

بررسی قابلیت استفاده از رآکتور MNSR اصفهان در نوترون‌تراپی با بور به کمک شبیه‌سازی MCNP

هاجر توکلی زانیانی، سید ظفرالله کلانتری و محمد نامی نظری

دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان

پست الکترونیکی: zafar@cc.iut.ac.ir

(دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱۰/۱۷؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۳/۶/۲۴)

چکیده

یکی از چشمه‌های مهم برای نوترون درمانی، رآکتورهای شکافت هستند. طیف نوترون مورد استفاده در گیراندازی نوترون در بور باید دارای شار بالا در محدوده نوترون‌های فوق حرارتی باشد. علاوه بر این شار نوترون برای این که طیف نوترون اثر بهینه‌ای در درمان داشته باشد، باید دارای مشخصه‌هایی باشد که از طرف آژانس انرژی بین‌المللی تعیین شده است. در این مقاله امکان استفاده از رآکتور مینیاتوری اصفهان (MNSR) به عنوان چشمه نوترون برای گیراندازی نوترون در بور مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور طراحی یک مجموعه شکل‌دهنده طیف برای رآکتور مینیاتوری اصفهان، با استفاده از کد MCNPX شبیه‌سازی شده است. با محاسبه و ارزیابی مقادیر عوامل در هوا، طراحی مجموعه شکل‌دهنده طیف BSA بهینه، ارائه شد. در این شبیه‌سازی ترابرد نوترون از لحظه تولید در قلب رآکتور تا لحظه خروج از دریچه شکل‌دهنده طیف، محاسبه شده است. با ارزیابی آهنگ دز بیولوژیکی و منحنی‌های توزیع دز-عمق در بافت سالم و تومور از طریق شبیه‌سازی یک فانتوم سر اسنایدر، کمیت‌های در فانتوم نیز مورد ارزیابی قرار گرفتند. محاسبات ما نشان می‌دهد که اولاً شار نوترون تولید شده در رآکتور MNSR قابلیت استفاده در گیراندازی نوترون در بور را دارد، ثانیاً BSA بهینه طراحی شده برای این رآکتور، از نظر مشخصات درمانی برای گیراندازی نوترون در بور مناسب است.

واژه‌های کلیدی: نوترون درمانی، BNCT، رآکتور MNSR اصفهان، شکل‌دهنده طیف MCNPX,BSA

۱. مقدمه

به وسیله مواد تومور دوست نشان‌دار شده است، به بدن بیمار وارد شده و درون تومور متمرکز می‌شود. سپس یک باریکه از نوترون‌های فوق حرارتی به سمت سر بیمار تابانده می‌شود، نوترون‌ها با عبور از بافت‌های سر، انرژی خود را در اثر برخورد‌های کشسان از دست می‌دهند و به نوترون‌های حرارتی تبدیل می‌شوند، سپس با جذب نوترون حرارتی توسط

درمان به وسیله گیراندازی نوترون در بور^۱ (BNCT) یکی از روش‌های مورد توجه در درمان سرطان است. در این روش که بیشتر برای درمان تومورهای مغزی (گلیوبلاستوما مولتی فرم) به کار می‌رود، ابتدا بور به صورت یک ترکیب شیمیایی خاص که

۱. Boron Neutron Capture Therapy

جدول ۱. شرایط توصیه شده باریکه نوترون برای کمیت‌های در هوا در BNCT.

محدوده مقدار	کمیت‌های باریکه خروجی از BSA
$5 \times 10^{-9} - 10^{-9}$	$\phi_{\text{epi}} (\text{n/cm}^2 \cdot \text{s})$
> 20	$\phi_{\text{epi}} / \phi_{\text{th}}$
$< 2 \times 10^{-13}$	$\dot{D}_{\text{fn}} / \phi_{\text{epi}} (\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$
$< 2 \times 10^{-13}$	$\dot{D}_{\gamma} / \phi_{\text{epi}} (\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$
> 0.5	I / ϕ

هدف از طراحی چنین مجموعه شکل‌دهنده طیفی، کندسازی نوترون‌های پراثری به انرژی‌های پایین‌تر و حذف نوترون‌های سریع و حرارتی و همچنین آلودگی‌های گاما تا حد ممکن است.

به عبارت دیگر طراحی باریکه نوترون برای BNCT روشی برای ایجاد یک باریکه نوترون مناسب جهت درمان است. چنین باریکه نوترونی برای درمان باید دارای شدت و کیفیت مناسب باشد. برای ارزیابی طیف نوترون، دو دسته کمیت بررسی می‌شوند، اول کمیت‌های در هوا که برای باریکه آزاد خروجی از دهانه BSA اندازه‌گیری یا محاسبه می‌شود و دوم کمیت‌های در فانتوم که کارآمدی درمانی باریکه آزاد به دست آمده در خروجی BSA را نشان می‌دهد. کمیت‌های در هوا که از طرف آژانس بین‌المللی انرژی اتمی توصیه شده، به همراه گروه‌های مختلف انرژی نوترون در BNCT در جدول ۱ ذکر شده است. در این جدول شار نوترون سریع، شار نوترون فوق حرارتی، شار نوترون حرارتی، جریان نوترون فوق حرارتی، آهنگ دز نوترون سریع و دز گاما به ترتیب با ϕ_{th} ، ϕ_{epi} ، ϕ_{f} ، $\dot{D}_{\text{fn}}$ و $\dot{D}_{\gamma}$ علامت گذاری شده است.

برای داشتن یک درمان دقیق در BNCT باید محاسبات دزیمتری نیز انجام شود. در واقع جهت ارزیابی درمانی BSA طراحی شده باید کمیت‌های در فانتوم را از طریق دزیمتری محاسبه کرد. دزیمتری در BNCT به علت وجود میدان مختلط گاما و نوترون کار پیچیده‌ای است، زیرا پرتوی خروجی شامل چندین مؤلفه گاما، نوترون سریع، نوترون حرارتی و نوترون فوق حرارتی با مشخصه‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی متفاوت

^{10}B ، ^{11}B تولید می‌شود که در حالت برانگیخته قرار دارد. هسته‌های ^{11}B به مدت خیلی کوتاهی در حدود 10^{-12} ثانیه در حالت برانگیخته می‌ماند، سپس ^{11}B شکافته شده و به هسته‌های لیتیم و آلفا تبدیل می‌شود و در حدود ۹۴ درصد از موارد پرتوی گاما نیز تولید می‌شود. هسته‌های لیتیم و آلفا باردار هستند و توان توقف بالا و برد کوتاهی از مرتبه ابعاد سلول دارند (کمتر از $10 \mu\text{m}$). سلول‌های سرطانی به علت جذب انرژی جنبشی ذرات لیتیم و آلفا از بین می‌روند [۱].

