

محاسبه دز جذبی ناشی از نوترون‌های ثانویه در روش اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی با استفاده از نرم‌افزار شبیه‌ساز GATE

علی اسدی*، سید ابوالفضل حسینی و ناصر وثوقی

گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

*تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی انرژی، گروه مهندسی هسته‌ای، کدپستی: ۱۱۱۴-۱۴۵۶۵

پست‌الکترونیکی: aliasadi.sut@gmail.com

چکیده

در طول فرآیند پروتون‌درمانی، در اثر برهم‌کنش‌های هسته‌ای پروتون با مواد موجود در خط انتقال پرتو، نوترون‌های ثانویه تولید می‌شوند. در این مطالعه با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو، دز جذبی ناشی از نوترون‌های ثانویه تولید شده در یک فانتوم RW3 تخمین زده و با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه شده است. برای این منظور، دز ایجاد شده توسط نوترون‌های تولیدی از برخورد پرتوهای پروتونی با انرژی ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت با فانتوم، توسط آشکارسازهای کره بونر و شمارگر تناسبی معادل بافت برای موقعیت‌های مختلف در اطراف فانتوم، به‌عنوان تابعی از انرژی، طول ناحیه گسترش قله براگ و ابعاد میدان درمانی بررسی شد. با افزایش انرژی پرتوهای پروتونی از ۱۰۰ تا ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت، دز ناشی از نوترون‌های تولیدی بسته به موقعیت آشکارساز در اطراف فانتوم تا ۵۰ برابر افزایش مشاهده شد. تأثیر افزایش ابعاد میدان از ۲ در ۲ به ۲۰ در ۲۰ سانتی‌متر مربع باعث افزایش مقدار دز تا مرتبه ۴۰ برابر برای یک انرژی خاص شد. هم‌چنین با افزایش طول ناحیه گسترش قله براگ تا ۵ سانتی‌متر، یک افزایش شدید در مقدار دز مشاهده شد. بعد از ۵ سانتی‌متر، روند افزایشی متوقف شده و مقدار دز ناشی از نوترون‌های ثانویه از افزایش طول ناحیه گسترش قله براگ تأثیر نگرفت.

کلیدواژگان: پروتون‌درمانی، نوترون ثانویه، مونت‌کارلو، اسکن نقطه‌ای.

۱. مقدمه

بافت‌ها کم شود و می‌توان از آن برای کاهش عوارض جانبی حاد و تأخیری استفاده کرد. فناوری‌های جدید درمان با فوتون‌ها (به‌عنوان مثال: پرتودرمانی با شدت تعدیل شده^۲) می‌توانند در نواحی با دز بالا به یک توزیع دز قابل‌مقایسه با پروتون‌ها دست یابند، اما ضعف این روش‌ها در مقایسه با

به‌دلیل وجود قله براگ^۱، پروتون‌درمانی و یون سنگین‌درمانی می‌توانند نسبت به سایر روش‌های موجود در درمان سرطان مانند درمان با پرتوهای فوتونی و الکترونی، به‌دلیل توانایی بهتر در تحویل و انطباق دز، بهتر عمل کنند [۱-۳]. این مزیت ساختاری باعث می‌شود که دز رسیده به اندام‌های حساس و

^۲ Intensity modulated radiation therapy

^۱ Bragg peak

پروتون درمانی، تخلیه انرژی بسیار زیاد در بافت سالم است. این دز بسیار زیاد ممکن است باعث بروز سرطان‌های ثانویه بشود [۴، ۵]. در پروتون درمانی نیز تولید نوترون توسط پرتوی اولیه می‌تواند سهم قابل توجهی در دز جمععی^۱ ایفا کند و بنابراین باعث کاهش مزیت بالقوه درمان با پروتون‌ها می‌شود [۶]. علاوه بر این نوترون‌ها، ضریب تأثیر^۲ (کیفیت) بسیار بالایی دارند [۷] و بنابراین حتی یک دز فیزیکی کم از آن‌ها نیز می‌تواند منجر به اثرات بیولوژیکی بزرگی شود. تولید نوترون در پروتون درمانی به شدت وابسته به ماده موجود در مسیر باریکه پروتونی است و از این جهت، به طراحی خط انتقال پرتو بستگی دارد. برای طراحی پروتون درمانی براساس اصول کلی، از دو طرح انتقال باریکه استفاده می‌شود: روش مبتنی بر پراکندگی^۳ و روش اسکن نقطه‌ای^۴ [۸]. در روش اول به پراکنده‌سازهای^۵ مختلف، ابزار مسطح‌کننده پرتو^۶، موازی‌سازها^۷ و ابزار تعدیل‌کننده^۸ انرژی نیاز است تا یک توزیع دز یکنواخت در حجم هدف و نیم‌سایه‌های تیز در لبه‌ها ایجاد شود. علاوه بر این برای هر بیمار باید جبران‌کننده‌های مخصوصی در مسیر پرتو قرار بگیرند تا میزان دز جانبی با حجم هدف مورد نظر مطابقت داشته باشد. روش دیگر تحویل پرتو، روش اسکن نقطه‌ای است که در آن باریکه مدادی پروتون به کمک مگنت‌ها کنترل می‌شود و بدون نیاز به دستگاه‌های پراکنده‌ساز، تضعیف‌کننده یا جبران‌گر در سرتاسر حجم هدف، به صورت سه‌بعدی روییده^۹ می‌شود. در واقع در این روش، فقط نوترون‌های تولیدشده در اثر برهم‌کنش پرتو پروتون در بدن بیمار موجب ایجاد دز می‌شوند. بنابراین انتظار می‌رود که در

