوتون و نوترون است با توجه به عدم تاثیر بر نتایج خلا فرض شد. از کتابخانه ENDF7U در این شبیه سازی استفاده شد. هندسه بکار رفته در شبیه سازی (شکل ۱) شامل دو بخش یک قرص تنگستنی بعنوان هدف (حجم A) و یک مکعب حاوی هوا بعنوان آشکارساز (حجم B) که سطح فوقانی آن جهت محاسبه شار ورودی و جریان ذرات مورد استفاده قرار گرفت. جهت بررسی میزان همگرایی نوترونها (حرکت روبه جلو) از کمیت نسبت فلاکس نوترون عبوری به جریان کل نوترون های عبوری از سطح روبه آشکارساز استفاده شد. برای ارزیابی اثر انرژی فوتون تابشی بر شار نوترونی تولیدی با توجه به سطح مقطع فوتونوترون برای تنگستن چشمه ی فوتونی مدادی با انرژی های 13, 15, 18, 20, 25 MeV و به شعاع 2mm در فاصله 20cm از هدف تنگستنی بگونه ای تعریف شد که مخروط تابش تمام سطح مبدل را محصور کند. جهت بررسی اثر ضخامت هدف تنگستنی در تولید فوتونوترون، هدف فوتونوترون به شکل استوانه ایی از جنس تنگستن با شعاع 8cm و ضخامت های

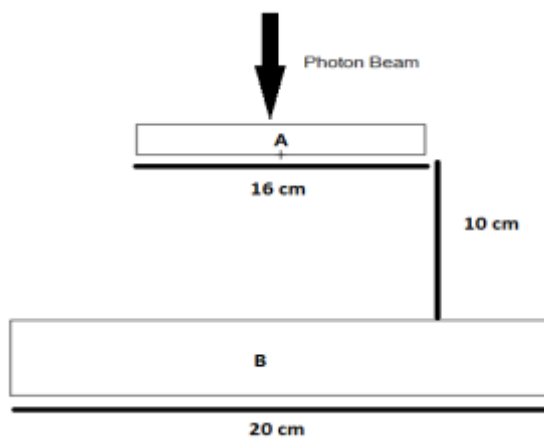
مختلف ۱، ۱.۵، ۱.۸، ۲، ۲.۳، ۲.۵ و ۳ سانتی متر شبیه سازی شد.

## یافته ها

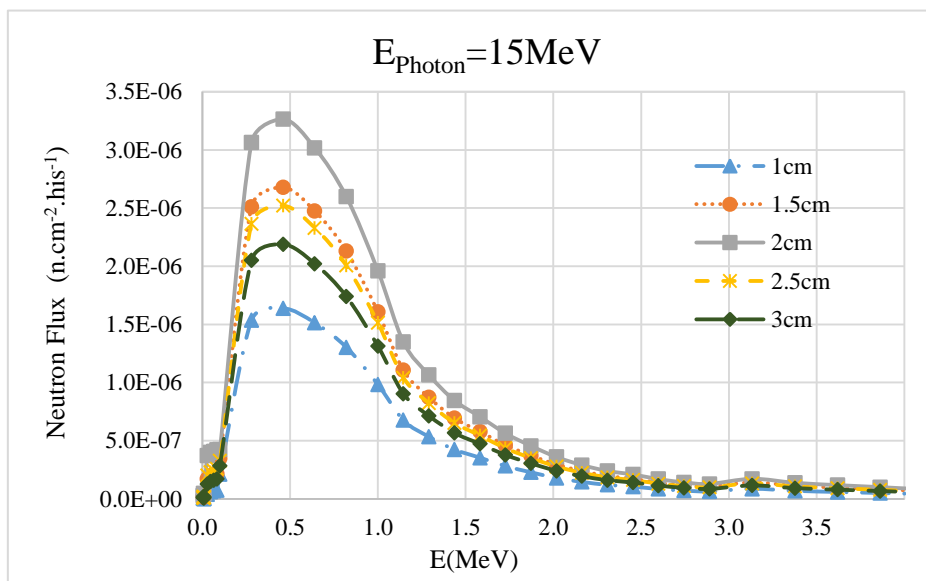
برای ارزیابی رابطه انرژی فوتون تابشی با فلاکس نوترون تولید شده از طریق اندرکنش فوتوهسته ای از فوتونهای تک انرژی با انرژی های مختلف که با هدف تنگستنی با ضخامت 2cm که در تحقیقات پیشین (۱۸) پیشنهاد شده بود، استفاده شد. طبق شکل ۴، نتایج محاسبات نشان می دهند برای تمام انرژی های فوتون تابشی بیشترین شار نوترون تولید شده در انرژی 0.46MeV رخ می دهد که این مقدار برای انرژی 15MeV ماکزیمم مقدار می باشد. همان طور که در شکل دیده می شود ابتدا با افزایش انرژی فوتون برخوردی شار نوترون تولید شده افزایش یافته و سپس یک روند کاهشی را نشان می دهد (شکل ۲). همان طور که در شکل ۳ دیده می شود، با افزایش ضخامت هدف تنگستنی، از 1cm تا 2cm، شاهد افزایش شار نوترونی بوده و سپس یک روند کاهشی را با افزایش ضخامت نشان می دهد. البته به ازای همه ضخامتها همچنان بیشترین بازده تولید در انرژی 0.46MeV رخ می دهد. در جدول ۱ سطر دوم شار انرژی کل نوترونهای عبوری از محل اندازه گیری را نشان می دهد که برای ضخامت 1cm کم بوده و با افزایش ضخامت ابتدا مقداری افزایش و سپس روند کاهشی را نشان می دهد که می توان به کافی نبودن ضخامت یک سانتیمتر جهت تولید موثر نوترونها اشاره کرد و با افزایش ضخامت، احتمال تضعیف انرژی نوترونهای خروجی بیشتر می شود. درباره شار نوترونی کل رسیده به سطح مورد نظر، تنها در ضخامت 2cm بیشترین شار خروجی را نمایش می دهد. و حداقل انرژی میانگین نیز مربوط ضخامت 2cm می باشد.