واکنش بور با نوترون‌های حرارتی دارای سطح مقطع بالایی است. نوترون‌ها در اثر برهم‌کنش با بافت، کند می‌شوند و به نوترون‌های حرارتی تبدیل می‌شوند. بنابراین طیف نوترون مورد استفاده در BNCT باید بیشتر در ناحیه فوق حرارتی قله داشته باشد تا پس از رسیدن به تومور به ناحیه حرارتی لازم برسد. چشمه‌های نوترون مختلفی جهت BNCT مورد بررسی و تحقیق قرار گرفته است که از جمله آنها می‌توان به رآکتورهای هسته‌ای اشاره کرد [۲-۷]. چشمه‌های نوترون را نمی‌توان به طور مستقیم در BNCT مورد استفاده قرار داد بلکه باید ابتدا طیف آنها را بهینه کرد. این کار با طراحی و ساخت یک مجموعه شکل‌دهنده طیف^۱ (BSA) صورت می‌گیرد. نوترون‌هایی که وارد BSA می‌شوند پس از عبور از آن باید دارای انرژی و شدت مناسب برای BNCT شوند، که در جدول ۱ این شرایط آورده شده است. برای هرچشمه نوترون طراحی‌های مختلفی جهت ساخت این سامانه صورت گرفته است. یک BSA عموماً شامل کندکننده، بازتابنده، موازی‌کننده و فیلترهای نوترون حرارتی و گاما است [۸].

^۱ Beam Shaping Assembly

درصد به دست آمده است.

۲. مواد و روش‌ها

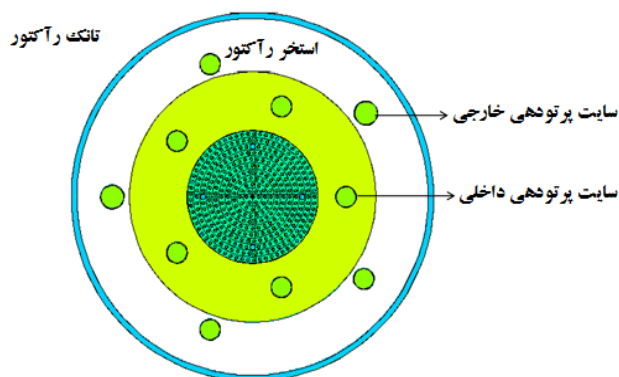
۲.۱. معرفی رآکتور MNSR اصفهان

ابتدا به بررسی برخی از قسمت‌های رآکتور MNSR اصفهان به عنوان یک چشمه نوترون می‌پردازیم. این رآکتور از نوع مخزن استخری دارای توان ۳۰ kW است. میله‌های سوخت از اورانیوم غنی شده و آلیاژ آلومینیوم ساخته شده‌اند. غنای اورانیوم (^{235}U) در میله‌های سوخت ۹۰/۲ درصد می‌باشد. تعداد ۳۵۰ محل برای میله‌های سوخت وجود دارد، که در ۳۴۳ عدد از آنها میله‌های سوخت قرار گرفته است و ۷ میله سوخت مجازی است. میله‌ها در ده دایره هم مرکز به طور متقارن بین دو شبکه آلومینیومی توزیع شده‌اند. هر میله سوخت دارای قطر ۴/۳ میلی‌متر و طول ۲۳۰ میلی‌متر بوده و دارای پوشش آلومینیومی است. بازتابنده رآکتور از فلز برلیوم ساخته شده است که نقش بازتابندگی و کندکنندگی نوترون‌های نشتی از رآکتور را به عهده دارد، و قله‌ای از شار نوترون‌های حرارتی در آن شکل می‌گیرد. تعداد پنج کانال پرتودهی در داخل برلیوم و پنج کانال خارجی پرتودهی در خارج از برلیوم اطراف قلب و در داخل استخر آب رآکتور قرار دارد. مقدار شار نوترون زمانی که رآکتور با بیشترین توان خود کار می‌کند، در این سایت‌ها از مرتبه 10^{10} n/s.cm^2 است، که در سایت‌های داخلی دو برابر سایت‌های خارجی است. بنابراین می‌توان برای داشتن شار مناسب از کنار برلیوم اطراف قلب رآکتور طراحی مجموعه شکل دهنده طیف را آغاز نمود [۱۰]. در شکل ۱ مقطع قلب رآکتور و برلیوم اطراف قلب به همراه سایت‌های پرتودهی داخلی و خارجی نشان داده شده، که با استفاده از کد MCNPX طراحی شده است.

۲.۲. طراحی یک مجموعه شکل دهنده طیف برای

رآکتور MNSR اصفهان

پرتوی نوترونی که از چشمه خارج می‌شود دارای طیف گسترده‌ای از نوترون‌ها و فوتون‌هاست. در مورد BNCT نوترون‌های حرارتی، پرتوهای گاما و نوترون‌های سریع به



شکل ۱. (رنگی در نسخه الکترونیکی) شمایی از مقطع رآکتور MNSR که با استفاده از کد MCNP رسم شده است.

است. بزرگی مؤلفه‌های دز پرتو، با میزان بور تزریق شده و ترکیب استفاده شده رابطه مستقیم دارد. از این رو بررسی چهار مؤلفه فیزیکی دز ناشی از برهم‌کنش نوترون و گاما با عناصر موجود در بافت و استفاده از ضریب وزنی برای محاسبه دز بیولوژیکی ضروری است [۹].

در این مقاله، در گام نخست یک مجموعه شکل دهنده طیف BSA برای رآکتور MNSR اصفهان، به عنوان یک چشمه نوترون جهت BNCT، طراحی و بهینه‌سازی می‌شود. این طراحی ما را قادر می‌سازد که یک شار فوق‌حرارتی مناسب در خروجی باریکه جهت درمان به روش BNCT داشته باشیم. مهمترین نکته در یک طراحی، انتخاب مواد، شکل و ضخامت آنهاست. عملکرد BSA طراحی شده از نظر شدت و کیفیت طیف نوترون خروجی با مقادیر توصیه شده آژانس بین‌المللی انرژی اتمی مقایسه خواهد شد. در گام بعدی با شبیه‌سازی فانتوم سر اسنایدر^۱، BSA طراحی شده با استفاده از منحنی‌های توزیع دز - عمق، از نظر درمانی ارزیابی می‌شود. به منظور طراحی، شبیه‌سازی، بهینه‌سازی و انجام محاسبات از کد مونت کارلویی MCNPX استفاده شده است. مقادیر شار سطحی، شار حجمی و دز به ترتیب با استفاده از فایل‌های خروجی F۲، F۴ و F۶ محاسبه شده‌اند. همچنین نتایج گزارش شده در این مقاله، از پردازش حدود 3×10^8 ذره در کد MCNPX، با خطاهای نسبی حدود ۰/۵

^۱ Snyder

عنوان آلودگی محسوب می‌شوند. برای رسیدن به شار نوترون مناسب و کمیت‌هایی که در جدول ۱ ذکر شد، همچنین کم کردن آلودگی پرتوهای نوترون و گاما به یک مجموعه شکل دهنده طیف نیاز داریم.