روش اسکن نقطه‌ای نسبت به روش پراکندگی، دز نوترونی بسیار کم‌تری وجود داشته باشد. در یک مطالعه تجربی توسط بینس^{۱۰} و همکارانش [۹]، با استفاده از روش مبتنی بر پراکندگی در مرکز شتاب‌دهنده ملی آفریقای جنوبی، برای یک باریکه دایره‌ای پروتون به قطر ۴ سانتی‌متر، مقدار دز نوترون در خارج از حجم فانتوم یا بیمار را بین ۰/۰۳۳ تا ۰/۰۸۰ سیورت تخمین زدند. آن‌ها در اندازه‌گیری خود از هیچ فانتوم یا بیمار استفاده نکردند، در نتیجه فقط نوترون‌های تولید شده در مسیر انتقال پرتو در اعمال این دز در نظر گرفته شده‌اند. آگوستو^{۱۱} و همکارانش [۱۰] یک مطالعه مبتنی بر شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای بررسی توزیع دز نوترون در پروتون درمانی انجام دادند. آن‌ها در مطالعه خود، یک تأسیسات پروتون درمانی چشم با انرژی ۶۵ مگا الکترون‌ولت را که به روش پراکندگی کار می‌کرد، شبیه‌سازی کردند و حداکثر دز نوترون تولید شده به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون را برای پشت چشم^{۱۲} ۱۰-۴ گری به‌دست آوردند. هم‌چنین با شبیه‌سازی تأسیسات پروتون درمانی اهداف عمیق به روش پراکندگی و انرژی در حدود ۲۰۰ مگا الکترون‌ولت، حداکثر دز نوترون به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون در نزدیکی سطح و ورودی فانتوم را ۱۰^{-۲} گری به‌دست آوردند. با شبیه‌سازی همین تأسیسات به روش اسکن نقطه‌ای، آن‌ها دز نوترون به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون را در ۵ سانتی‌متری قله براگ، ۱۰^{-۳} گری تخمین زدند. در پژوهش دیگر مبتنی بر شبیه‌سازی مونت‌کارلو، گزنالو^{۱۳} و همکارانش [۱۱] به بررسی توزیع دز نوترون و مسائل مربوط به حفاظ‌سازی^{۱۳} برای یک مرکز پروتون درمانی

⁹ scan

¹⁰ Binns

¹¹ Agosto

¹² Gonzalo

¹³ shielding

¹ Cumulative dose

² Quality factor

³ Scattering

⁴ Spot scanning

⁵ scatterer

⁶ Flattening device

⁷ Collimator

⁸ modulator

به‌گونه‌ای روی میز و در معرض پرتو قرار گرفته که بعد طولانی‌تر آن (۶۰ سانتی‌متر) در جهت عمود بر مسیر پرتو باشد و محل تقاطع پرتو با هر یک از ابعاد دیگر، ۱۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. فاصله بین خروجی نازل و نزدیک‌ترین دیواره فانتوم به نازل که به‌عنوان شکاف هوا در نظر گرفته می‌شود، ۳۱ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. اندازه‌گیری نوترون با استفاده از شمارشگرهای تناسبی معادل بافت^۸ (HAWK) و دو آشکارساز WENDI-rem انجام گرفته است. آشکارسازها در موقعیت‌های زاویه‌ای مختلف و در فواصل مختلف ۱ تا ۲/۲۵ متری از هم‌مرکز^۹ در اطراف فانتوم قرار گرفته‌اند. به‌دلیل وجود گام‌های انرژی متفاوت (وابسته به انرژی نوترون) از مدل‌های مختلف شمارگر تناسبی معادل بافت استفاده شده تا محدوده‌های مختلف انتقال انرژی خطی را پوشش دهند. مقادیر دز معادل اندازه‌گیری شده توسط شمارگر تناسبی معادل بافت با استفاده از ضریب مخصوص آشکارساز به دز معادل محیطی در عمق ۱۰ سانتی‌متری تبدیل شده‌اند، این ضرایب از طریق کارهای تجربی قبلی به‌دست آمده‌اند [۱۳، ۱۴]. جزئیات این اندازه‌گیری‌ها و خط انتقال باریکه به‌تفصیل در مراجع [۱۵، ۱۶] ذکر شده‌اند.

۲.۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

در پژوهش فعلی، شبیه‌سازی مبتنی بر روش مونت کارلو با استفاده از نرم‌افزار شبیه‌ساز ^{۱۱}GATE انجام گرفته است. GATE یک نرم‌افزار شبیه‌ساز است که از کتابخانه GEANT4^{۱۱} استفاده می‌کند و قابلیت‌های آن در تصویربرداری پزشکی و پرتودرمانی توسعه داده شده است [۱۷]. چشمه

کوچک^۱ (فشورده) پرداختند. آن‌ها در مطالعه خود، دز معادل محیطی^۲ را در نقاط مختلف این مرکز با استفاده برنامه مونت کارلویی MCNP6^۳ برآورد کردند و در همه موارد دز معادل محیطی را زیر ۱ میلی‌سیورت در سال تخمین زدند. هدف از این مطالعه، محاسبه دز معادل محیطی نوترون در خط انتقال پرتو اسکن نقطه‌ای مرکز پروتون‌درمانی IBA^۴ است. نتایج این شبیه‌سازی برای انرژی‌های مختلف ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه می‌شوند. در ادامه تأثیر اندازه میدان برای دو انرژی خاص بررسی شده و در انتها اثر طول ناحیه گسترش قله براگ^۵ بر دز معادل محیطی نوترون در پروتون‌درمانی به‌دست آمده و با مقادیر گزارش شده مقایسه می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. اندازه‌گیری‌ها

در پژوهش فعلی جهت مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی، نتایج اندازه‌گیری‌های صورت گرفته در نازل^۶ پروتون‌درمانی IBA در مرکز سیکلترون Bronowice مورد استفاده قرار گرفته است [۱۲]. در این جا یک باریکه مدادی پروتون استفاده شده تا یک فانتوم جامد RW3 به ابعاد ۳۰cm×۳۰cm×۶۰cm را پرتو دهی کند. این فانتوم براساس داده‌هایی که از سازنده به‌دست آمده ترکیبی از ۹۸ درصد پلی‌استرن و ۲ درصد TiO₂ می‌باشد. اندازه لکه^۷ باریکه پروتونی در خروجی فانتوم و برای انرژی‌های ۱۰۰ تا ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت به‌صورت میانگین در محدوده ۳/۰-۵/۳ میلی‌متر به‌دست آمده است؛ بنابراین خروجی شتاب‌دهنده از لحاظ اپتیکی همگراست. فانتوم

