



یک مدل کامل مونت کارلوی GATE برای نازل پروتون درمانی با پراکندگی دوگانه

الهام پیروزان^۱، ناصر وثوقی^۱، حجت‌اله ماهانی^{۲*}

۱. گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، صندوق پستی: ۱۶۳۹-۱۱۱۵۵، تهران- ایران

۲. پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، صندوق پستی: ۱۴۱۵۵-۱۳۳۹، تهران- ایران

*Email: hmahani@aeoi.org.ir

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۹/۹/۲۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۹/۱۱/۲۵

چکیده

پروتون درمانی به عنوان یک روش پرتودرمانی نوین و با پوشش بهتر هدف در مقایسه با روش‌های معمول شناخته می‌شود. در مطالعه حاضر، یک مدل کامل مونت کارلوی GATE توسعه داده شده و سپس برای یک نازل پروتون با پراکندگی دوگانه اعتبارسنجی خواهد شد. به همین منظور، یک نازل درمانی با پراکندگی دوگانه در بسته شبیه‌ساز GATE مدل‌سازی شد. همواری و تقارن باریکه پروتونی، دز مؤثر نوترون‌های ثانویه و عملکرد دزیمتری ارزیابی و مشخص شدند. همواری باریکه پروتونی ۹۸٫۶٪ در لبه دریاچه برای اندازه میدان $7 \times 7 \text{ cm}^2$ مشاهده شد. نتایج نشان داد اگرچه همواری باریکه در لبه میدان درمانی برای مدل بدون پراکنده‌ساز دوم اندکی تضعیف می‌شود، در حالی که برای مدل با پراکنده‌ساز دوم تقریباً ثابت می‌ماند. در مقایسه با مدل بدون پراکنده‌ساز دوم، مدل پراکندگی دوگانه منجر به ۱٫۳ برابر افزایش دز نوترون برای نیکل به‌عنوان ماده بهینه برای کولیماتور/دریاچه خواهد شد. به‌علاوه، با استفاده از کدهای GATE و MCNPX، پهنای تعدیل‌شده باریکه 3.5 cm با لبه انتهایی در عمقی برابر با 7.86 cm در آب شکل گرفت. مدل GATE در توافق قابل‌قبولی با نتایج MCNPX بوده است. یافته‌ها نشان می‌دهند که مدل GATE توسعه‌داده شده منجر به شبیه‌سازی سریع و دقیق سامانه پروتون‌درمانی با پراکندگی غیرفعال می‌شود.

کلیدواژه‌ها: پروتون‌درمانی، پراکندگی دوگانه، GATE، مونت کارلو، MCNPX

A comprehensive GATE Monte Carlo model for a double scattering proton treatment nozzle

E. Piruzan¹, N. Vosoughi¹, H. Mahani^{2*}

1. Nuclear Engineering Group, Department of Energy Engineering, Sharif University of Technology, P.O.Box: 11155-1639, Tehran - Iran
2. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 1339-14155, Tehran - Iran

Research Article

Received 15.12.2020, Accepted 13.2.2021

Abstract

Proton beam therapy (PBT) is a modern radiotherapy technique characterized by superior target coverage compared to conventional modalities. In this work, a comprehensive GATE Monte Carlo model was developed and then validated for a double scattering proton treatment nozzle. To this aim, a double scattering treatment nozzle was modeled in the GATE toolkit. Proton beam flatness and its symmetry, secondary neutron effective dose, and dosimetric performance were characterized. A proton beam flatness of 98.6% was observed downstream of the aperture for a $7 \times 7 \text{ cm}^2$ field size. The beam flatness deteriorates at the edge of the treatment field for the single scattering model while it remains approximately constant for the double scattering one. Compared to the single scattering delivery, the second scattering model results in a 1.3 times increase in neutron dose for the nickel as the optimal collimator/aperture material. Furthermore, a flat beam modulation width of 3.50 cm is formed with a distal edge at 7.86 cm in water using the GATE and MCNPX codes. The GATE model agreed with the MCNPX results. The results show that the constructed GATE model results in a fast and accurate simulation of passive scattering PBT.

Keywords: Proton therapy, Double scattering, GATE, Monte Carlo, MCNPX



۱. مقدمه

پروتون درمانی، به عنوان یک روش پرتودرمانی نوظهور، با پوشش بهتر تومور و همچنین حفظ مناسب تر بافت سالم در مقایسه با سایر روش های مرسوم پرتودرمانی، منجر به نتایج بهینه ای شده است [۱-۳]. وجود شیب زیاد دز پس از حجم بالینی هدف^۱ و برد محدود پروتون (قله براگ) در پروتون درمانی، یک پرتودرمانی کاملاً تطبیقی را امکان پذیر می سازد. پروتون درمانی برای درمان سرطان های پستان، ریه، پروستات، کبد، سر و گردن و کودکان نویدبخش و کارآمد است. سامانه های تحویل باریکه پراکندگی غیرفعال^۲ و روبش فعال^۳ به عنوان دو روش تحویل باریکه در دسترس هستند [۴-۵]. در روش پراکندگی غیرفعال، باریکه مدادی توسط مجموعه ای از تجهیزات شکل دهنده باریکه، به شکل دلخواه و مطلوب پهن شده تا کل حجم هدف را پوشش دهد. در عوض، در روش روبش فعال با استفاده از میدان های مغناطیسی متعامد باریکه مدادی بر روی تومور جاروب می شود [۲].