در هر طراحی ابتدا کندکننده سپس صافی گاما و بعد از آن موازی‌ساز و در نهایت صافی نوترون‌های حرارتی قرار می‌گیرد. اطراف کندکننده، صافی گاما و موازی‌ساز و در بعضی از موارد صافی نوترون‌های حرارتی، بازتابنده قرار می‌گیرد. برای طراحی یک مجموعه شکل‌دهنده طیف برای رآکتور MNSR ابتدا مواد و ضخامت‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفت. برای این منظور مسیر حرکت نوترون‌ها و انرژی آنها، از لحظه تولید در قلب رآکتور تا لحظه خروج از دهانه BSA با استفاده از کد محاسباتی MCNPX شبیه‌سازی شد. کد MCNP یکی از مناسب‌ترین کدهای محاسباتی است، که با استفاده از آن ترابرد نوترون‌ها را بر مبنای روش مونت کارلو می‌توان شبیه‌سازی کرد.

یک کندکننده ایده‌آل دارای سطح مقطع پراکندگی بالا در انرژی‌های بالا، و سطح مقطع پراکندگی پایین در انرژی‌های فوق حرارتی است. از جمله این مواد می‌توان به فلوئنتال (AlF_3 ، Al ، LiF ۱٪ و Al ۳۰٪، AlF_3 ۶۹٪) اشاره کرد [۸]. نتایج حاصل از Al و Al_2O_3 نشان داد که این ماده مقدار شار نوترون‌های حرارتی را بهبود می‌بخشد، ولی نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی آن مناسب نیست. شار نوترون‌های فوق حرارتی به دست آمده از طراحی با کندکننده فلوئنتال بهتر از کندکننده Al و Al_2O_3 بود. در طراحی دیگری با استفاده از فلوئنتال و Al شار مناسب درمان به دست آمد.

معمولاً نوترون‌هایی که به بازتابنده می‌رسند، از کندکننده عبور کرده و دارای انرژی مناسب هستند، بنابراین اغلب بهتر است مواد بازتابنده دارای عدد جرمی بالا مثل بیسموت و سرب باشند که در هر برخورد کثشان انرژی نوترون‌ها کاهش نیابد [۸]. در طراحی‌های مختلف، کربن و سرب برای بازتابنده و موازی‌ساز مورد بررسی قرار گرفتند، که با بازتابنده و موازی‌ساز سرب نتایج بهتری به دست آمد.

در برخی موارد موازی کننده را به شکل مخروط و یا هرم می‌سازند، که در این حالت سطح جانبی آن را با لایه‌ای از مواد بازتابنده نوترون که معمولاً عنصری با عدد جرمی بالا هستند، مانند بیسموت و سرب، می‌پوشانند [۸]. ما در طراحی‌ها از بیسموت به عنوان صافی گاما استفاده کردیم که گزینه مناسبی بود.

برای جذب نوترون‌های حرارتی موادی مثل کادمیوم، بور و لیتیوم استفاده می‌شود که سطح مقطع جذب نوترون حرارتی در آنها زیاد است. کادمیوم در اثر جذب نوترون، گاما‌های پرنرژی تولید می‌کند، گاما‌هایی که بور تولید می‌کند انرژی کمی دارند و لیتیوم گامایی تولید نمی‌کند. ویژگی دیگر صافی نوترون هدایت نوترون‌ها به سمت بیمار است، بنابراین در نزدیکی روزنه خروجی قرار می‌گیرد [۸]. در این تحقیق از 6Li ، 7Li و پلی لیتیوم به عنوان صافی نوترون‌های حرارتی استفاده شد که پلی لیتیوم مناسب‌تر بود. موادی مثل بیسموت و سرب برای جذب پرتوهای گاما استفاده می‌شوند، اما بیسموت به دلیل داشتن سطح مقطع واکنش پایین با نوترون‌های فوق حرارتی بیشتر استفاده می‌شود [۸]، که در این تحقیق نیز از آن استفاده شد.

در تمام طراحی‌های انجام شده در این مقاله، کندکننده، صافی گاما و بازتابنده اطراف کندکننده، به شکل مکعب و موازی‌ساز به شکل مخروط در نظر گرفته شد. همچنین صافی نوترون‌های حرارتی و بازتابنده اطراف موازی‌ساز، به شکل مکعبی، که قسمت موازی‌ساز از آن حذف شده است، در نظر گرفته شد. ابعاد در دو جهت طول و عرض یکسان و با ابعاد $120 \times 124 \text{ cm}^2$ در نظر گرفته شد. در جدول ۲ مشخصات طراحی‌ها برای BSA های پیشنهادی با مواد و ابعاد مختلف که در این مقاله بررسی شده، ارائه شده است. در طراحی‌ها ضخامت قسمت‌های مختلف تغییر داده شد و طول و عرض ثابت در نظر گرفته شد. نتایج باریکه نوترون خروجی طراحی‌های جدول ۲، در جدول ۳ مقایسه شده‌اند. بهترین نتیجه طراحی‌های انجام گرفته، طراحی شماره ۲۲ با ترکیبی از فلوئنتال و آلومینیوم به عنوان کندکننده، سرب به عنوان

جدول ۲. مشخصات طراحی‌های BSA انجام گرفته برای رآکتور MNSR اصفهان.

شماره طراحی	کندکننده	صافی گاما	موازی‌ساز	بازتابنده	صافی نوترون حرارتی
۱	Al, Al ₂ O ₃ (۳۱cm)	Bi (۵cm)	Bi (۶۷cm)	Pb,C	^۷ Li (۳۱cm)
۲	Al, Al ₂ O ₃ (۳۸cm)	Bi (۱cm)	Bi (۵۲cm)	Pb,C	^۷ Li (۳۱cm)
۳	Al, Al ₂ O ₃ (۳۱cm)	Bi (۵cm)	Bi (۶۷cm)	Pb,C	^۶ Li (۳۱cm)
۴	Al, Al ₂ O ₃ (۳۸cm)	Bi (۱cm)	Bi (۵۲cm)	Pb,C	^۶ Li (۳۱cm)
۵	Al, Al ₂ O ₃ (۳۱cm)	Bi (۵cm)	Bi (۶۷cm)	Pb,C	Li/poly (۳۱cm)
۶	Al, Al ₂ O ₃ (۳۸cm)	Bi (۱cm)	Bi (۵۲cm)	Pb,C	Li/poly (۳۳cm)
۷	(۵۳cm) فلوئنتال	Bi (۱۱cm)	Bi (۴۴cm)	Pb,C	^۶ Li (۲۷cm)
۸	(۵۳cm) فلوئنتال	Bi (۴cm)	Bi (۴۹cm)	Pb,C	^۶ Li (۲۷cm)
۹	(۴۵cm) فلوئنتال	Bi (۹cm)	Bi (۵۲cm)	Pb,C	^۶ Li (۲۲cm)
۱۰	(۵۰cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۶۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۱	(۴۸cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۵۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۲	(۴۸cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۳	(۴۴cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۶۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۴	(۴۴cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۵۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۵	(۴۴cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۵cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۶	(۴۴cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۷	(۴۰cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۵۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۸	(۴۰cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۰cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۱۹	(۳۵cm) فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۵cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۲۰	Al (۴۵cm) و فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۳۳cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۲۱	Al (۳۵cm) و فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۳cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)
۲۲ (طراحی بهینه)	Al (۳۰cm) و فلوئنتال	Bi (۸cm)	Pb (۴۸cm)	Pb	Li/poly (۲۱cm)