⁸ Tissue equivalent proportional counter

⁹ Iso center

¹⁰ Geant4 application in emission tomography

¹¹ Geometry and tracking 4

¹ Compact proton therapy facility

² Ambient equivalent dose

³ Monte Carlo code N particle transport 6

⁴ Ion beam application

⁵ Spread out Bragg peak

⁶ nozzle

⁷ Spot size

استفاده شده در شبیه‌سازی بر مبنای چشمه پرتو مدادی سیستم طراحی درمان^۱، مطابق خصوصیات پرتو مرکز IBA است؛ در کد شبیه‌ساز GATE برای شبیه‌سازی یک طرح درمان با استفاده از چشمه TPS Pencil Beam به دو ورودی نیاز است: فایل توصیف چشمه و فایل توصیف طرح^۲. توصیف چشمه سیستم تحویل پرتو را با مجموعه‌ای از معادلات چند جمله‌ای توصیف می‌کند که به کاربر این امکان را می‌دهد تا ویژگی‌های نوری و انرژی هر باریکه مدادی را به‌عنوان تابعی از انرژی پرتو در ورودی نازل تعیین کند، این معادلات از طریق برازش منحنی‌های چند جمله‌ای روی داده‌های اصلی به‌دست آمده از سیستم اصلی یا از طریق خود سازنده در دسترس خواهند بود. این ویژگی‌ها شامل توزیع‌های فضایی (در جهات x و y) با این پیش‌فرض که جهت z جهت حرکت باریکه است، توزیع‌های زاویه‌ای در جهات (θ و ϕ) پخش‌شدگی‌ها در جهات $x\theta$ و $y\phi$ ، توزیع انرژی و خود کمیت انرژی مورد استفاده در شبیه‌سازی می‌باشند. در مقابل، فایل توصیف طرح شامل میدان‌های درمانی، زوایا، مجموعه پرتوهای مدادی، نقاط و موقعیت پوششگرهای مغناطیسی تا هم‌مرکز می‌باشد [۱۷]. این شتاب‌دهنده قادر به تولید باریکه‌های پروتون در بازه انرژی ۷۰ تا ۲۵۰ مگا الکترون‌ولت برای دست‌یابی به برد تقریبی ۳۴ سانتی‌متر در آب می‌باشد و از لحاظ اپتیکی واگراست. هم‌چنین از انرژی‌های ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت این سیستم برای پرتودهی به فانتوم RW3 استفاده شده است. در شبیه‌سازی‌های صورت‌گرفته، مطابق آنچه در کار بینس و همکارانش [۹] گزارش شده، دیواره‌های بتونی، سقف و موارد موجود در اتاق درمان در نظر گرفته شده است. زیرا نوترون‌های پس‌تابیده^۳ مخصوصاً آن‌هایی که در مجاورت دیواره‌ها تولید می‌شوند را نمی‌توان در نتایج دزیمتری نادیده گرفت [۱۲]. در

شبیه‌سازی، تونل^۴ ورودی به‌طور کامل در نظر گرفته نشده و فقط قسمت ورودی برای فرار نوترون‌ها مدنظر گرفته شده است. دز فیزیکی داخل فانتوم RW3 در یک شبکه استوانه‌ای ذخیره شد و محاسبات جداگانه‌ای با و بدون تولید نوترون انجام گرفت؛ از اطلاعات به‌دست آمده در این مرحله برای پروسه تولید ناحیه گسترش قله براگ استفاده خواهد شد. در شبیه‌سازی برای اندازه‌گیری‌ها، کره Bonner مدل LB6411 استفاده شد [۱۸]، این ابزار برای اندازه‌گیری و دزیمتری در طیف وسیعی از انرژی‌های نوترون مورد استفاده قرار می‌گیرد. مطابق اطلاعات سازنده، جنس لایه بیرونی از پلی‌اتیلن و به ضخامت ۲۵ سانتی‌متر و دو کره داخلی که یکی از جنس استیل ضدزنگ و دیگری محفظه‌ای از ^3He در نظر گرفته شد. در شکل ۱ نمایی کلی از این ابزار که در مدل‌سازی استفاده شده، نشان داده شده است. ضریب تبدیل مناسب آشکارساز برای کره Bonner از طریق کالیبراسیون با استفاده از طیف ^{252}Cf در یک کار مشابه معادل ۱/۲۷ میکروسیورت بر ساعت به‌ازای هر شمارش بر ثانیه به‌دست آمده است [۱۵]. در این پژوهش بر مبنای محاسبه قبلی صورت گرفته در مورد یافتن تابع پاسخ کره بونر که قبلاً در نرم‌افزار Geant^۴ انجام گرفته [۱۹]، مطابق نقاط اندازه‌گیری شده در مطالعه یادشده و کالیبراسیون‌ها، شبیه‌سازی‌ها در پژوهش فعلی صورت گرفت و مقدار مناسب ضریب کالیبراسیون برای تبدیل داده‌های شبیه‌سازی با نرم‌افزار شبیه‌ساز GATE، ۱/۱۸ میکروسیورت بر ساعت در واحد شمارش به‌دست آمد. در این مطالعه از این ضریب برای تبدیل‌های مربوطه استفاده شد. کره بونر در فواصل مختلف (۱ و ۱/۵ متر) از مرکز و در زوایای ۰ درجه (در راستای پرتو تابیده شده) و ۹۰ درجه (عمود بر راستای پرتو فرودی) نسبت به پرتو ورودی قرار گرفت. جزئیات چیدمان شبیه‌سازی در

³ Reflected⁴ Maze¹ Pencil beam² Plan description file

۳. نتایج

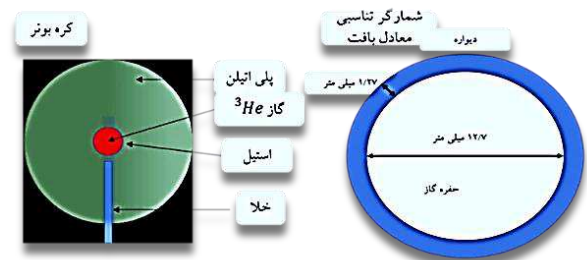
۱.۳. وابستگی دز معادل محیطی به انرژی

با یک شکاف هوای ثابت، ۳۱ سانتی‌متر، فانتوم در معرض تابش‌هایی با انرژی‌های ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت قرار گرفت، به طوری که اندازه ابعاد میدان در محل قله براگ ۵×۵ سانتی‌متر مربع باشد.

