



مدل‌سازی و اعتبارسنجی باریکه پروتون برای یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی با استفاده از نرم‌افزار GATE

علی اسدی*، سید ابوالفضل حسینی، ناصر وثوقی

دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، صندوق پستی: ۱۴۵۶۵-۱۱۱۴، تهران - ایران

*Email: aliasadi.mr@gmail.com

مقاله پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۱/۲۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۳/۳

چکیده

در این مطالعه، ما از نرم‌افزار مبتنی بر روش مونت‌کارلو، GATE، برای مدل‌سازی سیستم پروتون درمانی اسکن نقطه‌ای (نازل اختصاصی اسکن نقطه‌ای SIEMENS IONTRIS) نصب‌شده در مرکز پروتون و یون سنگین درمانی شانگهای استفاده کردیم. در داخل نازل، جدا از پنجره‌های ورودی و خروجی و دو محفظه یونی، پرتو از خلأ عبور می‌کند و به این صورت یک پرتو واگرا در خروجی نازل شکل می‌گیرد. ما توزیع‌های زاویه‌ای، فضایی و انرژی فضای فاز پرتو را در خروجی نازل با یک توزیع گوسی کنترل می‌کنیم که توسط هشت پارامتر وابسته به انرژی کنترل می‌شود. پارامترها از پروفایل‌های اندازه‌گیری شده و توزیع دز - عمق مشخص شده‌اند. اعتبارسنجی مدل پرتو با مقایسه توزیع دز نسبی اندازه‌گیری شده توسط گروه‌های دیگر و توزیع دز به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی با GATE، با استفاده از مشخصات برنامه‌ریزی از دستگاه برای تعیین موقعیت و انرژی نقطه پرتو انجام شد. نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو با اندازه‌گیری‌های منحنی دز عمق و طرح‌های گسترش قله براگ توافق خوبی را نشان داد. مقایسه مطلق اختلاف دز جذب‌شده بین مونت‌کارلو و اندازه‌گیری $\pm 1\%$ درصد بود. در این کار، روشی برای انطباق مدل شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای یک سیستم پرتو پروتون اسکن نقطه‌ای شرح داده شد. توافق خوب بین اندازه‌گیری‌ها توسط گروه‌های دیگر و شبیه‌سازی این تحقیق نشان می‌دهد که مدل‌سازی مونت‌کارلو در این کار یک روش دقیق و معتبر است.

کلیدواژه‌ها: پروتون درمانی، مونت‌کارلو، اسکن نقطه‌ای، GATE

Modeling and validation of proton beam for spot scanning system with GATE software

A. Asadi*, S.A. Hosseini, N. Vosoughi

Department of Energy Engineering, Sharif University of Technology, P.O.Box: 1114-14565, Tehran - Iran

Research Article

Received 12.4.2021, Accepted 24.5.2021

Abstract

In this study, we used the Monte Carlo-based software, GATE, to model the spot scanning proton therapy system (SIEMENS IONTRIS spot scanning dedicated nozzle) installed at the Shanghai Proton and Heavy Ion facility. Within the nozzle, apart from entrance and exit windows and the two ion chambers, the beam traverses through the vacuum, allowing for a convergent beam downstream of the nozzle exit. We model the angular, spatial, and energy distributions of the beam phase space at the nozzle exit with single Gaussians, controlled by eight energy-dependent parameters. The parameters were determined from measured profiles and depth dose distributions. Verification of the beam model was done by comparing measured data and GATE acquired relative dose distributions, using plan specific log files from the machine to specify beam spot positions and energy. The MC simulations showed good agreement with measurements for the depth-dose curve and SOBP plans. The absolute comparison of the absorbed dose difference between the MC and the measurement was $\pm 1\%$. This work describes a method for adapting a MC simulation model for a spot scanning proton delivery system. The excellent agreement between the measurements and simulations shows that the MC modeling in this work is a precise and reputable method.