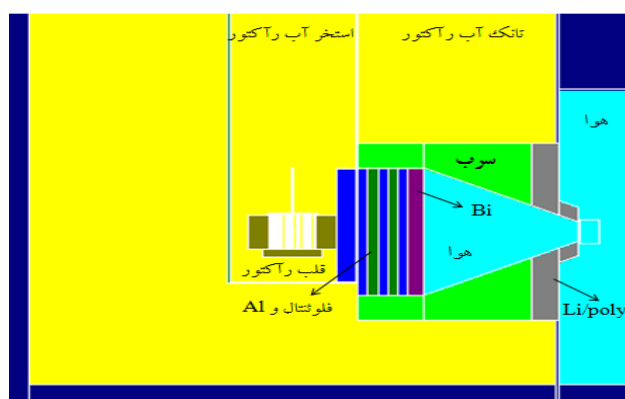
موازی‌ساز و بازتابنده، بیسموت به عنوان صافی گاما و لیتیوم پلی‌اتیلن به عنوان صافی نوترون‌های حرارتی بود. در شکل ۲ این طراحی نشان داده شده است.

همان‌طور که نتایج طراحی شماره ۲۲ در جدول ۳ نشان می‌دهد، در طراحی بهینه، مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی (ϕ_{epi}) با کمینه مقدار لازم برای شار نوترون‌های فوق حرارتی در BNCT، که در جدول ۱ ارائه شد، در توافق است. همچنین

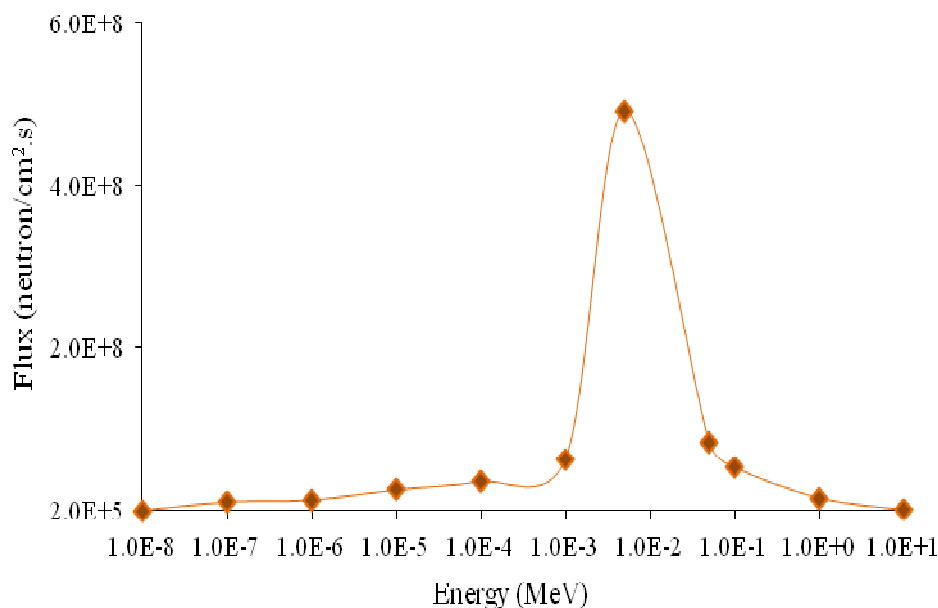
مقدار نسبت آهنگ دز نوترون‌های سریع به شار نوترون‌های فوق حرارتی ($\dot{D}_{fn}/\phi_{epi}$)، آهنگ دز پرتوی گاما به شار نوترون‌های فوق حرارتی ($\dot{D}_\gamma/\phi_{epi}$) و کمیت (I/ϕ) با استانداردهای تعیین شده از سوی آژانس در توافق کامل است. هر چند که مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی (ϕ_{epi}/ϕ_{th}) قدری از مقدار تعیین شده از سوی آژانس کمتر است، ولی به علت اینکه برای بالا بردن

جدول ۳. نتایج طراحی‌های انجام گرفته برای کمیت‌های در هوای باریکه نوترون خروجی.

شماره طراحی	$\varphi_{\text{epi}} \left(\frac{n}{\text{s.cm}^2} \right)$	$\frac{D_{\text{nf}}}{\varphi_{\text{epi}}} (\text{Gycm}^2)$	$\frac{D_{\text{g}}}{\varphi_{\text{epi}}} (\text{Gycm}^2)$	$\frac{\varphi_{\text{epi}}}{\varphi_{\text{th}}}$	$\frac{J}{\varphi}$
۱	1.7×10^{-8}	1.7×10^{-13}	4.22×10^{-13}	۱.۴۷	۱.۳
۲	1.88×10^{-8}	1.4×10^{-13}	6.4×10^{-13}	۱.۳۵	۱.۹
۳	1.14×10^{-8}	2.24×10^{-13}	7.3×10^{-13}	۳.۹	۱.۳
۴	1.1×10^{-8}	2.72×10^{-13}	3.4×10^{-13}	۲.۸	۱.۲۵
۵	1.24×10^{-8}	2.55×10^{-13}	4.44×10^{-13}	۳	۱.۳۱
۶	1.36×10^{-8}	2×10^{-13}	6.48×10^{-13}	۴.۶	۱.۳
۷	3.29×10^{-8}	3.9×10^{-13}	4.26×10^{-14}	۳.۴	۱/۱۳
۸	2.28×10^{-8}	1.45×10^{-13}	6×10^{-14}	۵.۵	۱
۹	3.64×10^{-8}	1.6×10^{-13}	9×10^{-14}	۶	۱/۱۸
۱۰	1.3×10^{-8}	4.7×10^{-15}	0.77×10^{-13}	۲۴.۲	۱/۲۳
۱۱	1.71×10^{-8}	3×10^{-14}	1.32×10^{-13}	۱۹.۴۷	۱/۲۸
۱۲	2×10^{-8}	0.4×10^{-14}	0.82×10^{-13}	۲۷.۱	۱/۲
۱۳	1.15×10^{-8}	2.43×10^{-13}	1.18×10^{-13}	۱۷.۲۶	۱/۲
۱۴	2.18×10^{-8}	2.99×10^{-13}	2.6×10^{-13}	۲۲.۲۴	۱/۲۲
۱۵	2.21×10^{-8}	1.85×10^{-13}	0.61×10^{-13}	۳۴	۱/۲۲
۱۶	2.1×10^{-8}	0.56×10^{-13}	1.52×10^{-13}	۲۶.۲۵	۱/۲۱
۱۷	2.66×10^{-8}	0.64×10^{-13}	1.58×10^{-13}	۲۶	۱/۲۸
۱۸	3×10^{-8}	0.8×10^{-13}	1.22×10^{-13}	۲۳	۱/۲۵
۱۹	3.6×10^{-8}	0.77×10^{-13}	2.14×10^{-13}	۲۵	۱/۲۵
۲۰	3.4×10^{-8}	1.7×10^{-13}	1×10^{-13}	۲۳.۲۸	۱/۱۷
۲۱	4.17×10^{-8}	1.15×10^{-13}	2.2×10^{-13}	۱۸	۱/۲
۲۲ (طراحی بهینه)	5×10^{-8}	1.86×10^{-13}	1.86×10^{-13}	۱۵	۱/۲۲