شبیه سازی مونت کارلو با فراهم کردن محاسبات دز با دقت بیش تر در مقایسه با الگوریتم های تحلیلی، نقش مهمی در مدل سازی تجهیزات پرتودرمانی ایفا می نماید. در واقع، شبیه سازی مونت کارلو اعمال دقیق فیزیک ترابرد باریکه در محیط را امکان پذیر می سازد و بنابراین اغلب به عنوان یک روش استاندارد در دزیمتری پرتودرمانی در نظر گرفته می شود [۶-۸]. کدهای GEANT^۴ [۹]، MCNPX [۱۰]، FLUKA [۱۱]، TOPAS [۱۲] و GATE [۱۳] از جمله بسته های مونت کارلویی هستند که به طور وسیعی برای کاربردهای دزیمتری در پرتودرمانی استفاده می شوند. بسته GATE یک بسته اختصاصی بر پایه ابزار معتبر GEANT^۴ بوده که به طور رایگان نیز در دسترس است [۱۴]. همچنین نیازی به برنامه نویسی رایانه ای مانند C++ ندارد چرا که GATE توابع آماده ای را فراهم آورده است. علاوه بر کاربردهای GATE در تصویربرداری مقطع نگاری [۱۵]، ابزارهای متنوعی برای دزیمتری تابش در آن گنجانده شده است که امکان شبیه سازی دقیق در پرتودرمانی و به ویژه یون درمانی را میسر می سازد [۱۶-۱۸].

با این وجود، پیشینه استفاده از GATE در پروتون درمانی غنی نیست. اغلب انتشارات حوزه پروتون درمانی در حوزه سامانه تحویل باریکه فعال متمرکز شده اند [۱۹-۲۲]. بسته

GATE-RTion نیز یک ابزار اختصاصی توسعه یافته برای شبیه سازی مونت کارلوی بالینی در یون درمانی با سامانه فعال با استفاده از GATE است [۲۳]. به همین منظور، هدف اصلی از این مطالعه توسعه و اعتبارسنجی یک مدل کامل مونت کارلوی GATE، برای اولین بار، برای پروتون درمانی با سامانه تحویل باریکه پراکندگی دوگانه از طریق مجموعه ای از آزمون های ارزیابی عملکرد تعیین شده است. از سوی دیگر جنس کولیماتور/دریچه نیز از نقطه نظر تولید نوترون ثانویه بهینه سازی شده است. همچنین از یک مدل چرخ تعدیل گر مجازی برد^۴ نیز بهره گرفته شد. عملکرد دزیمتری مدل GATE با استفاده از فانتوم آب مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت. همچنین صحت و اعتبار مدل GATE نیز ارزیابی و سپس عملکرد مدل توسعه یافته جدید با مدل قبلی (پراکندگی یگانه^۵) [۵] مقایسه خواهد شد.

۲. مواد و روش ها

در این بخش اقدام به توصیف نازل درمان^۶، تنظیمات شبیه سازی GATE و ارایه راهکارهای ارزیابی عملکرد از طریق محاسبه کمیت های مختلفی از جمله، همواری^۷ و تقارن^۸ باریکه، دز مؤثر^۹ نوترون های ثانویه، پروفایل جانبی^{۱۰} باریکه و درصد دز عمقی^{۱۱} در یک فانتوم مکعبی آب شده است.

۱.۲ توصیف نازل درمانی

شکل ۱ طرحواره اجزای اصلی نازل درمانی را نشان می دهد. این هندسه، مدل نازل IBA Universal می باشد [۲] که جزییات آن در جدول ۱ ارایه شده است. نازل متشکل از یک پراکنده ساز ثابت اول، چرخ تعدیل گر برد، پراکنده ساز دوم، کولیماتور، دریچه میدان^{۱۲} و جبران گر برد^{۱۳} می باشد. پراکنده ساز اول و دوم باریکه را به طور جانبی پراکنده می کنند و چرخ تعدیل گر برد پخش باریکه را از نظر طولی ممکن می سازد. دو کولیماتور متحرک در دو راستای محورهای X و Y وجود دارد که اندازه های متغیر میدان مستطیلی را فراهم می کنند. محور باریکه پروتونی (خطوط قرمز رنگ نقطه چین در شکل ۱) در

4. Virtual Range Modulation Wheel (vRMW)
5. Single Scattering
6. Treatment Nozzle
7. Flatness
8. Symmetry
9. Effective Dose
10. Lateral Profile
11. Percentage Depth-Dose (PDD)
12. Aperture
13. Range Compensator

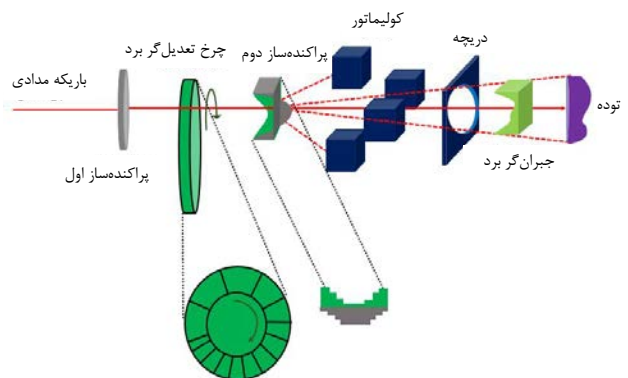
1. Clinical Target Volume (PTV)
2. Passive Scattering
3. Active Scanning