Keywords: Proton therapy, Monte Carlo, Spot scanning, GATE



۱. مقدمه

اخیراً، پروتون درمانی به روش اسکن نقطه‌ای^۱ به دلیل پیشرفت‌های چشم‌گیر در تحویل و انطباق دز به حجم هدف، در مقایسه با روش پراکندگی غیرفعال پروتون درمانی^۲ به یک روش قابل‌اطمینان و ارجح برای درمان‌های پروتونی تبدیل شده است [۱، ۲]. بیش‌تر مراکز پروتون‌درمانی از الگوریتم‌های تحلیلی یا نیمه‌تحلیلی برای محاسبات دزیمتری استفاده می‌کنند. تقریب‌های استفاده شده در این الگوریتم‌های تحلیلی، برای محاسبه دز، در مواردی که از جابه‌جاگرهای برد استفاده می‌شود^۳، ناهمگنی‌های بافتی^۴ یا ایمپلنت‌هایی در بدن بیمار وجود دارند یا درمان تومورهایی در عمق کم با ابعاد بزرگ میدان درمانی ممکن است منجر به ایجاد خطا در محاسبه دز تجویزی و دز آرایه شده به بیمار بشوند [۳]. برای اطمینان از صحت تحویل برنامه درمانی، از طریق سیستم طراحی درمان^۵ به سیستم اطلاعات انکولوژی^۶ معمولاً از محاسبه دز در فانتوم آب یا آرایه‌های ۲ بعدی از آشکارسازها استفاده می‌شود [۴، ۵]. با این حال، به دلیل افزایش تقاضا برای درمان با پروتون‌ها و در نتیجه افزایش زمان‌های درمان توسط دستگاه‌ها، چنین برنامه‌هایی کم‌تر اجرا می‌شوند. به همین دلیل می‌توان برای شبیه‌سازی برهم‌کنش‌های پروتو در ماده، از ابزارهای شبیه‌ساز مونت کارلویی که قابلیت آن‌ها تأیید شده باشد استفاده کرد. برنامه‌های مونت کارلو مانند FLUKA [۶، ۷]، MCNP [۸]، Geant4 [۹] و TOPAS [۱۰] به کاربران اجازه می‌دهند تا توزیع دز را برای برهم‌کنش‌های خاص بررسی و اعتبارسنجی کنند. هرچند نرم‌افزارهای مختلف مبتنی بر محاسبات مونت کارلو، زمان بیش‌تری برای دزیمتری نسبت به سیستم‌های طراحی درمان که مبتنی بر محاسبات تحلیلی هستند صرف می‌کنند، می‌توان از آن‌ها برای بررسی جنبه‌های مختلف برهم‌کنش پروتو با ماده استفاده کرد [۱۱-۱۵]. در مطالعات مختلفی مدل‌های مونت کارلویی از سیستم‌های اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی مبتنی بر سیکلوترون یا سینکروترون گزارش شده‌اند. آقای Almhagen و همکاران [۱۶] یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی را در کد مونت کارلویی FLUKA شبیه‌سازی کردند و صحت‌سنجی داده‌ها را با بررسی منحنی‌های عمق - دز انجام داده است. آقای وینترهالتر و همکارانشان [۱۷] با استفاده از روش مونت کارلو به بررسی

کنترل کیفی^۷ در محاسبات دزیمتری برای یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی مبتنی بر سینکروترون پرداخته‌اند. گریبولوت و همکارانشان [۱۸] در مطالعات خود با استفاده از کد شبیه‌ساز GATE به مدل‌سازی و بررسی پارامترهای سیستم اسکن نقطه‌ای IBA^۸ بر اساس اندازه‌گیری‌های کتابخانه داده پرتو^۹ پرداخته‌اند. نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌های مونت کارلو، تفاوت بسیار اندکی با مقادیر اندازه‌گیری شده در آرایه‌های ۲ بعدی از اتافک‌های یونش^{۱۰} نشان می‌دهند.

در این مطالعه، باهدف استفاده از یک مدل اعتبارسنجی شده، برای مطالعات ثانویه در مباحث مربوط به طراحی و بررسی درمان، از کد شبیه‌ساز GATE برای مدل‌سازی و اعتبارسنجی یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی مبتنی بر سینکروترون استفاده کرده‌ایم. روش مدل‌سازی انجام شده در این مطالعه به این واقعیت متکی است که تأثیر عناصر نازل در معادلات توصیف‌کننده سیستم گنجانده شده است. برای اعتبارسنجی مدل‌سازی انجام شده، مقایسه بین پارامترهای مختلف به دست آمده از فضای فاز^{۱۱} و منحنی عمق دز از آرایه ۲ بعدی از اتافک‌های یونش و آشکارساز lynx با مقادیر شبیه‌سازی شده صورت گرفت. شبیه‌سازی با استفاده از مدل پرتو DICOMRTplan مربوطه تولید شده در سیستم طراحی درمان صورت گرفت. مدل‌سازی توصیف شده برای سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون‌درمانی مورد استفاده در مرکز شانگ‌های، با استفاده از مقادیر اندازه‌گیری شده توسط گروه‌های دیگر مقایسه و ارزیابی شد و صحت شبیه‌سازی در مقابل داده‌های اندازه‌گیری شده توسط گروه‌های دیگر تأیید شد. لذا، با استفاده از یک مدل تأیید شده، امکان بررسی‌های تضمین کیفیت برای موقعیت‌های مختلف و تحت شرایطی که محاسبات سیستم طراحی درمان به پاسخ صحیح منتهی نمی‌شود، ممکن است.