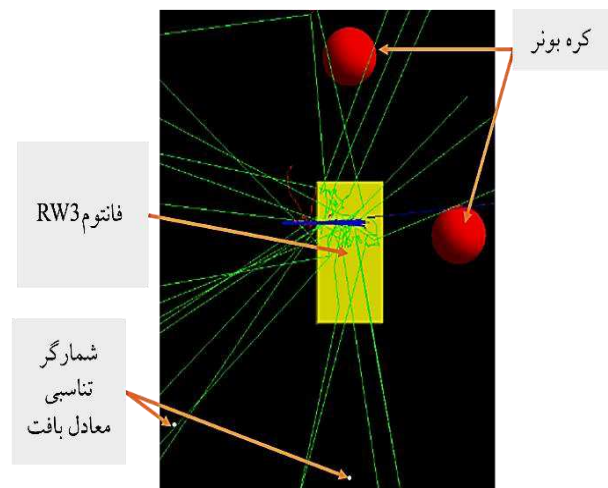
در جدول ۱ مقادیر دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون برای موقعیت‌های مختلف ۱-۴ در اطراف فانتوم گزارش شده است. بیش‌ترین مقدار برای موقعیت ۱ اتفاق می‌افتد. مطابق نظر فرح^۲ و همکارانش [۱۳، ۱۵] این مقدار در اثر تابش نوترون‌های آبشار درون‌هسته‌ای^۳ که اولین بار توسط سربر^۴ [۲۱] برای توصیف برهم‌کنش‌های ذره-ذره معرفی شد، قابل توجیه است. با افزایش انرژی، تولید نوترون‌های ثانویه با یک شیب تند افزایش می‌یابد.

دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی منتقل شده به ناحیه هدف در فانتوم در موقعیت ۱ برای پرتوی با انرژی ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت، تقریباً ۵۰ برابر بیش‌تر از مقدار اندازه‌گیری شده برای انرژی ۱۰۰ مگا الکترون‌ولت است. این نسبت برای موقعیت‌های ۲ تا ۴، با ضریب ۱۰ کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده تولید نوترون‌های حرارتی و کم‌انرژی در این نواحی است [۲۲]. در شکل ۳ مقدار دز معادل محیطی در انرژی‌های مختلف برای موقعیت‌های نشان داده شده در شکل ۱ نمایش داده شده است.

شکل ۲ نشان داده شده است. علاوه‌براین در شبیه‌سازی از ۲ شمارگر تناسبی معادل بافت هم استفاده شد. این آشکارساز به‌طور خاص برای اندازه‌گیری توزیع انتقال انرژی خطی در یک حجم استفاده می‌شود [۲۰] و بسته به شرایط اندازه‌گیری می‌تواند برای استفاده در پرتوهای با انتقال انرژی خطی^۱ بالا برای تعیین کیفیت پرتو و هم‌چنین در مطالعات حفاظت پرتویی استفاده شود. هندسه این آشکارساز با توجه به مطالعه قبلی صورت‌گرفته توسط انتخاب (مطابق شکل ۱) و جنس دیواره از پلاستیک معادل بافت در نظر گرفته شد [۲۰]. این آشکارسازها در فواصل ۲/۲۵ متر از هم‌مرکز و در ۲ موقعیت در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه قرار گرفته‌اند. در شکل ۲ موقعیت قرارگیری این آشکارسازها در مدل‌سازی نشان داده شده است.



شکل (۱): جزئیات هندسه در نظر گرفته شده برای مدل‌سازی آشکارسازها.



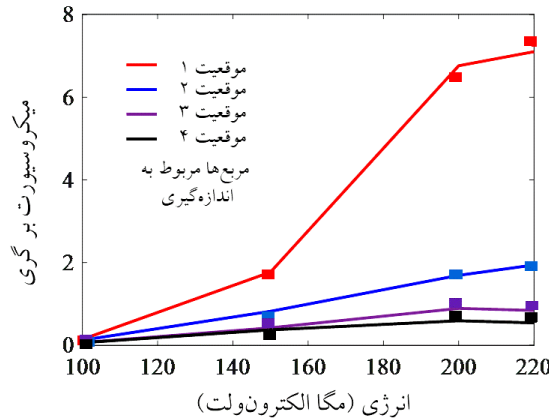
شکل (۲): چیدمان شبیه‌سازی و موقعیت آشکارسازها در اطراف فانتوم [۱۲].

³ Intra nuclear cascade

⁴ Serber

¹ Linier energy transfer

² Farah



شکل (۳): مقدار دز معادل محیطی به ازای هر گری دز درمانی محاسبه شده در این شبیه سازی (خط) و به دست آمده از اندازه گیری تجربی (مربع) [۱۲] در اطراف فانتوم به صورت تابعی از انرژی.

۲.۳. وابستگی دز معادل محیطی به ابعاد میدان درمانی

اندازه گیری شده و شبیه سازی شده برای موقعیت های ۱ و ۲ و هم چنین بین موقعیت های ۳ و ۴ مشاهده می شود. آنچه واضح است خود وابستگی به میدان به شدت به انرژی نیز وابسته است و با افزایش انرژی پرتو فرودی برای یک میدان ثابت ۲۰×۲۰ مقدار به دست آمده برای دز با افزایش انرژی از ۱۰۰ به ۲۰۰ مگا الکترونولت تا ۲۲ برابر (بسته به موقعیت آشکارساز) افزایش پیدا می کند.