۲.۲ شبیه‌سازی مونت کارلوی GATE

در این مطالعه از نسخه ۷۹^۰ GATE به منظور شبیه‌سازی‌های مونت کارلو بهره گرفته شد. مرحله اول در مدل‌سازی سامانه پروتون درمانی با تحویل باریکه پراکندگی دوگانه، تعریف هندسه نازل درمان و به دنبال آن تعریف فانتوم می‌باشد. به منظور ایجاد مصالح‌های بین سرعت و دقت در شبیه‌سازی‌های مونت کارلو، مفهوم چرخ تعدیل‌گر برد مجازی در شبیه‌ساز GATE با تعریف طیف انرژی باریکه توسط کاربر پیاده‌سازی شد. یک برنامه تحت MATLAB با استفاده از روابط Jette و Chen [۲۴]، به منظور تعیین وزن متناظر قله‌های براگ متوالی برای ایجاد قله پهن شده^۳، طراحی و پیاده‌سازی شد. مدل آن‌ها نسخه اصلاح‌شده مدل قبلی Bortfeld و Schlegel [۲۵] می‌باشد. طیف انرژی گسسته است و متناظر با گام‌های گسسته چرخ تعدیل‌گر برد می‌باشد. عبارت چرخ تعدیل‌گر برد مجازی نیز به دلیل آن‌چه اشاره شد، استفاده شده است. در مجموعه، ۳۰ قله براگ (با فواصل مکانی یکسان) با انرژی‌های گسسته باریکه پروتونی در محدوده ۷۱٫۵ MeV (لبه ابتدایی تومور) تا ۱۰۰ MeV (لبه انتهایی تومور) به منظور ایجاد ناحیه قله براگ پهن شده (ناحیه مدولاسیون) با پهنای ۳٫۵ cm در عمق ۶٫۰ cm فانتوم آب در نظر گرفته شد. وزن نسبی متناظر با قله براگ در لبه ابتدایی تومور برابر با ۰٫۰۰۴ و وزن نسبی متناظر برای لبه انتهایی برابر ۰٫۳۲ محاسبه و تعیین شد. مجموع کلیه وزن‌ها برابر یک خواهد بود. سپس از بین فهرست‌های مختلف فیزیک در دسترس در GATE، مدل QGSP_BIC_EMY استفاده شد زیرا برای کاربردهای پزشکی بسیار توصیه شده و همچنین بهترین توافق را با داده‌های مؤسسه ملی استاندارد‌ها و فن‌آوری ایالات متحده^۴ دارد [۲۶-۲۷]. کلیه واکنش‌های هادرونی (پراکندگی کشسان، غیرکشسان و واکنش‌های هسته‌ای) و همچنین واکنش‌های الکترومغناطیسی (فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، تولید زوج و برمزشترالانگ) در این مدل فیزیکی لحاظ شده‌اند. مقدار قطع برد^۵ برای تولید ذرات ثانویه (فوتون، الکترون و پوزیترون) نیز ۱ mm در نظر گرفته شد. کلیه ابزارهای شکل‌دهی باریکه در راستای مسیر باریکه قرار داده شدند. به عنوان یک مطالعه موردی برای شبیه‌سازی واقعی پروتون درمانی سرطان پستان، بیشینه انرژی باریکه بر روی ۱۰۰ MeV تنظیم شد. در مجموع 1×10^8 پروتون اولیه برای اطمینان از دقت شبیه‌سازی GATE با عدم

راستای محور Z در نظر گرفته می‌شود. در چپه، شکل‌دهی جانبی باریکه را امکان‌پذیر می‌کند. علاوه بر این، جبران‌گر برد توزیع دز پروتون را روی لبه انتهایی^۱ تومور محدود می‌کند. در چپه و جبران‌گر برد بر روی یک Snout استوانه‌ای قرار می‌گیرند. چرخ تعدیل‌گر برد در GATE به طور مجازی مدل شده است. پراکنده‌ساز دوم کانتور شده دو ماده‌ای متشکل از یک ماده پراکنده‌ساز با عدد اتمی بالا (سرب) به منظور پخش باریکه پروتونی و ماده با عدد اتمی پایین (لکسان^۲) به منظور جبران اتلاف انرژی باریکه می‌باشد. در واقع لکسان همان رزین پلی‌کربنات است. در شکل ۱ رنگ‌های خاکستری، سبز و آبی به ترتیب مواد با عدد اتمی بالا، پایین و برنج را نشان می‌دهند.



شکل ۱. طرح‌واره سه‌بعدی نازل درمان با پراکندگی دوگانه. رنگ‌های خاکستری، سبز و آبی به ترتیب اشاره به مواد با عدد اتمی بالا، پایین و برنج دارد.

جدول ۱. مشخصات نازل درمانی پراکندگی دوگانه

مشخصات	پارامتر
باریکه مدادی با اندازه ۵ mm	باریکه پروتونی
۲۹۰ cm	طول نازل
ورقه نازک سربی مسطح	پراکنده‌ساز اول
دوماده‌ای کانتور شده (سرب و لکسان)	پراکنده‌ساز دوم
مجازی	تعدیل‌کننده برد
یک جفت بلوک متحرک	کولیماتور
استوانه‌ای، برنج	Snout
خاص میدان	دریچه
خاص میدان، لوسایت	جبران‌گر برد (بلوس)

3. Spread-Out Bragg Peak (SOBP)
4. National Institute Standards and Technology (NIST)
5. Range Cutoff

1. Distal Edge
2. Lexan



گرفتند. آلیاژ برنج از ۸۵٪ مس و ۱۵٪ روی تشکیل شده است. کلیه شبیه‌سازی‌های GATE برای هر یک از مواد کولیماتور تکرار شدند. به‌غیر از جنس کولیماتور، سایر مشخصات شبیه‌سازی ثابت در نظر گرفته شد و از این‌رو دز پروتونی تحویل داده شده به هدف برای هر سه جنس ثابت فرض می‌شود.

دز مؤثر نسبی نوترون (به‌هنگار شده به تنگستن، به‌عنوان ماده مرجع) با استفاده از فانتوم مکعبی آب محاسبه شد. ابعاد فانتوم برابر با $25 \times 25 \times 25 \text{ cm}^3$ قرار داده شد. سپس پروفایل یک بعدی دز مؤثر نوترون در طول راستای باریکه پروتونی برای اندازه ماتریس $1 \times 1 \times 100$ محاسبه شد. برای این منظور، ابتدا شارش نوترون‌های ثانویه در انرژی‌های مختلف محاسبه شده و سپس با استفاده از ضرایب ارایه شده در ICRP ۷۴، به دز مؤثر تبدیل شدند. به‌منظور نزدیکی هرچه بیشتر با شرایط واقعی در کاربردهای بالینی، فاصله هوایی (فاصله میان سطح فانتوم و خروجی نازل) به‌اندازه 2 cm تنظیم شد. سپس پروفایل دز عمقی نوترون برای سه ماده مورد مطالعه تعیین و مقایسه شد. همچنین مقایسه‌ای بین حالت با پراکنده‌ساز دوم و بدون آن انجام شد.