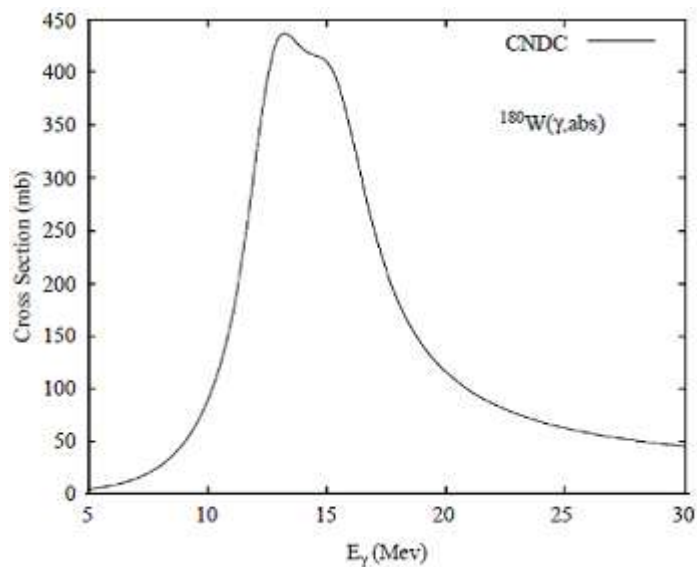
شکل ۱: هندسه ی سیستم شبیه سازی شده (A) هدف فوتونوترون که فوتون بعد از برخورد با آن به نوترون تبدیل می شود. (B) حجم آشکارساز در برنامه ی شبیه سازی ده



شکل ۲: شار نوترونی برای فوتون تابشی با انرژی های مختلف و استوانه ی تنگستنی با ضخامت 2cm.



شکل ۳: شار نوترونی برای استوانه تنگستنی با ضخامتهای مختلف و انرژی فوتون تابشی 15MeV



شکل ۴: سطح مقطع اندرکنش فوتوهسته ای برای فلز تنگستن (۲۲)

جدول ۱: شار نوترونی کل ( $\Phi_n$  ( $n.cm^2.his^{-1}$ ), انرژی میانگین به ازای هر نوترون ( $\bar{E}_n$  (MeV/n) ، شار انرژی کل و میزان همگرایی ( $\Phi_{n,total} / I_{n,total}$ ) برای استوانه ی تنگستن با ضخامت های مختلف و انرژی فوتون تابشی 15MeV

W Thickness (cm)	1	1.5	1.8	2	2.3	2.5	3
$\Psi_{n,total}$ (MeV/cm <sup>2</sup> .his)	1.48 E-05	1.64E-05	1.64E-05	1.62E-05	1.57E-05	1.53E-05	1.39E-05
(relative error)	(1.0%)	(0.9%)	(0.65%)	(0.5%)	(0.3%)	(0.3%)	(0.2%)
$\Phi_{n,total}$ (n/cm <sup>2</sup> .his)	1.13E-05	1.88E-05	1.95E-05	2.37E-05	2.09E-05	1.79E-05	1.54E-05
(relative error)	(0.07%)	(0.06%)	(0.06%)	(0.05%)	(0.04%)	(0.04%)	(0.04%)
$\bar{E}_n$ (MeV/n)	1.31	0.87	0.84	0.68	0.75	0.85	0.90
$\Phi_{n,total} / I_{n,total}$	0.917	0.726	0.720	0.656	0.703	0.759	0.833