تغییرات دز معادل محیطی نسبت به اندازه میدان درمانی برای میدان هایی با ابعاد ۲×۲، ۵×۵، ۱۰×۱۰ و ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع در انرژی ۱۰۰ و ۲۰۰ مگا الکترونولت با شکاف هوای ثابت ۳۱ سانتی متر بررسی شد. مقادیر اندازه گیری شده و شبیه سازی شده دز معادل محیطی برای انرژی های ۱۰۰ و ۲۰۰ مگا الکترونولت در جدول های ۲ و ۳ گزارش شده است. مطابق نتایج گزارش شده در جدول ۲، اختلاف کمی بین مقادیر

جدول (۱): مقادیر دز معادل محیطی به ازای هر گری دز درمانی پروتون (میکروسیورت بر گری) محاسبه شده در این شبیه سازی و به دست آمده از اندازه گیری تجربی [۱۲] برای موقعیت های مختلف در اطراف فانتوم در انرژی های ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترونولت.

انرژی مگا الکترونولت	موقعیت ۱ شبیه سازی	موقعیت ۱ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۲ شبیه سازی	موقعیت ۲ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۳ شبیه سازی	موقعیت ۳ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۴ شبیه سازی	موقعیت ۴ اندازه گیری	خطا %
۱۰۰	۰/۱۴۱۲	۰/۱۵	۶/۲۳	۰/۱۲۱	۰/۱۴	۱۵/۷۰	۰/۰۶۲	۰/۰۷	۱۱/۴۰	۰/۰۵۹	۰/۰۷	۱۸/۶۴
۱۵۰	۱/۸۶۸۴	۱/۸۳	-۲/۱۷	۰/۸۲۰	۰/۷۵	-۸/۵۳	۰/۴۲۰	۰/۳۸	-۹/۵۲	۰/۳۷۰	۰/۳۲	-۱۳/۵۱
۲۰۰	۶/۷۶۰۰	۶/۵۰	-۳/۸۴	۱/۶۹۰	۱/۸۴	-۸/۸۷	۰/۸۹۰	۰/۹۸	۱۰/۱۱	۰/۵۹۰	۰/۶۶	۱۱/۸۶
۲۲۰	۷/۱۰۰۰	۷/۲۸	-۲/۵۳	۱/۹۴۰	۱/۸۰	-۷/۲۱	۰/۸۴۰	۰/۹۳	۱۰/۷۰	۰/۵۴۰	۰/۶۱	۱۲/۹۶

جدول (۲): مقادیر دز معادل محیطی به ازای هر گری دز درمانی پروتون (میکروسیورت بر گری) محاسبه شده در این شبیه سازی و به دست آمده از اندازه گیری تجربی [۱۲] برای موقعیت های مختلف در اطراف فانتوم در انرژی ۱۰۰ مگا الکترونولت و برای میدان هایی با ابعاد مختلف.

اندازه میدان سانتی متر مربع	موقعیت ۱ شبیه سازی	موقعیت ۱ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۲ شبیه سازی	موقعیت ۲ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۳ شبیه سازی	موقعیت ۳ اندازه گیری	خطا %	موقعیت ۴ شبیه سازی	موقعیت ۴ اندازه گیری	خطا %
۲×۲	۰/۱۰۰	۰/۱۰	۰	۰/۰۷۱	۰/۰۸	۱۱/۲۵	۰/۰۴۴	۰/۰۴	-۱۰/۰۰	۰/۰۵۹	۰/۰۵	-۱۸/۰۰
۵×۵	۰/۱۴۸	۰/۱۶	۷/۵	۰/۱۲۸	۰/۱۴	۸/۵۷	۰/۰۶۵	۰/۰۷	۷/۱۴	۰/۰۷۳	۰/۰۸	۸/۷۵
۱۰×۱۰	۰/۲۹۶	۰/۲۸	-۵/۷	۰/۷۸۰	۰/۸۹	۱۲/۳۵	۰/۴۷۰	۰/۴۳	-۹/۳۰	۰/۵۳۰	۰/۴۹	-۸/۱۶
۲۰×۲۰	۳/۲۱۰	۳/۳۷	۴/۷	۳/۳۸۰	۳/۲۰	-۵/۶۲	۱/۶۴۰	۱/۵۷	-۴/۴۰	۱/۳۴۰	۱/۵۵	۱۳/۵۴

جدول (۳): مقادیر دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون (میکروسیورت بر گری) محاسبه شده در این شبیه‌سازی و به‌دست آمده از اندازه‌گیری تجربی [۱۲] برای موقعیت‌های مختلف در اطراف فانتوم در انرژی ۲۰۰ مگا الکترون‌ولت و برای میدان‌هایی با ابعاد مختلف.

اندازه میدان سانتی‌متر مربع	موقعیت ۱ شبیه‌سازی	موقعیت ۱ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۲ شبیه‌سازی	موقعیت ۲ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۳ شبیه‌سازی	موقعیت ۳ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۴ شبیه‌سازی	موقعیت ۴ اندازه‌گیری	خطا %
۲×۲	۲/۲۸۰	۲/۵۰	۸/۸	۰/۵۷۱	۰/۷۰	۱۸/۴	۰/۴۰۴	۰/۳۵	۱۵/۴	۰/۳۱۰	۰/۲۷	۱۴/۸۰
۵×۵	۶/۱۴۸	۶/۵۰	۵/۴	۱/۶۲۸	۱/۸۴	۱۱/۵	۰/۸۹۵	۰/۹۸	۸/۶	۰/۶۴۲	۰/۶۷	۴/۱۰
۱۰×۱۰	۱۹/۲۹۶	۲۰/۸۳	۶/۹	۶/۱۸۰	۵/۹۱	۴/۵	۳/۴۷۰	۳/۴۶	۰/۲	۲/۰۵۰	۲/۲۲	۷/۶۵
۲۰×۲۰	۷۰/۲۱۰	۷۲/۳۲	۲/۹	۲۴/۳۸۰	۲۱/۵۶	۱۳/۰	۱۲/۶۴۰	۱۳/۸۴	۸/۶	۸/۴۴۰	۸/۲۷	۲/۰۵

۳.۳. وابستگی دز معادل محیطی به طول ناحیه گسترش قله براگ

برای بررسی مقدار دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی، فانتوم موردنظر تحت تابش پروتونی با انرژی ۲۰۰ مگا الکترون‌ولت قرار گرفت و طول ناحیه هدف در اندازه‌گیری دز نوترون در هر مرحله ۰، ۲، ۵، ۱۰ و ۱۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