۵.۲ ارزیابی دزیمتری و اعتبارسنجی مدل

ارزیابی دزیمتری مدل GATE با استفاده از فانتوم آب انجام شده است. به‌منظور مدل‌سازی واقعی پروتون‌درمانی برای ایجاد قله براگ پهن‌شده، پهنای مدولاسیون معمول 3.5 cm (۹۰٪) لبه ابتدایی تا ۹۰٪ لبه انتهایی در سطوح هم‌دز^۳ شکل داده شد. برای ایجاد ناحیه قله براگ پهن‌شده، مجموعه‌ای از قله‌های براگ پشت سر هم توزین‌شده در انرژی‌های مختلف (تا انرژی 100 MeV انرژی مرجع) استفاده شده است که به جزئیات آن در بخش ۲.۲ اشاره شد. سپس درصد دز عمقی و پروفایل جانبی دز محاسبه و ترسیم شدند.

مدل با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلوی MCNPX v۲.۶ مورد اعتبارسنجی قرار گرفت. کد MCNPX یک ابزار قدرتمند مونت کارلو محسوب شده که امکان شبیه‌سازی پروتون‌درمانی را نیز فراهم می‌کند [۳۱]. این کد از کتابخانه فیزیکی کاملاً متفاوتی در مقایسه با آنچه در GEANT۴ (و از این‌رو GATE) وجود دارد، استفاده می‌کند. به‌دلیل عدم توانایی MCNPX در مدل‌سازی هندسه‌های وابسته به زمان، چرخ تعدیل‌گر برد مجازی که در شبیه‌سازی GATE نیز استفاده شد، برای شکل‌دهی ناحیه قله براگ پهن‌شده موردنظر اعمال

قطعیتهای کم‌تر از ۳٪ تراپرد شدند. با هدف کمی‌سازی و ارزیابی نتایج در GATE، عملگرهایی^۱ محاسبه توزیع دز سه‌بعدی پروتون‌ها و ذرات ثانویه درون حجم موردنظر (فانتوم) استفاده شده است.

۳.۲ همواری و تقارن باریکه پروتونی

به‌منظور تعیین همواری و تقارن باریکه پروتونی در هوا در خروجی نازل، هندسه اندازه‌گیری خاصی طراحی شد. یک مکعب وکسل‌بندی و پر شده از هوا با ابعاد $100 \times 100 \times 1$ (به‌ترتیب در راستاهای X، Y و Z) به‌منظور ثبت شارش^۲ پروتونی در سمت دریاچه و در صفحه عمود بر راستای باریکه در فاصله 2 cm از خروجی نازل قرار داده شد. طول صفحه محاسبه مساوی با میزان بازشدگی Snout (برابر با 12 cm) می‌باشد. اندازه وکسل نیز برابر با $1/2 \text{ mm}$ در نظر گرفته شد. به‌منظور مقایسه دقیق بین سامانه‌های تحویل باریکه با حضور پراکنده‌ساز دوم و بدون حضور آن، اندازه میدان برای پروتون‌درمانی سرطان پستان برابر با $7 \times 7 \text{ cm}^2$ تنظیم شد. این اندازه میدان برای پروتون‌درمانی تومورهای نوعی ناحیه کبد، پوست و یا کولون (روده بزرگ) نیز مناسب است.

در ادامه، همواری باریکه به‌صورت نسبت میانگین مقادیر شارش در لبه دریاچه به نقطه روی محور مرکزی محاسبه شد. علاوه بر این، تقارن باریکه با نسبت شارش پروتون در دو نقطه متقارن نسبت به نقطه مرکزی ثبت شده است. از نقطه‌نظر بالینی، همواری باریکه روی کل میدان درمانی به‌میزان $\pm 2.5\%$ قابل‌قبول است [۳]. با استفاده از پراکنده‌ساز دوم کانتور شده، پروفایل باریکه بسیار هموار و مسطحی در مقایسه با مدل بدون پراکنده‌ساز دوم انتظار می‌رود. از آن‌جا که همواری و تقارن باریکه، صرف‌نظر از بیمار تحت درمان، جزء مشخصات اختصاصی نازل محسوب می‌شوند، جبران‌گر حذف شده است. این نکته لازم به‌ذکر است که برای شبیه‌سازی سامانه تک پراکنده‌ساز، پراکنده‌ساز دوم از مدل حذف شد.

۴.۲ دز مؤثر نوترون ثانویه

تولید نوترون‌های ثانویه چالش اصلی در سامانه‌های پراکندگی غیرفعال محسوب می‌شود [۲۸-۳۲]. به‌منظور کمی‌سازی اثر جنس کولیماتور در تولید نوترون‌های ثانویه، یک مطالعه فانتومی انجام شد. به‌منظور بررسی ماده بهینه برای کولیماتور، سه ماده متداول (تنگستن، نیکل و برنج) مورد ارزیابی قرار