## بحث

با توجه داده های سطح مقطع اندر کنش فوتونوترون برای تنگستن (شکل ۴) انتظار می رفت که بالاترین شار نوترونی تولید شده برای فوتون تابشی 13MeV رخ دهد و این در حالی است که محاسبات نشان می دهند که بیشترین شار نوترونی تولید شده به ازای فوتون تابشی 15MeV اتفاق می افتد (شکل ۲). با افزایش انرژی فوتون برخوردی از 13 MeV به 15MeV میزان شار تولید شده ۳۰٪ افزایش را نشان می دهد و این در حالی است که با افزایش بیشتر انرژی فوتون برخوردی به 18MeV شار تولید شده حدوداً ۳۴٪ کاهش را نشان می دهد و این روند کاهشی با افزایش انرژی ادامه پیدا می کند. یکی از دلایلی که می توان برای توجیه این روند مطرح کرد، افزایش نفوذپذیری فوتون 15MeV نسبت به فوتون 13MeV و همچنین با افزایش بیشتر انرژی، کاهش چشمگیر سطح مقطع اندرکنش فوتوهسته ای برای تنگستن باعث افت فلاکس نوترون تولیدی شده است. این در حالی است که در مطالعه ات قبلی تنها یک روند افزایشی گزارش شده است (۱۸، ۲۰). دلیلی که برای این اختلاف می توان ذکر

امروزه از سیکلوترونها جهت شتاب پروتون و سپس با برخورد با  $^7Li$  طبق برهمکنش  $^7Li(p,n)^7Be$  نوترون با بازدهی بالا تولید می شود. اما از آنجایی که در کشورهای در حال توسعه امکان استفاده از سیکلوترونها بطور عام وجود ندارد از این رو شتاب دهنده های خطی منبع قابل قبولی جهت تولید نوترون از نظر کلینیکی به شمار می رود. لذا جهت تولید حداکثری شار نوترون اپی ترمال، طراحی هدف برخوردی فوتونهای مگاولتاژی جهت تولید نوترونها دارای اهمیت سیاری می باشد. در این کار به بررسی اثر ضخامت و شکل هندسی مبدل فوتونوترون پرداخته شده است.

کمیتهای فیزیکی مهم مربوط به استاندارد IAEA شار نوترونی کل ( $\Phi$ ) و نسبت فلو نوترونی به جریان نوترونی که میزان همگرایی ( $\Phi/I$ ) را نشان می دهد، می باشد. با افزایش شار نوترونی زمان درمان کاهش یافته و با افزایش میزان همگرایی پرتو نوترون خروجی از پرتوگیری ناخواسته بافت های سالم جلوگیری شده و همچنین امکان پوزیشن دهی بهتر بیمار در راستای محور اصلی پرتو درمانی فراهم می شود.

را نشان می دهد که می تواند به دلیل افزایش شار نوترونی و کم بودن اثر تضعیف در ضخامت های کمتر باشد. افزایش ضخامت از 2cm به 3cm باعث افزایشی 30% برای این فاکتور شده است که بدلیل سخت شدن پرتو فوتون تابشی و افزایش بخورد غیر الاستیک برای نوترون ها با افزایش ضخامت هدف می باشد. در سطر چهارم جدول ۱- نسبت همگرایی برای ضامت های متلف آورده شده است که همانطور که انتظار می رفت افزایش انرژی میانگین نوترون ها انحراف آن های از محور اصلی پرتو کاهش یافته و این فاکتور افزایش نشان می دهد.

### نتیجه گیری

انرژی فوتون تابشی و ضخامت هدف تنگستنی بر شار نوترونی کل، طیف انرژی و انرژی میانگین نوترونها تاثیر قابل توجهی دارد. که با توجه به طیف انرژی نوترون مورد نیاز باید انتخاب شود. استفاده از یک لایه تنگستن به ضخامت ۲ سانتیمتر و انرژی فوتون برخوردی 15MeV جهت تولید حداکثر شار با حداقل میانگین انرژی نوترونی پیشنهاد می شود.

### قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی مصوب دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز می باشد. بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اهواز و گروه فیزیک پزشکی تشکر می گردد.