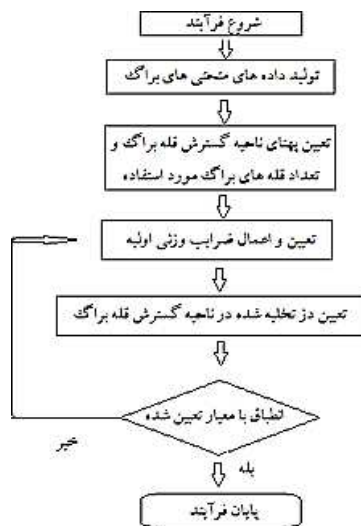
برای تولید ناحیه گسترش قله براگ از روش انتخاب انرژی استفاده شد، برای جابه‌جایی برد روی اهداف از روش کنترل انرژی به‌وسیله جابه‌جاگر پرتو استفاده شد و برای تولید یک توزیع دز یکنواخت بر روی هدف، از پروسه بهینه‌سازی وارون استفاده شد.

برای تولید ناحیه گسترش قله براگ در گام اول از باریکه‌های تک‌انرژی استفاده شده است. نکته‌ای که در مورد روش تولید این ناحیه مطرح است، این است که دز تخلیه‌شده در هر موقعیت (در طول منحنی براگ) برای یک انرژی خاص با دز ایجادشده در همان محل که در اثر تخلیه دز سایر منحنی‌های براگ به‌وجود می‌آیند هم‌پوشانی می‌کند که در اثر این هم‌پوشانی، یک ناحیه نامطلوب و غیریکنواخت از نظر تخلیه دز به‌وجود می‌آید.

برای به‌دست آوردن دز در ناحیه گسترش قله براگ در هر موقعیت (x) در طول منحنی براگ از رابطه ۱ استفاده شده است [۲]:

$$Dsobp(x) = \sum_i w_i Di(x) \quad (1)$$

در این رابطه، $Di(x)$ بیانگر مقدار دز برای پرتو i فرودی در محل (x) و w_i ضریب وزنی برای پرتو i فرودی می‌باشد. در این مطالعه فرآیند بهینه‌سازی با هدف رسیدن به کمتر از ۱/۵ درصد اعوجاج در ناحیه گسترش قله براگ انجام شده است. در شکل ۳ فلوجارت مربوط به تولید این ناحیه گزارش شده است.



شکل (۳): فلوجارت مربوط به فرآیند تولید ناحیه گسترش قله براگ.

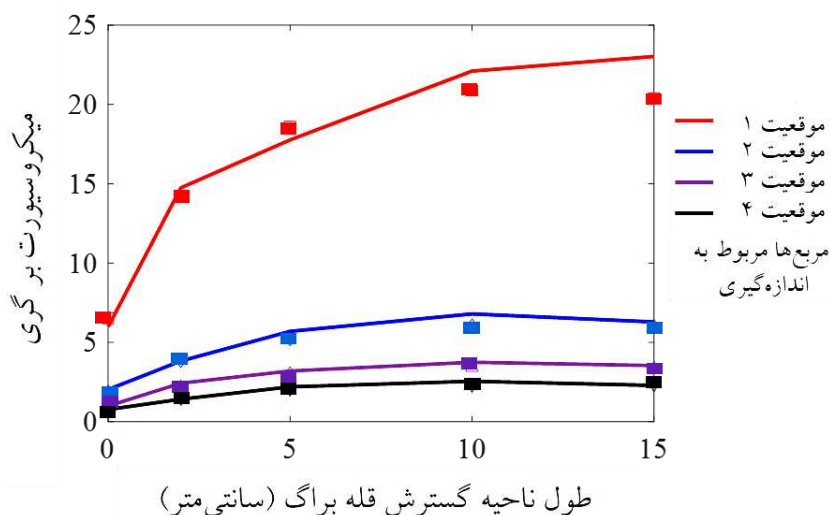
در طول فرآیند بهینه‌سازی، با توجه به این که انرژی تخلیه‌شده ناشی از هر ذره در هر انرژی خاص از قبل تعیین شده، با هدف ایجاد یک ناحیه گسترش قله براگ با شیب افقی، پروسه بهینه‌سازی انجام و تعداد ذراتی که باید در هر نقطه و هر لایه تخلیه شوند، تعیین می‌شود. مطابق روال گذشته طول شکاف هوا ۳۱ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. نتایج تغییرات دز معادل محیطی برای طول‌های مختلف ناحیه گسترش قله براگ در جدول ۴ گزارش شده است. مطابق جدول ۴،

قله براگ است، تغییر محسوس در افزایش دز مشاهده نمی‌شود. چنین رفتاری به این صورت توجیه می‌شود که: با افزایش ناحیه گسترش قله براگ، برای تحویل یک دز یکسان به ناحیه هدف، به تعداد پروتون بیشتری نیاز است که این امر منجر به افزایش تولید نوترون‌های ثانویه می‌شود و با گذشتن از یک طول خاص از ناحیه گسترش قله براگ، افزایش در تعداد پروتون‌هایی که برای ثابت نگه‌داشتن یا افزایش نرخ تولید نوترون‌های ثانویه مورد نیاز است، کفایت نمی‌کند [۱۲].

بیشترین تغییرات دز، زمانی اتفاق می‌افتد که طول ناحیه گسترش قله براگ از ۰ به ۲ و از ۲ به ۵ افزایش یابد. با رسم نتایج این جدول در شکل ۴ نشان داده شده که تغییرات دز وابسته به اندازه ناحیه گسترش قله براگ به دو قسمت تقسیم می‌شود. قسمت اول که شامل تغییر در اندازه‌های کوچک ناحیه گسترش قله براگ است که به ناحیه ۰ تا ۵ سانتی‌متر مربوط می‌شود و در این ناحیه یک افزایش شدید در مقدار دز مشاهده می‌شود. در قسمت دوم که شامل نواحی طولانی ناحیه گسترش

جدول (۴): مقادیر دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی پروتون (میکروسیورت بر گری) محاسبه‌شده در این شبیه‌سازی و به‌دست آمده از اندازه‌گیری تجربی [۱۲]. برای موقعیت‌های مختلف در اطراف فانتوم در انرژی‌های ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت.