3. Isodose

Journal of Nuclear Science and Technology

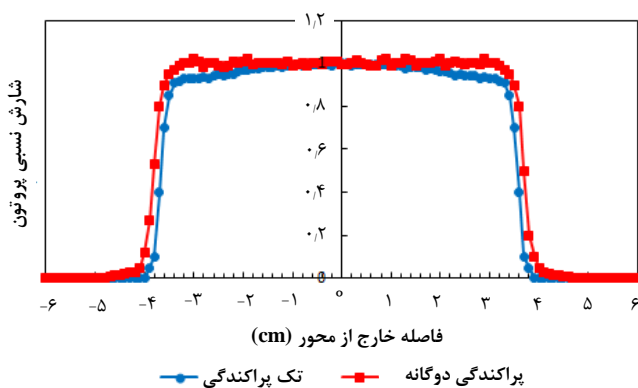
Vol. 99, No 2, 2022, P 29-36

1. Actors
2. Fluence

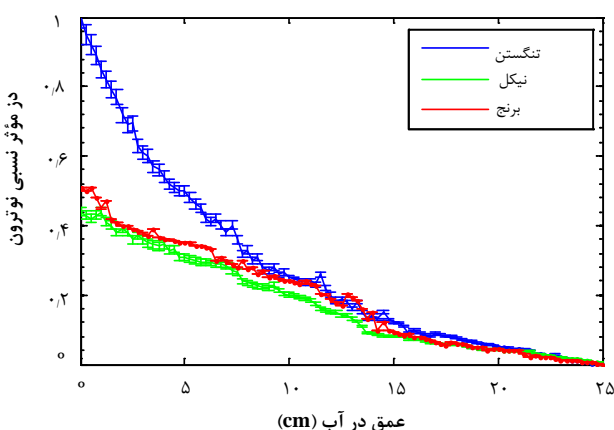


۲.۳ دز مؤثر نوترون ثانویه

اثر ماده کولیماتور/ دریچه بر روی دز مؤثر نوترون ثانویه برای مدل پراکندگی یگانه در شکل ۳ ترسیم شده است. همان‌طور که در این شکل نشان داده شده است، دز مؤثر نوترون ثانویه در عمق فانتوم برای سه ماده مورد بررسی کاهش می‌یابد. کاهش افت دز مؤثر نوترون ناشی از افزایش شارش نوترون ثانویه می‌باشد. تنگستن عملکرد بدتری را در میان مواد دیگر نشان می‌دهد. در مقابل، نیکل عملکرد بهتری (با ۲/۴ برابر دز مؤثر نوترون کمتر) در مقایسه با تنگستن نشان می‌دهد. بنابراین، نیکل بهتر از تنگستن و برنج عمل کرده و از نقطه‌نظر تولید دز مؤثر نوترون ثانویه، بهینه‌تر است. عدم قطعیت (خطای آماری) دز هر وکسل نیز به‌صورت میله‌های خطا در شکل ۳ رسم شده است. تمامی عدم‌قطعیت‌ها از ۳٪ کمتر هستند.



شکل ۲. شارش نسبی پروتونی در هوا به عنوان تابعی از فاصله از نقطه مرکزی در اندازه میدان $7 \times 7 \text{ cm}^2$.



شکل ۳. مقایسه دز مؤثر نوترون ثانویه برای سه ماده متداول کولیماتور برای مدل تک پراکنده‌کننده.

شد. آشکارساز تالی مش کارترین به‌منظور ثبت توزیع دز سه‌بعدی پروتون‌ها درون فانتوم به‌کارگرفته شد. اختلاف بین GATE و MCNPX به‌عنوان دقت مدل GATE گزارش شد. تعداد پروتون‌ها در شبیه‌سازی MCNPX برابر با 1×10^8 و مشابه شبیه‌سازی GATE، تنظیم شد.

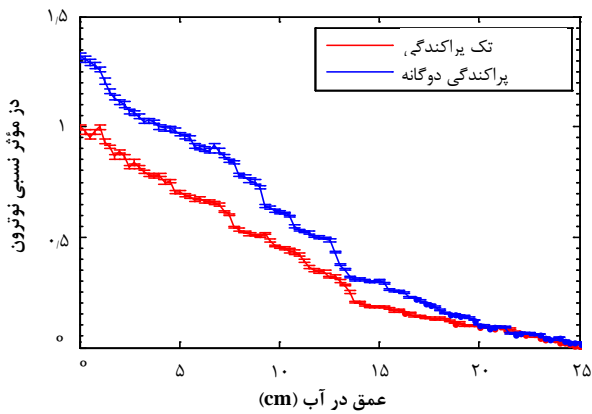
۳. نتایج و بحث

۱.۳ همواری و تقارن باریکه پروتونی

شکل ۲ پروفایل خطی شارش پروتونی در هوا در صفحه اندازه‌گیری را نشان می‌دهد. مقادیر شارش به مقدار شارش در نقطه مرکزی به‌هنگام شده‌اند. در حالی که رفتار گاوسی برای سامانه تک پراکنده‌ساز وجود دارد، زمانی که پراکنده‌ساز کانتور شده دوم روی نازل نصب می‌شود، شارش پروتونی تقریباً همواری به‌دست می‌آید. برای مدل پراکندگی یگانه، شارش پروتونی با مقدار بیشینه در مرکز و روند کاهشی به طرف لبه‌های میدان درمان، شکل گاوسی را ایجاد می‌کند. در لبه میدان درمان، شارش پروتون به مقادیر تقریباً ۹۳٪ و ۹۸٫۶٪ مقدار بیشینه به‌ترتیب برای سامانه‌های تحویل باریکه بدون پراکندگی دوگانه و با آن، کاهش می‌یابد. با افزایش اندازه میدان درمان فراتر از $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ، کاهش سریعی در شارش پروتونی برای سیستم تک پراکنده‌ساز مشاهده خواهد شد. همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، با استفاده از یک فویل پراکنده‌کننده ثابت می‌توان یک باریکه پروتونی تقریباً یکنواخت ایجاد کرد. در میدان‌های کوچک‌تر، یکنواختی باریکه نیز بهبود می‌یابد.