شکل ۲. طراحی بهینه برای رآکتور MNSR اصفهان.



شکل ۳. طیف نوترون در خروجی BSA بهینه.

برهم‌کنش نوترون‌های سریع و فوق حرارتی با هیدروژن درون بافت طبق واکنش $^1\text{H}(n, n)^1\text{H}$ است، دز نیتروژن یا دز نوترون حرارتی که ناشی از واکنش $^{14}\text{C}(n, p)^{14}\text{N}$ است و دز بور (D_B) که ناشی از انجام واکنش $^7\text{Li}(n, \alpha)^4\text{He}$ در تومور می‌باشد [۸]. به منظور در نظر گرفتن اثربیولوژیکی نسبی، باید مؤلفه‌های دز ذکر شده، در یک عامل وزن مناسب که همان ضریب بیولوژیکی نسبی (RBE) است، ضرب شوند. دز بیولوژیکی کل به صورت مجموع این مؤلفه‌ها تعریف می‌شود، بنابراین داریم:

$$D_{\text{tot}} = \sum \text{RBE}_i \cdot D_i = \text{RBE}_\gamma \cdot D_\gamma + \text{RBE}_{\text{th},n} \cdot D_{\text{th},n} + \text{RBE}_{\text{f},n} \cdot D_{\text{f},n} + \text{RBE}_B \cdot D_B \quad (1)$$

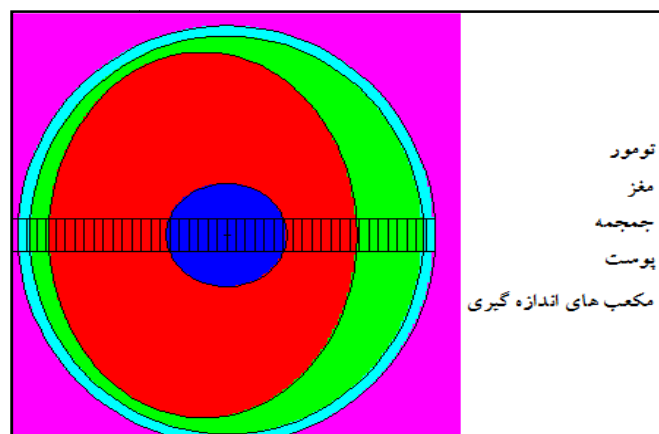
که در آن داریم: $\text{RBE}_\gamma = 1$ ، $\text{RBE}_{\text{f},n} = 3/2$ ، $\text{RBE}_{\text{th},n}$ و اثر بیولوژیکی ^7Li (RBE_B) برای بافت سالم $1/3$ و برای بافت تومور $3/8$ در نظر گرفته می‌شود [۱۱]. شبیه‌سازی به ازای مقادیر مختلف غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم انجام شد. جهت انجام دزیمتری و ارزیابی مشخصات درمانی BSA طراحی شده، ما از فانتوم سر استاندارد اسنایدر در شبیه‌سازی‌ها استفاده کرده‌ایم. این فانتوم شامل پوست، جمجمه و مغز است که با سه معادله بیضی‌گون زیر تعریف می‌شود:

این مقدار در طراحی‌های دیگر، مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی که در اولویت بالاتری نسبت به این عامل قرار دارد، به مقدار نامطلوبی انحراف پیدا می‌کرد، می‌توان این طراحی را مناسب‌ترین طراحی این مجموعه شکل دهنده طیف دانست.

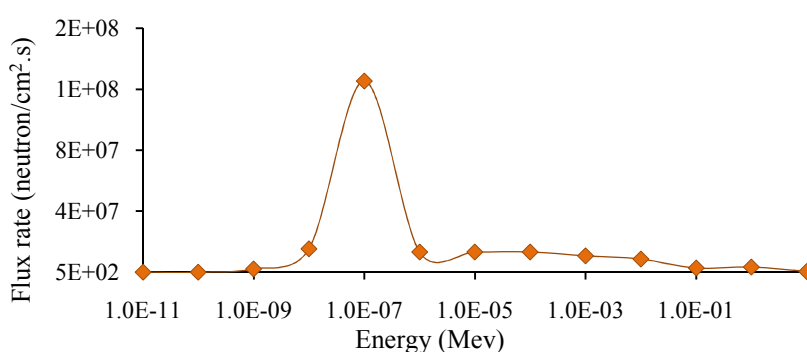
پس از بهینه کردن ابعاد و انتخاب نوع مواد مناسب، شار نوترون خروجی محاسبه و نمودار طیف آن در شکل ۳ رسم شده است. شکل ۳ نشان می‌دهد که قله نمودار طیف نوترون در محدوده شار فوق حرارتی قرار دارد، و مقدار شار نوترون‌های حرارتی بسیار کم است. محاسبات نشان می‌دهد که با کاهش ضخامت کندکننده و افزایش طول موازی‌ساز، قله نمودار در محدوده فوق حرارتی، مقدار بیشتری را به دست می‌آورد.

۳. ارزیابی کمیت‌های در فانتوم و قابلیت درمانی طیف نوترون

اگر بخواهیم BSA طراحی شده را از نظر مشخصات درمانی مورد ارزیابی قرار دهیم، باید عوامل در فانتوم را برای آن بررسی کنیم. وقتی باریکه نوترون خروجی از BSA وارد بافت می‌شود، چهار مؤلفه دز تولید می‌کند: دز گاما (D_γ) که ناشی از گاما‌های همراه با باریکه نوترون خروجی و همچنین واکنش $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ در بافت است، دز هیدروژن یا دز نوترون سریع ($D_{\text{f},n}$) که ناشی از



شکل ۴. (رنگی در نسخه الکترونیکی) فانتوم سر اسنایدر در صفحه yz.



شکل ۵. طیف نوترون در فانتوم سر اسنایدر.