طول ناحیه گسترش قله برای (سانتی‌متر)	موقعیت ۱ شبیه‌سازی	موقعیت ۱ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۳ شبیه‌سازی	موقعیت ۳ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۴ شبیه‌سازی	موقعیت ۴ اندازه‌گیری	خطا %	موقعیت ۵ شبیه‌سازی	موقعیت ۵ اندازه‌گیری	خطا %
۰	۵/۹۸	۶/۵۰	۸/۰۰	۲/۰۲۱	۱/۸۴	-۹/۸	۰/۹۸	۱/۱۹	۱۷/۶۰	۰/۷۵۹	۰/۸۳	۸/۵۵
۲	۱۴/۷۴	۱۴/۱۴	-۴/۲۰	۳/۸۲۰	۳/۸۷	۱/۲	۲/۴۲	۲/۱۶	-۱۲/۰۲	۱/۴۱۰	۱/۴۸	۴/۷۰
۵	۱۷/۷۶	۱۸/۵۹	۴/۴۰	۵/۶۹۰	۵/۲۴	-۸/۵	۳/۱۹	۳/۰۱	-۵/۹۰	۲/۱۹۰	۲/۰۶	-۶/۳۰
۱۰	۲۲/۱۰	۲۰/۸۸	-۵/۸۰	۶/۷۹۰	۶/۰۱	-۱۲/۹	۳/۷۴	۳/۴۰	۱۰/۰۰	۲/۵۴۰	۲/۳۱	-۹/۹۰
۱۵	۲۳/۰۲	۲۰/۳۸	-۱۲/۹۵	۶/۲۸۰	۵/۹۸	-۵/۰	۳/۵۳	۳/۳۵	-۵/۳۰	۲/۲۸۰	۲/۳۳	۲/۱۰



شکل (۴): وابستگی دز معادل محیطی به طول ناحیه گسترش قله براگ در موقعیت‌های مختلف در اطراف فانتوم (مقدار دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی محاسبه‌شده در این شبیه‌سازی (خط) و به‌دست آمده از اندازه‌گیری تجربی (مربع) [۱۲].

۴. بحث و نتیجه‌گیری

به‌دست آمد و با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه شد. نشان داده شد که مقادیر دز معادل محیطی به‌ازای هر گری دز درمانی در روش اسکن نقطه‌ای به‌شدت به موقعیت قرارگیری آشکارساز

مقادیر دز معادل محیطی نوترون‌های ثانویه تولید شده در روش اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی، در موقعیت‌های مختلف در اطراف یک فانتوم مکعبی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

در اطراف فانتوم بستگی دارد و در راستای پرتوی فرودی بیش‌ترین دز معادل محیطی نوترون در اطراف فانتوم قابل اندازه‌گیری است. برای یک موقعیت خاص در اطراف فانتوم، با افزایش انرژی از ۱۰۰ به ۲۲۰ مگا الکترون‌ولت، دز معادل محیطی با ضریبی تا ۵۰ برابر بیش‌تر افزایش یافت. هم‌چنین تأثیر اندازه میدان و تأثیر طول ناحیه گسترش قله براگ بر تولید نوترون‌های ثانویه بررسی شد. مشاهده شد که با افزایش ابعاد میدان، دز معادل محیطی افزایش پیدا می‌کند؛ اما در مورد تأثیر افزایش ناحیه گسترش قله براگ، یک افزایش شدید در تولید دز معادل نوترون برای افزایش ناحیه گسترش قله براگ از ۰ تا ۵ سانتی‌متر مشاهده شد و بعد از این ناحیه روند افزایشی کند شده و تقریباً به مقداری ثابت رسیده است. دلیل آن را می‌توان عدم کفایت پروتون‌ها برای تولید نوترون‌های بیش‌تر در نواحی طولانی‌تر ناحیه گسترش قله براگ عنوان کرد. با در نظر گرفتن این نکته که اندازه‌گیری‌ها با استفاده از آشکارسازهای WENDI و شمارگر تناسبی معادل بافت صورت گرفته و ما در شبیه‌سازی‌ها از کره بونر و شمارگر تناسبی معادل بافت استفاده کرده‌ایم و توجه به این نکته که همواره یک خطای ذاتی در شمارش توسط این آشکارسازها وجود دارد، (وابستگی به انرژی در کره بونر $\pm 3\%$ و در شمارگر تناسبی معادل بافت $\pm 20\%$) مقدار خطای به‌دست آمده برای داده شبیه‌سازی و اندازه‌گیری معقول به نظر می‌رسد. در مطالعات مختلف استفاده

از مونت‌کارلو برای دزیمتری نوترون یا در کالیبراسیون داده‌ها خطاهایی در این حد گزارش شده و مورد استناد قرار می‌گیرند. در مرجع [۲۳] با استفاده از نرم‌افزار MCNP محاسبات دزیمتری نوترون شبیه‌سازی‌شده که خطاهایی تا $17/22\%$ وابسته به موقعیت در نظر گرفته شده مشاهده می‌شود، در مرجع [۲۴] مقایسه بین عملکرد دو نرم‌افزار مونت‌کارلویی GATE و Fluka انجام شده که نشان داده شده در شرایطی نرم‌افزار GATE تا دو برابر Fluka شار ذرات ثانویه را برآورد می‌کند، بنابراین مدل مونت‌کارلویی استفاده‌شده و فیزیک‌های تعریف‌شده در یک نرم‌افزار، تأثیر زیادی در پاسخ آن خواهند داشت. هم‌چنین در مرجع استفاده‌شده در این مطالعه، در شرایطی خاص انحراف استاندارد ۲۹ واحدی که تقریباً معادل 40% مقدار اندازه‌گیری شده می‌باشد، مشاهده شده است. همه این عوامل در کنار هم شرایطی را ایجاد می‌کنند که دزیمتری نوترون مسئله‌ای چالش‌برانگیز و مورد توجه باشد. لذا عملکرد شبیه‌ساز GATE در شبیه‌سازی جهت محاسبه دز معادل محیطی قابل اطمینان است. در یک گام اضافی می‌توان با برآزش یک منحنی مناسب روی داده‌های شبیه‌سازی‌شده توسط کد مونت‌کارلو GATE، بدون نیاز به شبیه‌سازی‌های بعدی، تأثیر شرایط مختلف را برای اندازه‌گیری دز معادل محیطی نوترون‌های ثانویه تولیدشده در روش اسکن نقطه‌ای (برای سیستم مورد بررسی در این مطالعه) بررسی کرد.