برای هر دو سامانه پراکندگی دوگانه و یگانه، دو پروفایل مشخص‌کننده باریکه پروتونی متقارن دایره‌ای در میدان درمانی می‌باشند. تقارن باریکه ۹۶٪ و ۹۹٪ به‌ترتیب برای پراکندگی یگانه و دوگانه می‌باشد. برای مدل پراکندگی یگانه، اگرچه افزایش فاصله بین کولیماتور و پراکنده‌ساز اول، همواری و یکنواختی باریکه را بهبود می‌بخشد، اما همیشه به کاهش قابل‌توجهی در شارش مطلق پروتون منجر می‌شود. برای هر دو سامانه، شارش پروتون در خارج از میدان مقداری غیر صفر بوده که ناشی از بعضی برهم‌کنش‌های هسته‌ای رخ داده در ابزارهای شکل‌دهنده باریکه و تا حدی فرار بخش کوچکی از پروتون‌های اولیه با انرژی بالا است.





شکل ۴. اثر حضور پراکنده‌ساز دوم و Snout بر روی دز نوترون ثانویه برای کولیماتور/دریچه از جنس نیکل.

۳.۲ ارزیابی دزیمتری و اعتبارسنجی مدل

ارزیابی دزیمتری درون فانتومی مدل GATE توسعه یافته با شکل‌گیری قله‌براک پهن‌شده و پروفایل جانبی دز در فانتوم مکعبی آب برای سامانه تحویل پراکندگی دوگانه در شکل‌های ۵ و ۶ ارائه شده است. پهنای تعدیل‌شده تقریباً هموار $3/5$ cm (با کم‌تر از $\pm 3\%$ عدم قطعیت) شکل داده شد. مقادیر دز به مقدار بیشینه با هدف به‌دست آوردن نمودار درصد دز عمقی به‌هنگار شدند. همان‌طور که در شکل ۶ نشان داده شده است، دز در سطح فانتوم حدود 63% می‌باشد. پس از برد متناظر با انرژی بیشینه (یا 100 MeV)، دز به شدت افت می‌کند. این تغییرات شدید در لبه انتهایی مزیت اصلی پروتون‌درمانی نسبت به پروتون‌درمانی مرسوم است که منجر به حفظ بهتر بافت سالم و اعضاء در معرض خطر^۲ بعد از حجم تومور می‌شود. پراکنده‌ساز دوم سبب ایجاد پروفایل دز هموارتری در مرکز ناحیه قله براگ پهن‌شده درون فانتوم آب می‌شود. در سامانه پراکندگی دوگانه نیم‌سایه جانبی در مقایسه با سامانه پراکندگی یگانه، به‌میزان کمی بزرگ‌تر است که عمدتاً به‌دلیل افزایش اندازه چشمه می‌باشد.

هم‌چنین، نتایج با آنچه در MCNPX به دست آمده، مقایسه شدند. شکل ۶ دز پروتون در آب به دست آمده توسط شبیه‌سازی‌های GATE و MCNPX را مقایسه می‌کند. نازل درمان مشابه در بسته‌های GATE و MCNPX مدل شد. تالی مش به‌منظور ذخیره اطلاعات دز درون فانتوم استفاده شد. شکل ۵ مقایسه پروفایل دز جانبی در عمق 6 cm (مرکز ناحیه قله براگ پهن‌شده) بین کدهای GATE و MCNPX را فراهم

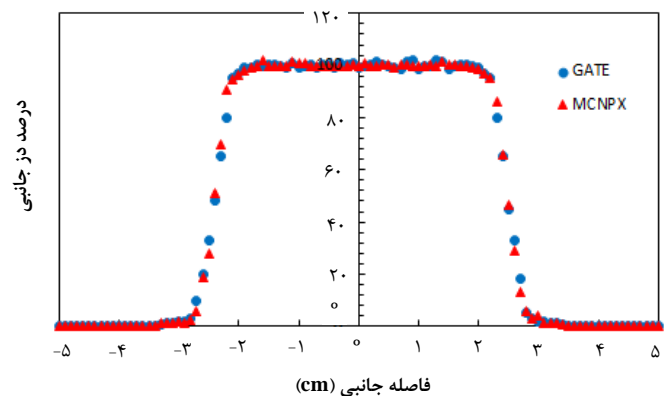
در شکل ۴ دز مؤثر نوترون ثانویه در عمق آب برای سامانه‌های پراکندگی یگانه و دوگانه با کولیماتور/دریچه از جنس ماده بهینه نیکل مقایسه شده است. عدم قطعیت (خطای آماری) دز در هر وکسل نیز به‌صورت میله‌های خطا در شکل ۳ رسم شده است. تمامی عدم قطعیت‌ها از 3% کم‌تر هستند. وجود پراکنده‌ساز دوم (178 cm دورتر از مرکز تومور) و Snout منجر به افزایش $1/28$ برابر دز نوترون سطحی در مقایسه با مدل بدون پراکنده‌ساز دوم می‌شود. در مقایسه با پراکنده‌ساز دوم، سهم Snout در دز مؤثر نوترون حاصل در فانتوم آب بیش‌تر است. مشابه سامانه پراکندگی یگانه، روند کاهش برای دز مؤثر نوترون نیز مشاهده می‌شود. اختلاف در دز مؤثر نوترون بین سامانه‌های یگانه و دوگانه با افزایش عمق کم‌تر می‌شود. برای بافت‌های سطحی‌تر (مانند تومورهای چشمی، پوست و پستان)، اثر نوترون ثانویه ناشی از کولیماتور/دریچه روی آلودگی دز مؤثر نوترونی بسیار قابل توجه می‌باشد. درحالی‌که با افزایش فاصله بین خروجی نازل و فانتوم سهم دز مؤثر نوترون در دز کل جذب شده کاهش می‌یابد، اما این امر معمولاً به پراکندگی پروتونی ناخواسته در فاصله هوایی می‌انجامد. پروتون‌های پراکنده‌شده در فاصله هوایی نه‌تنها منجر به غیریکنواختی دز پروتونی در حجم تومور شده بلکه سبب اعمال یک دز نوترونی خارج از میدان نیز می‌شوند. عوامل دیگری هم‌چون اندازه میدان درمان و انرژی باریکه نیز بر روی دز رسیده به بیمار ناشی از نوترون ثانویه تأثیرگذار است. در مقایسه با اثربخشی زیست‌شناختی نسبی^۱ پروتون که اغلب برابر با $1/1$ در نظر گرفته می‌شود، ذرات نوترون از مقادیر به‌مراتب بالاتری برخوردارند. هم‌چنین اثربخشی زیست‌شناختی نسبی ذرات نوترون به انرژی آن‌ها نیز وابسته است. مقادیر بالاتر اثربخشی زیست‌شناختی نسبی منجر به اثر قابل‌توجهی می‌شوند که چالش و نگرانی عمده در فرایند پروتون‌درمانی به‌واسطه تولید نوترون‌های ثانویه است. بنابراین نوترون‌ها به‌طور بالقوه منجر به افزایش خطر سرطان ثانویه می‌شود [۳۲]. لازم به یادآوری است که بهینه‌سازی مذکور تنها از نقطه‌نظر دز مؤثر نوترون‌های ثانویه صورت پذیرفته است. آلودگی فوتون‌های ثانویه نیز از سوی دیگر حایز اهمیت است، هرچند معمولاً مقادیر آن از یک‌دهم دز مؤثر نوترون‌ها تجاوز نمی‌کند [۲].