طول و عرض و ارتفاع $۱۶\text{ cm} \times ۱۶\text{ cm} \times ۰٫۴\text{ cm}$ در محور مرکزی فانتوم تعریف شداند. در شکل ۴ نمایی از این فانتوم را در صفحه zy نشان می‌دهد. با قرار دادن فانتوم سر در فاصله $۰٫۵$ سانتی‌متر از دهانه خروجی BSA و با استفاده از کد MCNP-X شار نوترون‌ها در محل تومور محاسبه شد، که طیف آن در شکل ۵ نشان داده شده است.

شکل ۵ طیف نوترون (شار برحسب انرژی) را در فانتوم نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که قله این نمودار در محدوده انرژی نوترون‌های حرارتی قرار دارد، که نشان می‌دهد بیشتر نوترون‌های فوق حرارتی فرودی (شکل ۳)، پس از عبور از بافت‌های مختلف سر حرارتی شده‌اند.

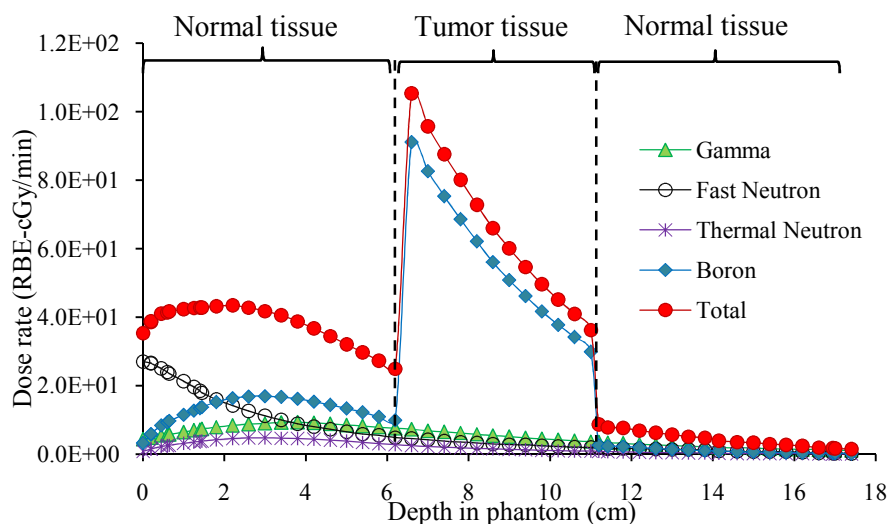
با در نظر گرفتن تومور در عمق $۸٫۸$ سانتی‌متری

$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y-1}{6.5}\right)^2 + \left(\frac{z}{9}\right)^2 = 1, \quad (2) \quad (\text{مغز})$$

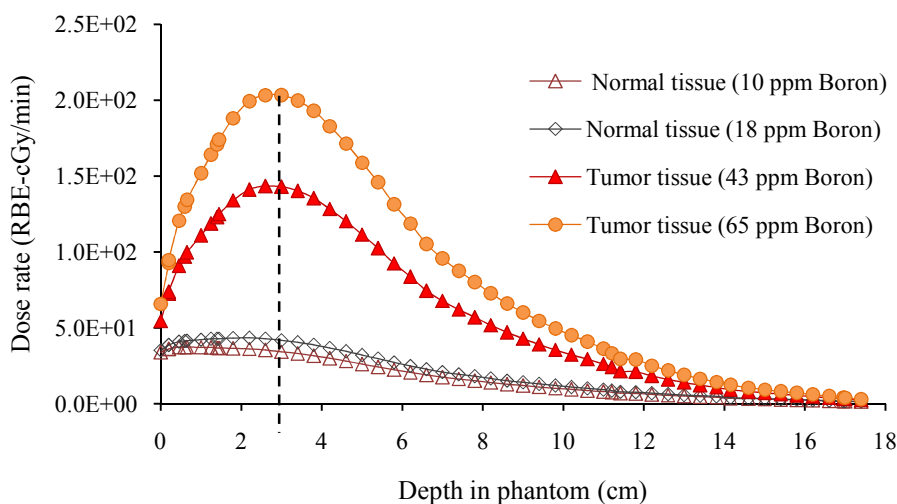
$$\left(\frac{x}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{9.8}\right)^2 = 1, \quad (3) \quad (\text{جمعیه})$$

$$\left(\frac{x}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{10.3}\right)^2 = 1, \quad (4) \quad (\text{پوست})$$

در این مدل، تومور به صورت کره‌ای به شعاع $۲٫۵۴$ سانتی‌متر در مرکز فانتوم در نظر گرفته شده است. ضخامت پوست $۰٫۵$ سانتی‌متر و حجم مغز در حدود ۱۴۷۰ سانتی‌متر مکعب است. ضرایب تبدیل گرما مربوط به کل مغز یک فرد بالغ از ICRU ۶۳ گرفته شده است [۱۲]. شبکه اندازه‌گیری به صورت مکعب‌هایی به ترتیب با



شکل ۶: (رنگی در نسخه الکترونیکی) سهم مؤلفه‌های دز بیولوژیکی در عمق‌های مختلف فانتوم، برای غلظت نسبی بور ۶۵:۱۸ (بافت سالم: تومور) با در نظر گرفتن تومور در مرکز فانتوم.



شکل ۷: (رنگی در نسخه الکترونیکی) منحنی توزیع دز - عمق برای غلظت‌های نسبی بور ۶۵:۱۸ و ۴۳:۱۰ (بافت سالم: بافت تومور برحسب ppm).

این نمودار را با در نظر گرفتن تومور در عمق‌های مختلف فانتوم و محاسبه دز بیولوژیکی کل برای غلظت‌های مختلف بور در تومور و بافت سالم، رسم کرد. این منحنی برای چند غلظت بور در شکل ۷ رسم شده است. همان طور که در این شکل مشاهده می‌شود، بیشینه آهنگ دز جذبی در تومور، در عمق نزدیک به ۳ سانتی‌متری قرار دارد. این به معنای آن است که در این عمق ما بیشترین شار نوترون‌های حرارتی را داریم، که در اثر برهم‌کنش این نوترون‌ها با بور باعث ایجاد یک دز بیشینه در این ناحیه می‌شود.

فانتوم می‌توان سهم هر یک از مؤلفه‌های دز را در فانتوم نشان داد، که در شکل ۶ قابل مشاهده است. همان طور که در این شکل مشاهده می‌شود، آهنگ دز بیولوژیکی کل در محدوده تومور نسبت به بافت سالم بیشتر است، که ناشی از بیشینه بودن نرخ دز بور در ناحیه تومور نسبت به سایر مؤلفه‌های دز است.

برای محاسبه کمیت‌های در فانتوم نیاز به منحنی توزیع دز - عمق داریم. در واقع این منحنی یک دید کلی از توزیع دز بیولوژیکی در عمق‌های مختلف فانتوم به ما می‌دهد. می‌توان

جدول ۴. مقادیر عوامل در فانتوم برای غلظت‌های نسبی مختلف بور.