۵. مراجع

- [1] U. Schneider and R. Hälgl. The impact of neutrons in clinical proton therapy. *Frontiers in Oncology*, (2015). 5, 235.
- [۲] علی اسدی، سید ابوالفضل حسینی و ناصر وثوقی. مدلسازی و اعتبارسنجی باریکه پروتون برای یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی با استفاده از نرم‌افزار GATE. *مجله علوم و فنون هسته‌ای*، (۱۴۰۰).
- [۳] علی اسدی، سید ابوالفضل حسینی و ناصر وثوقی. ارزیابی کمیات دزیمتری در روش‌های پراکندگی غیرفعال و اسکن نقطه‌ای در پروتون‌درمانی مبتنی بر شبیه‌سازی صورت گرفته با نرم‌افزار GATE. *مجله علوم و فنون هسته‌ای*، (۱۴۰۰).
- [4] A. Pérez-Andújar, R. Zhang and W. Newhauser. Monte Carlo and analytical model predictions of leakage neutron exposures from passively scattered proton therapy. *Medical physics*, 40(12) (2013) 121714.
- [5] Y. Zheng, W. Newhauser, J. Fontenot, P. Taddei and R. Mohan. Monte Carlo study of neutron dose equivalent during passive scattering proton therapy. *Physics in Medicine & Biology*, 52(15) (2007) 4481.
- [6] F. Biltekin, M. Yeginer and G. Ozyigit. Investigating in-field and out-of-field neutron contamination in high-energy medical linear accelerators based on the treatment factors of field size, depth, beam modifiers and beam type. *Physica Medica*, 31(5) (2015) 517-523.
- [7] A.B. Chilton, J.K. Shultis and R.E. Faw. *Principles of radiation shielding*. (1984).
- [8] W.D. Newhauser and R. Zhang. The physics of proton therapy. *Physics in Medicine & Biology*, 60(8) (2015) R155.
- [9] P.J. Binns and J.H. Hough. Secondary dose exposures during 200 MeV proton therapy. *Radiation protection dosimetry*, 70(1-4) (1997) 441-444.
- [10] S. Agosteo, C. Birattari, M. Caravaggio, M. Silari and G. Tosi. Secondary neutron and photon dose in proton therapy. *Radiotherapy and oncology*, 48(3) (1998) 293-305.
- [11] G.F. Garcia-Fernandez, E. Gallego, J.M. Gomez-Ros, H.R. Vega-Carrillo, R. Garcia-Baonza, L.E. Cevallos-Robalino and K.A. Guzman-Garcia. Neutron dosimetry and shielding verification in commissioning of Compact Proton Therapy Centers (CPTC) using MCNP6. 2 Monte Carlo code. *Applied Radiation and Isotopes*, 169(2021) 109279.
- [12] N. Mojżeszek, J. Farah, M. Klodowska, O. Ploc, L. Stolarczyk, M.P.R. Waligórski and P. Olko. Measurement of stray neutron doses inside the treatment room from a proton pencil beam scanning system. *Physica Medica*, 34(2017) 80-84.
- [13] F. Trompier, S. Delacroix, I. Vabre, F. Joussard, F. and J. Proust. Secondary exposure for 73 and 200 MeV proton therapy. *Radiation protection dosimetry*, 125(1-4) (2007) 349-354.
- [14] J. Lillhök, P. Beck, J.F. Bottollier-Depois, M. Latocha, L. Lindborg, H. Roos and F. Wissmann. A comparison of ambient dose equivalent meters and dose calculations at constant flight conditions. *Radiation measurements*, 42(3) (2007) 323-333.
- [15] J. Farah, M. De Saint-Hubert, N. Mojżeszek, S. Chiriotti, M. Gryzinski, O. Ploc, F. Trompier, K. Turek, F. Vanhavere and P. Olko. Performance tests and comparison of microdosimetric measurements with four tissue-equivalent proportional counters in scanning proton therapy. *Radiation Measurements*, 96(2017) 42-52.
- [16] J. Farah, V. Mares, M. Romero-Expósito, S. Trinkl, C. Domingo, V. Dufek, M. Klodowska and R.M. Harrison. Measurement of stray radiation within a scanning proton therapy facility: EURADOS WG9 intercomparison exercise of active dosimetry systems. *Medical physics*, 42(5) (2015) 2572-2584.
- [17] D. Strulab, G. Santin, D. Lazaro, V. Breton and C. Morel. GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. *Nuclear Physics B-Proceedings Supplements*, 125(2003) 75-79.
- [18] B. Burgkhardt, G. Fieg, A. Klett, A. Plewnia and B.R.L. Siebert. The neutron fluence and H*(10) response of the new LB 6411 rem counter. *Radiation Protection Dosimetry*, 70(1-4) (1997) 361-364.
- [19] C.A.O Jing, J.I.A.N.G. Xiaofei, J.I.A.N.G Chunyu, C. Hongrui and Y. Zejie. Calculation of response function for bonner sphere spectrometer based on Geant4. *Plasma Science and Technology*, 17(1) (2015) 80.
- [20] D.M.H. Cunningham and K. Bontcheva. *Text Processing with GATE (Version 6)* (pp. 8-1). University of Sheffield D. (2011).
- [21] R. Serber. Nuclear reactions at high energies. *Physical Review*, 72(11) (1947) 1114.
- [22] C. Schneider, W. Newhauser and J. Farah. An analytical model of leakage neutron equivalent dose for passively-scattered proton radiotherapy and validation with measurements. *Cancers*, 7(2) (2015) 795-810.