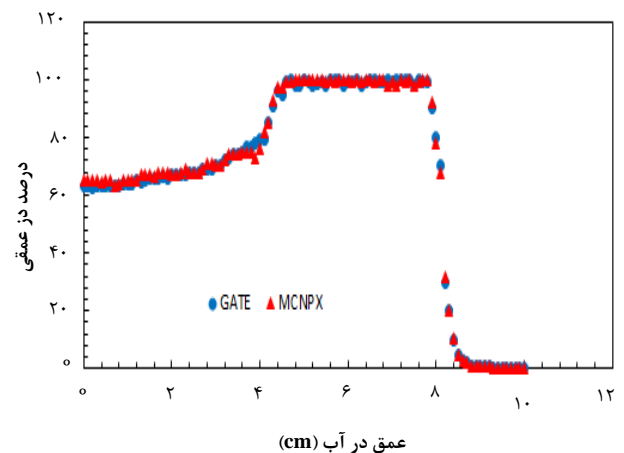
۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه برای اولین بار یک مدل کامل GATE برای شبیه‌سازی دقیق و سریع سامانه تحویل باریکه پروتونی پراکندگی دوگانه برای درمان بیماران مبتلا به سرطان ارایه شده است. با اعمال چرخ تعدیل‌گر برد مجازی، شبیه‌سازی GATE سریع‌تری بدون کاهش قابل‌توجه دقت مدل، حاصل شد. مدل GATE کاربردهای متنوعی در پروتون‌درمانی برای انواع مختلف سرطان، به‌عنوان مثال پرتودهی کل پستان و پرتودهی جزئی تسریع‌شده پستان^۱، فراهم می‌کند. وجود مزیت‌هایی از جمله مدل‌سازی با جزئیات اجزای اصلی و هم‌چنین فیزیک دقیق ذرات، سبب شده که مدل GATE تطبیق‌پذیر و کارا شود. مدل ارایه شده محدود به هندسه نازل شبیه‌سازی شده نبوده و از این‌رو تقریباً برای همه سامانه‌های تحویل باریکه پروتونی پراکندگی دوگانه کارایی دارد. هم‌چنین این مدل می‌تواند به‌عنوان یک ابزار مفید در کاربردهای بالینی برای اعتبارسنجی دزیمتری نازل‌های پراکندگی دوگانه مورد استفاده قرار گیرد. در تشابه با همه مدل‌های مونت‌کارلو، محدودیت اصلی این مدل زمان انجام شبیه‌سازی می‌باشد. با این حال، استفاده از سیستم محاسبات موازی یک راه‌حل مناسب است. ادامه این کار در آینده، ارزیابی دزیمتری مدل GATE با استفاده از فانتوم‌های وکسل‌بندی شده و اعتبارسنجی با داده‌های تجربی در نظر گرفته شده است.

می‌کند. همان‌طور که انتظار می‌رود، مدل پراکندگی دوگانه، پروفایل دز همواری در میانه ناحیه قله براگ پهن‌شده را فراهم می‌کند. نیم‌سایه جانبی (۸۰٪-۲۰٪) پروفایل جانبی (دز) حدود ۰/۴۱ cm و ۰/۴۵ cm به‌ترتیب برای مدل‌های GATE و MCNPX می‌باشد. همان‌طور که در شکل‌های ۵ و ۶ قابل مشاهده است، توافق بسیار خوبی بین GATE و MCNPX مشاهده می‌شود که نشان‌گر صحت و اعتبار مدل GATE توسعه‌یافته است. بیشینه اختلاف بین GATE و MCNPX حدود ۷٪ در لبه ابتدایی ناحیه قله براگ پهن شده است (شکل ۶). این اختلاف در ناحیه قله براگ پهن‌شده کم‌تر از ۳٪ است. تنها در یک وکسل در پروفایل دز در ناحیه نیم‌سایه (شکل ۵)، این اختلاف به حدود ۱۱٪ می‌رسد.



شکل ۵. پروفایل جانبی دز محاسبه شده در عمق ۶/۰ cm برای یک تومور کروی با استفاده از کدهای GATE و MCNPX. محیط آب است.



شکل ۶. دز محاسبه شده به‌عنوان تابعی از عمق در آب پهنای تعدیل‌شده ۳/۵ cm توسط کدهای GATE و MCNPX.