غلظت‌های نسبی مختلف بور (بافت سالم : تومور بر حسب ppm)	۳۰ : ۸,۶	۴۳ : ۱۰	۶۰ : ۱۵	۶۵ : ۱۸
ADDR(RBE-cGy/min)	۳۶,۶	۳۷,۳	۴۰,۷	۴۳,۴
AD (cm)	۸,۴	۹,۶	۱۰,۴	۱۰,۳
TD (cm)	۵,۶	۶,۵	۷,۴	۷,۳
TG _{max}	۲,۹۵	۳,۸۴	۴,۶۶	۴,۷
TT (min)	۳۴,۴	۳۳,۸	۳۱	۲۹

با استفاده از عامل‌های تبدیل شار به دز، مقادیر دز مؤلفه‌های مختلف درون فانتوم محاسبه شد. جهت ارزیابی مشخصات درمانی باریکه نوترون طراحی شده، کمیت‌های در فانتوم باید محاسبه شوند. این کمیت‌ها عبارت‌اند از: بهره درمان (TG^1) به معنی نسبت دز جذبی در تومور به دز جذبی بیشینه در بافت سالم، عمق مفید (AD^2) به معنی عمقی در بافت سر که در آن مقدار دز جذبی بیشینه در بافت سالم برابر با دز جذبی در تومور است، عمق درمان (TD^3)، به معنی عمقی از بافت سر که در آن دز جذبی در تومور به دو برابر بیشینه دز جذبی در بافت سالم افت می‌کند، آهنگ عمق مفید دز ($ADDR^4$) یعنی آهنگ بیشینه دز جذبی در بافت سالم که بر حسب RBE.Gy/min بیان می‌شود، و زمان درمان (TT^5) یعنی مدت زمانی که طول می‌کشد تا بیشینه دز جذبی در بافت سالم به ۱۲/۶ RBE.Gy، که مقدار بیشینه دز جذبی مجاز در مغز است، برسد [۸].

با استفاده از منحنی‌های توزیع دز-عمق، هریک از این کمیت‌ها را برای غلظت‌های نسبی مختلف بور محاسبه و در جدول ۴ ارائه کرده‌ایم.

از میان غلظت‌های نسبی مختلف بور که در انجام محاسبات به کار گرفته شد، اگر چه بیشینه آهنگ دز جذبی در بافت سالم، عمق مفید و عمق درمان برای غلظت نسبی ۶۰:۱۵ نسبت به

سایر غلظت‌های نسبی مقادیر بهتری دارد، ولی از آنجایی که کمیت بهره درمانی نسبت به سایر کمیت‌ها از اهمیت نسبتاً بالاتری برخوردار بوده، و مقدار آن برای غلظت نسبی ۶۵:۱۸ از سایر غلظت‌های نسبی بیشتر است، این غلظت نسبی برای سیستم درمانی BSA طراحی شده پیشنهاد می‌شود.

با توجه به کمیت‌های محاسبه شده در فانتوم (جدول ۴) می‌توان تومورهای تا عمق درمان ($TD = 7.3 \text{ cm}$) را نیز با چنین طراحی (BSA) درمان کرد، هر چند کیفیت درمان آن به اندازه عمق ۳ سانتی‌متری نیست. عمق درمان حاشیه اطمینان بیشتری را نسبت به عمق مفید جهت درمان تومور به ما می‌دهد. شکل ۸ بهره درمانی را بر حسب عمق فانتوم برای غلظت‌های نسبی مختلف بور نشان می‌دهد، که با تقسیم آهنگ دز جذبی در تومور به بیشینه آهنگ دز جذبی در بافت سالم در عمق‌های مختلف فانتوم به دست می‌آید.

۴. نتایج

همان طور که نتایج طراحی شماره ۲۲ در جدول ۳ نشان می‌دهد، در طراحی بهینه مقدار کمیت‌های در هوا برای شار نوترون در حد قابل قبولی با مقادیر پیشنهاد شده از طرف آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (جدول ۱) در توافق است. هر چند مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی (ϕ_{epi}/ϕ_{th}) توصیه شده از سوی آژانس کمتر است، ولی به علت این‌که برای بالا بردن این مقدار در طراحی‌های دیگر، مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی که در الویت بالاتری

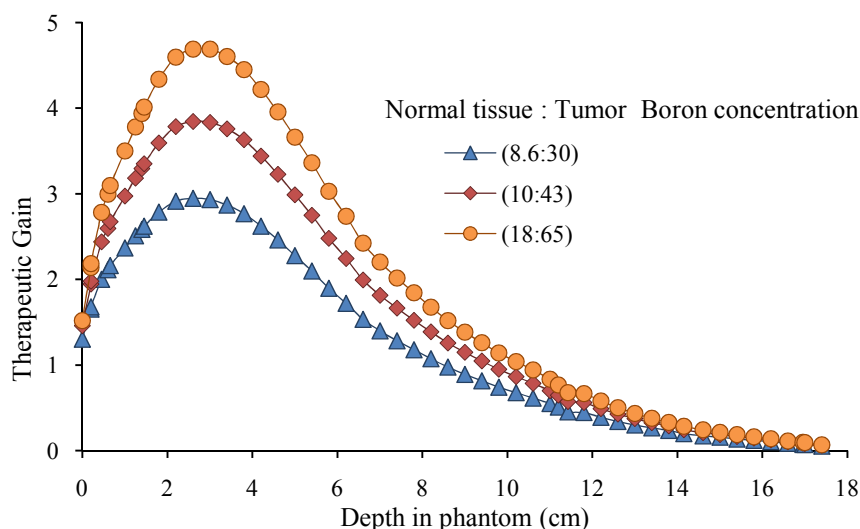
۱. Therapeutic Gain

۲. Advantage Depth

۳. Therapeutic Depth

۴. Advantage Depth Dose Rate

۵. Treatment Time



شکل ۸. (رنگی در نسخه الکترونیکی) بهره درمانی برای سه غلظت نسبی بور (ppm) در عمق‌های مختلف فانتوم.

و در نهایت با استفاده از کندکننده آلومینیوم و فلوئنتال، بازتابنده و موازی‌ساز سرب، صافی نوترون حرارتی پلی‌لیتیوم و صافی گامای بیسموت می‌توان به نتیجه بهینه رسید.

محاسبات دزی متری و کمیت‌های درفانتوم به ما درک بهتری از مناسب بودن BSA طراحی شده جهت نوترون درمانی با بور ارائه می‌کند. شکل ۵ طیف نوترون (شار برحسب انرژی) را در فانتوم نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که قله این نمودار در محدوده انرژی نوترون‌های حرارتی قرار دارد، که نشان می‌دهد بیشتر نوترون‌های فوق حرارتی فرودی (شکل ۳)، پس از عبور از بافت‌های مختلف سر حرارتی شده‌اند.