کرد تفاوت در نوع پرتو فرودی بر هدف تنگستنی می باشد که آن مطالعات از پرتو الکترونی استفاده شده است. برای ارزیابی تاثیر میزان نفوذپذیری فوتون تابشی بر شار نوترونی تولید شده محاسبات برای هدف تنگستنی با ضخامتهای مختلف و فوتون تابشی با انرژی های 15MeV انجام شد. حداکثر شار نوترونی تولید شده برای هر دو پرتو فوتونی برای هدفی با ضخامت 2cm رخ داد و کاهش تقریباً 20% برای ضخامتهای قبل و بعد از این مقدار (یعنی 1.5 , 2.5cm) دیده شد. به طور کلی شار نوترون تولیدی با افزایش ضخامت از 1cm تا 2cm افزایش می یابد سپس یک روند کاهش را نشان می دهد. این روند بدلیل آن است که در ابتدا و در ضخامت های کمتر از 2cm، ضامت هدف کم است و فوتون فرودی اندرکنش کمتری با هسته های هدف انجام می دهد. افزایش ضخامت بیشتر از 2cm باعث چیره شدن وانکش جذب برای فوتون می شود و از طرفی نوترون های تولیدی در لایه های اولیه هدف نیز با برخورد با لایه های پایتیر هدف به عقب منحرف می شوند(جدول-۱).

انرژی میانگین نوترون های پرتو درمانی از نظر محاسبات دوزیمتری درمان اهمیت دارد. از آنجایی که در این پژوهش تنها به بررسی مبدل فوتون نوترونی پرداخته شده است این فاکتور برای انتخاب مواد کندکننده نوترونی برای تعدیل شار انرژی نوترونی تا محدوده ی مورد نیاز درمانی اهمیت دارد. با توجه در سطر سوم جدول ۱- میانگین انرژی نوترونی با افزایش ضخامت هدف تنگستی از 1cm به 2cm کاهش در حدود 50%

### منابع

- 1-Hall EJ, Giaccia AJ. Radiobiology for the Radiologist: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- 2-Slatkin DN. A history of boron neutron capture therapy of brain tumours. Brain. 1991;114(4):1609-29.
- 3-Bisceglie E, Colangelo P, Colonna N, Santorelli P, Variale V. On the optimal energy of epithermal neutron beams for BNCT. Physics in medicine and biology. 2000;45(1):49.
- 4-Allen D, Beynon T. A design study for an accelerator-based epithermal neutron beam for BNCT. Physics in medicine and biology. 1995;40(5):807.
- 5-Blue T, Yanch J. Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors. Journal of Neuro-oncology. 2003 March 2003;62(1):23.

- 6-Green S. Developments in accelerator based boron neutron capture therapy. *Radiation Physics and Chemistry*. 1998;51(4):561-9.
- 7-Kobayashi H, Kurihara T, Matsumoto H, Yoshioka M, Matsumoto N, Kumada H, et al. Construction of a BNCT facility using an 8-MeV high power proton linac in Ibaraki.
- 8-Kononov O, Kononov V, Bokhovko M, Korobeynikov V, Soloviev A, Sysoev A, et al. Optimization of an accelerator-based epithermal neutron source for neutron capture therapy. *Applied radiation and isotopes*. 2004;61(5):1009-13.
- 9-Floberg J. The physics of boron neutron capture therapy: an emerging and innovative treatment for glioblastoma and melanoma. *Physics and Astronomy Comps Papers*. 2005.
- 10-Bevilacqua R, Giannini G, Calligaris F, Fontanarosa D, Longo F, Scian G, et al. PhoNeS: A novel approach to BNCT with conventional radiotherapy accelerators. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2007;572(1):231-2.
- 11-Ludewigt B, Bleuel D, Chu W, Donahue R, Kwan J, Leung K, et al. Clinical requirements and accelerator concepts for BNCT. *IEEE E*. 1998.
- 12-Naseri A, Mesbahi A. A review on photoneutrons characteristics in radiation therapy with high-energy photon beams. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. 2010;15(5):138-44.
- 13-Nigg D, Mitchell H, Harker Y. Computational and Experimental Studies of an Electron Accelerator Based Epithermal Photoneutron Source Facility for Boron Neutron Capture Therapy. *INEL BNCT Research Program Annual Report 1995*. 1996:27.
- 14-Torabi F, Masoudi SF, Rahmani F, Rasouli FS. BSA optimization and dosimetric assessment for an electron linac based BNCT of deep-seated brain tumors. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*. 2014;300(3):1167-74.
- 15-Salehi D, Sardari D, Jozani MS. Characteristics of a heavy water photoneutron source in boron neutron capture therapy. *Chinese Physics C*. 2013;37(7):078201.
- 16-Quintieri L, Bedogni R, Buonomo B, De Giorgi M, Chiti M, Esposito A, et al. A Photoneutron source at the DaΦne Beam Test Facility of the INFN National Laboratories in Frascati: design and first experimental results. *Physics Procedia*. 2012;26:249-60.
- 17-McGinley PH, Butker EK. Evaluation of neutron dose equivalent levels at the maze entrance of medical accelerator treatment rooms. *Medical physics*. 1991;18(2):279-81.
- 18-Rahmani F, Shahriari M. Hybrid photoneutron source optimization for electron accelerator-based BNCT. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2010;618(1):48-53.
- 19-Huang W, Li Q, Lin Y. Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators for radiography and radiotherapy applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 2005;229(3):339-47.
- 20-Giannini G, Borla O, Bevilacqua R, Zanini A, editors. Photoneutron source for in-hospital BNCT treatment: feasibility study. *Proceedings of the 12th International Congress on Neutron Capture Therapy Takamatsu, Kagawa, Japan; 2006*.
- 21-Jallu F, Lyoussi A, Payan E, Recroix H, Mariani A, Nurdin G, et al. Photoneutron production in tungsten, praseodymium, copper and beryllium by using high energy electron linear accelerator. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 1999;155(4):373-81.
- 22-Chadwick M, Herman M, Obložinský P, Dunn ME, Danon Y, Kahler A, et al. ENDF/B-VII. 1 nuclear data for science and technology: cross sections, covariances, fission product yields and decay data. *Nuclear Data Sheets*. 2011;112(12):2887-996.