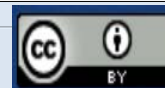


مراجع

1. R.R. Wilson, *Radiological use of fast protons*, *Radiol.*, **47**, 487-91 (1946).
2. H. Paganetti, *Proton Therapy Physics*, 2nd Ed. New York: Taylor & Francis Group (2019).
3. B. Jones, *The case for particle therapy*, *Br. J. Radiol.*, **79**, 24-31 (2006).
4. C-M. Charlie Ma, T. Lomax, *Proton and Carbon Ion Therapy*, 1st Ed. New York: CRC Press, 1-250 (2013).
5. E. Piruzan, N. Vosoughi, H. Mahani, In: *IEEE International Symposium on Medical Measurement and Applications (MeMeA), A Fast and Accurate GATE Model for Small Field Scattering Proton Beam Therapy* (IEEE, New Jersey, 2020), 1-6 (2020).
6. H. Paganetti, et al, *Clinical implementation of full Monte Carlo dose calculation in proton beam therapy*, *Phys. Med. Biol.*, **53**, 4825-53 (2008).
7. H. Paganetti, *Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations*, *Phys. Med. Biol.*, **57**, R99-R117 (2012).
8. P. Andreo, *Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry*, *Radiat. Oncol.*, **27**, 121 (2018).
9. S. Agostinelli, et al, *GEANT4—a simulation toolkit*, *Nucl. Instrum. Meth. Phys. B.* **506**, 250-303 (2003).
10. L.S. Waters, *MCNPX User's Manual*. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, (2002).
11. A. Ferrari, et al, *FLUKA: a multi-particle transport code*, *CERN*, (2005).
12. B. Faddegon, et al, *The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research*, *Phys. Med.*, **72**, 114-121 (2020).
13. S. Jan, et al, *GATE – Geant4 applications for tomographic emission: a simulation toolkit for PET and SPECT*, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 4543-61 (2004).
14. L. Grevillot, et al, *Optimization of GEANT4 settings for proton pencil beam scanning simulations using GATE*, *Nucl. Instrum. Meth. B.* **268**, 3295-3305 (2010).
15. H. Mahani, et al, *Spinning slithole collimation for high-sensitivity small animal SPECT: Design and assessment using GATE simulation*, *Phys. Med.*, **40**, 42-50 (2017).
16. K. Assie, et al, *Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE*, *Nucl. Instrum. Meth. A.* **527**, 180-189 (2004).
17. S. Jan, et al, *GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy*, *Phys. Med. Biol.*, **56**, 881-901 (2011).
18. D. Sarrut, et al, *A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications*, *Med. Phys.*, **41**, 06430 (2014).
19. C. Robert, et al, *PET-based dose delivery verification in proton therapy: a GATE based simulation study of five PET system designs in clinical conditions*, *Phys. Med. Biol.*, **7**, 6867-85 (2013).
20. L. Grevillot, et al, *Monte Carlo pencil beam scanning model for proton treatment plan simulation using GATE/GEANT4*, *Phys. Med. Biol.*, **21**, 5203-19 (2011).
21. L. Grevillot, et al, *GATE as a GEANT4-based Monte Carlo platform for the evaluation of proton pencil beam scanning treatment plans*, *Phys Med Biol*, **57**, 4223-44 (2012).
22. F. Padilla-Cabal, et al, *Benchmarking a GATE/Geant4 Monte Carlo model for proton beams in magnetic fields*, *Med. Phys.*, **47**, 223-233 (2020).
23. L. Grevillot, et al, *Technical Note: GATE-RTion: a GATE/Geant4 release for clinical applications in scanned ion beam therapy*, *Med. Phys.*, **48**, 3675-81 (2020).
24. D. Jette, W. Chen, *Creating a spread-out Bragg peak in prton beams*, *Phys. Med. Biol.*, **56**, 131-8 (2011).
25. T. Bortfeld, W. Schlegel, *An analytical approximation of depth-dose distributions for therapeutic prooton beams*, *Phys. Med. Biol.*, **41**, 1331-9 (1996).
26. S. Zarifi, et al, *Validation of GATE Monte Carlo code for simulation of proton therapy using National Institute of Standards and Technology library data*, *J. Radiother. Pract.*, **18**, 38-45 (2018).
27. S. Zarifi, et al, *Bragg peak characteristics of proton beams within therapeutic energy range and comparison of stopping power using the GATE Monte Carlo simulation and the NIST data*, *J. Radiother Pract.*, **12**, 173-81 (2019).
28. C. Robert, et al, *Distributions of secondary particles in proton and carbon-ion therapy: a comparison between GATE/Geant4 and FLUKA Monte Carlo codes*, *Phys. Med. Biol.*, **58**, 2879-99 (2013).
29. D.J. Brenner, et al, *Reduction of the secondary neutron dose in passively scattered proton radiotherapy, using an optimized pre-collimator/collimator*, *Phys. Med. Biol.*, **54**, 6065-78 (2009).
30. Ch. Lee, et al, *Monte Carlo simulation of secondary neutron dose for scanning proton therapy using FLUKA*, *Plos One*, **12**, 1-12 (2017).
31. U. Titt, B. Bednarz, H. Paganetti, *Comparison of MCNPX and Geant4 proton energy deposition predictions for clinical use*, *Phys. Med. Biol.*, **57**, 6381-93 (2012).
32. Y. Zheng, et al, *Monte Carlo simulation of the neutron spectral fluence and dose equivalent for use in shielding a proton therapy vault*, *Phys. Med. Biol.*, **54**, 6943-57 (2009).

COPYRIGHTS

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

الهام پیروزان، ناصر وثوقی، حجت‌اله ماهانی (۱۴۰۱)، یک مدل کامل مونت کارلوی GATE برای نازل پروتون‌درمانی با پراکندگی دوگانه، ۲۹-۳۶

DOR: 20.1001.1.17351871.1401.43.1.4.7

Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1347.html