شکل ۶ سهم هر کدام از مؤلفه‌های دز را در فانتوم سر نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که آهنگ دز جذبی در محدوده تومور نسبت به بافت سالم بیشتر است. با توجه به منحنی دز - عمق که در شکل ۷ نشان داده شده است، بیشینه آهنگ دز جنوبی در تومور در عمق حدود ۳ سانتی متری قرار دارد. این به معنای آن است که اگر مرکز تومور در این عمق قرار داشته باشد، بهترین شرایط درمانی را برای نابودی سلول‌های سرطانی خواهیم داشت. با این حال با توجه به کمیت‌های تعریف شده در فانتوم، می‌توان تومورهای تا عمق درمان (TD)، که در جدول ۴ محاسبه شده است، را با چنین طراحی BSA و خروجی طیف نوترون آن درمان کرد. از دیگر عوامل محاسبه شده در فانتوم بیشینه بهره درمان (TG_{max}) است، که باید

نسبت به این کمیت قرار دارد، به مقدار نامطلوبی انحراف پیدا می‌کرد، می‌توان این طراحی را مناسب‌ترین طراحی این مجموعه شکل‌دهنده طیف دانست.

شکل ۳ نشان می‌دهد که قله نمودار طیف نوترون در خروجی BSA در محدوده شار فوق حرارتی قرار دارد و مقدار شار نوترون‌های حرارتی مقدار بسیار کمی دارد. محاسبات نشان می‌دهد که با کاهش ضخامت کندکننده و افزایش طول موازی‌ساز، قله نمودار در محدوده فوق حرارتی، مقدار بیشتری را به دست می‌آورد.

هر چند که این محاسبات برای BSA رآکتور مینیاتوری اصفهان انجام شد، ولی بعضی از نتایج آن به طور کلی برای هر BSA قابل تعمیم است. این نتایج برای مجموعه شکل‌دهنده طیف به شرح زیر خلاصه می‌گردد:

- استفاده از ${}^6\text{Li}$ و یا لیتیوم پلی اتیلن نسبت به ${}^7\text{Li}$ نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی را بهتر می‌کند.

- استفاده از فلوئنتال به عنوان کندکننده، مقدار شار نوترون‌های فوق حرارتی را به مقدار مورد نظر آژانس نزدیک‌تر می‌کند.

- استفاده از سرب به عنوان بازتابنده و موازی‌ساز، مقدار نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی را کاملاً بهبود بخشیده است.

جدول ۵. مقایسه کمیت‌های در فانتوم در برخی از رآکتورهای تحقیقاتی جهان و نتایج محاسباتی در این مقاله برای رآکتور MNSR.

کمیت‌های در فانتوم	THOR [۶] تایوان	FIR [۲] فنلاند	RA۶[۲] آرژانتین	TAPIRO [۴] ایتالیا	کار حاضر MNSR (اصفهان)
ADDR (RBE.cGy/min)	۵۰	۴۵	۳۳/۳	۲۵/۲	۴۳/۴
TG _{max}	۶	-	۳/۱	۴/۳	۴/۶۸
AD (cm)	۸/۹	۹	۷/۲	۸/۶	۱۰/۳
TD (cm)	۵/۶	۵/۸	-	۶/۶	۷/۳
TT (min)	۲۵	۳۰	۳۸	۵۰	۲۹

MNSR اصفهان قابلیت استفاده در نوترون‌تراپی با بور را دارد، و ثانیاً BSA بهینه طراحی شده برای این رآکتور از نظر مشخصات درمانی برای BNCT مناسب است.

هرچند که رآکتور MNSR اصفهان زیر بحرانی است و با این BSA در ایمنی آن مشکلی پیش نمی‌آید، ولی محاسبه کمیت‌های نوترونی این رآکتور، با فرض وجود BSA، به نظر لازم است، که برای ادامه این کار محاسبات آن را انجام خواهیم داد.

قدردانی

از اطلاعات مفیدی که جناب آقای دکتر شیرانی و سرکار خانم لیلا رنجبر در مورد مشخصات رآکتور مینیاتوری اصفهان در اختیار ما گذاشتند و همفکری‌شان در شبیه‌سازی این رآکتور تشکر و قدردانی می‌شود.

مقداری بین ۳ تا ۶ داشته باشد. در محاسبات ما برای غلظت نسبی B^{10} ، ۶۵:۱۸ (بافت سالم: تومور برحسب ppm) که به عنوان غلظت نسبی پیشنهادی در نظر گرفته شد، مقدار این کمیت برای عمق ۳ سانتی‌متر، ۴/۷ به دست آمد. کمیت TG_{max} برای عمق‌های دیگر نیز محاسبه شد. شکل ۸ نشان می‌دهد که در عمق بین ۰/۵ تا ۶ سانتی‌متر مقدار این کمیت در حد مطلوب قرار دارد.

زمان درمان برای غلظت نسبی پیشنهادی ۶۵:۱۸، ۲۹ دقیقه محاسبه شد. این مدت زمان برای انجام BNCT، یک مدت زمان کافی محسوب می‌شود. در پایان مقایسه‌ای بین کمیت‌های محاسبه شده در فانتوم برای رآکتور MNSR اصفهان توسط کار حاضر و برخی از مراکز BNCT موجود در رآکتورهای تحقیقاتی جهان صورت گرفت که در جدول ۵ آمده است. با توجه به این مقایسه کمیت‌های در فانتوم برای BSA طراحی شده مقادیر قابل قبولی دارند. بنابراین طبق نتایج شبیه‌سازی و محاسبات انجام شده در این مقاله، اولاً شار نوترون تولید شده در رآکتور

مراجع

1. G L Locher, *Am. J. Roentgenol.* **36** (1936) 1.
2. I Auterinen, *Applied Radiation and Isotopes* **61** (2004) 799.
3. RL Moss et al., *Journal of Neuro-Oncology* **33** (1997) 27-40.
4. K W Burn et al., *J. Phys.: Conference Series* **41** (2006) 187.
5. M Marek, *Radiation Protection Dosimetry* **44** (1992) 453.
6. C J Tung, et al., *Applied Radiation and Isotopes* **61** (2004) 861.
7. H Ottok, *Applied Radiation and Isotopes* **67** (2009) 7.
8. IAEA "Current Status of Neutron Capture Therapy", IAEA-TECDOC-1223 (2001).
9. C Salt, A J Lennox, M Takagaki, J A Maguire, and N S Hosmane, *Biochemistry* **53** (2004) 1871.
۱۰. ل رنجبر، «بررسی تغییرات رآکتیویته رآکتور MNSR با تغییرات لایه برلیوم سقف قلب رآکتور با استفاده از کدهای محاسباتی MCNP و WIMSR و مقایسه با نتایج تجربی»، پایان نامه

- Energy* **38** (2011) 404.
12. O Harling, K Roberts, D Moulin, and R Rogus, *Med. Phys.* **22** (1995) 579.

کارشناسی ارشد، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان
(۱۳۸۷).

11. F Rahmani and M Shahriari, *Annals of Nuclear*