## Effect of the Incident Photon Energy and the Thickness of the tungsten Target on the Efficiency of Photoneutron Production for the Treatment of Cancer Patients

Nahid Chegeni<sup>1\*</sup>, Saleh Boveiry Pour<sup>2</sup>, Sasan Razmjou-Ghalaei<sup>3</sup>, Foad GoliAhmadabadi<sup>4</sup>

1-Assistant of Professor  
Medical Physics.

2-MSc Student  
Medical Physics.

3-Assistant of Radiotherapy and  
Oncology.

4-Lecturer of Medical Physics.

1,2-Department of Medical Physics,  
Medical School, Ahvaz Jundishapur  
University of Medical Sciences,  
Ahvaz, Iran.

3-Department of Radiotherapy and  
Oncology, Ahvaz Jundishapur  
University of Medical Sciences,  
Ahvaz, Iran.

4-Department of Medical Physics,  
Medical School, Jiroft University of  
Medical Sciences, Kerman, Iran.

\*Corresponding author:

Nahid Chegeni; Department of  
Medical Physics, Medical School,  
Ahvaz Jundishapur University of  
Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989163534022

Email: chegenin@gmail.com

### Abstract

**Background and Objective:** Nowadays boron neutron capture applies as an alternative method to treat some cancers which do not respond to traditional radiation therapy. Considering that the epithermal neutron energy are useful for therapeutic purposes, achieve the maximum flux of the epithermal neutron has always been concerned. The aim of this study was to evaluate the effect of the converter thickness and the photon energy incident on the neutron flux output and energy generated.

**Subjects and Methods:** In this study, using Monte Carlo simulation MCNPX6.2 code, a single pencil photon beam with energies 13, 15, 18, 20, 25 MeV and 2 mm diameter were employed. To optimize the design of the photoneutron target, tungsten target was tested at different thicknesses.

**Results:** The maximum of the neutron flux for all thicknesses and beam energy occurred at neutron energy peak 0.46MeV. Increasing thickness up to 2 cm showed the neutron flux was increased with increases in thickness and followed a downward trend.

**Conclusion:** The photon energy and the thickness of the tungsten target have a significant impact on the total neutron energy, energy spectrum and the average energy neutrons which depending on the neutron energy spectrum required should be selected. The use of a tungsten layer with a thickness of 2 cm and the 15MeV photon energy for production of maximum neutron flux with a minimum average energy is suggested.

**Keywords:** radiotherapy, BNCT, photo neutron target.

► Please cite this paper as:

Chegeni N, Boveiry Pour S, Razmjou-Ghalaei S, Goli Ahmadabadi F. Effect of the Incident Photon Energy and the Thickness of the Tungsten Target on the Efficiency of Photoneutron Production for the Treatment of Cancer Patients. *Jundishapur Sci Med J* 2017;15(6):677-684.

Received: Aug 29, 2016

Revised: Dec 7, 2016

Accepted: Jan 26, 2017