۲. مواد و روش‌ها

سیستم SIEMENS IONTRIS در مرکز پروتون درمانی پیشرفته شانگ‌های (SAPT) یک شتاب‌دهنده مبتنی بر سینکروترون با پرتو اسکن نقطه‌ای است. در این سیستم پروتون‌ها از سنکروترون با انرژی بین ۷۰-۲۳۵ مگا الکترون ولت استخراج می‌شوند. سیستم تحویل پرتو از تکنیک‌های اسکن شده و انباشت انرژی استفاده می‌کند تا یک منطقه روبش^{۱۲}

1. Spot Scanning
2. Passive Scattering
3. Range Shifters
4. Tissue Inhomogeneity
5. Treatment Planning System
6. Oncology Information System

7. Quality Assurance
8. Ion Beam Application
9. Beam Data Library
10. Ion Chambers
11. Phase Space
12. Scanning Region



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 جدول ۲ خلاصه‌ای از توزیع‌های مورد استفاده در شبیه‌سازی گزارش شده است. در مقابل، فایل توصیف طرح شامل میدان‌های درمانی، زوایا، مجموعه پرتوهای مدادی، نقاط و موقعیت پوششگرهای مغناطیسی تا هم‌مرکز می‌باشد. برای توصیف ویژگی‌های مندرج در فایل توصیف طرح از اطلاعات فایل DICOMRTplan استفاده شده است. همچنین، از تنظیمات پیش‌فرض "HADROTherapy" استفاده شد و لیست فیزیکی انتخاب شده برای بررسی تراپرد ذرات را QSGP-BIC-EMY در نظر گرفتیم. همچنین، مقادیر آستانه برای ذرات گاما، الکترون و پوزیترون در فانتوم ۰/۱ میلی‌متر و در بقیه نقاط ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد، و برای سایر ذرات بیشینه اندازه گام ۱ میلی‌متر و پتانسیل یونش آب نیز ۷۸ الکترون‌ولت فرض شد.

جدول ۱. مشخصات سیستم اسکن فعال پروتون‌درمانی شبیه‌سازی شده [۱۹]

پارامتر	مقدار
انرژی (MeV)	۲۳۵-۷۰
اندازه میدان (cm^2)	۴۰×۳۰
فاصله اسکنر x تا هم‌مرکز (cm)	۲۸۷
فاصله اسکنر y تا هم‌مرکز (cm)	۲۴۲
فاصله سر نازل تا هم‌مرکز (cm)	۴۰
سرعت اسکنر در راستای x (cm/ms)	۲
سرعت اسکنر در راستای y (cm/ms)	۰/۵
اندازه نقطه در هم‌مرکز در هوا FWHM(mm)	۱۳-۶
شدت پرتو (nA)	۳-۰/۳
نرخ دز (Gy/min)	۲
گام انرژی	۹۵

جدول ۲. ویژگی‌های فایل توصیف چشمه استفاده شده در این مدل‌سازی

پارامتر	تابعیت از انرژی در ورودی نازل	واحد
توزیع فضایی در جهت x	$E+12,1 \times 10^{-7}$	میلی‌متر
توزیع فضایی در جهت y	$2+1 \times 10^{-7}$	میلی‌متر
توزیع زاویه‌ای در جهت θ	$6 \times E + 2,1 \times 10^{-7}$	میلی راد
توزیع زاویه‌ای در جهت ϕ	$0,6 \times E$	میلی راد
پخش‌شدگی در جهت فضایی x و زاویه‌ای θ	$E+1,1 \times 10^{-7}$	میلی‌متر × میلی راد
پخش‌شدگی در جهت فضایی y و زاویه‌ای ϕ	5×10^{-7}	میلی‌متر × میلی راد
توزیع انرژی	$2 \times 10^{-8} \times E + 2,0 \times 10^{-7}$	مگا الکترون‌ولت

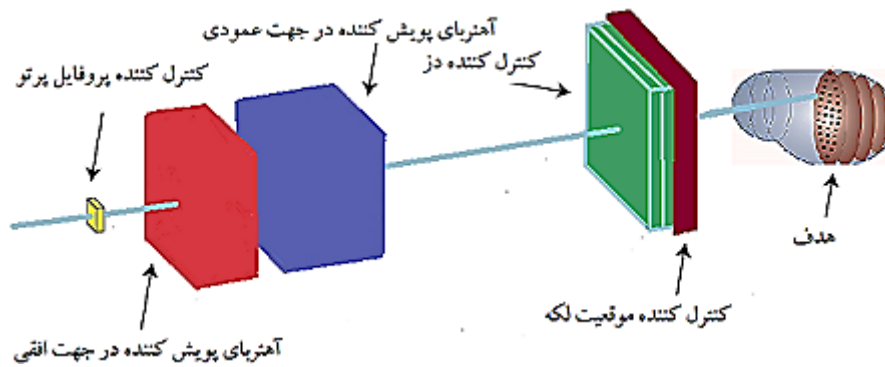
حداکثر 40×30 سانتی‌متر مربع را در هم‌مرکز^۱ تولید کند [۱۹]. مزیت این فن این است که برای پوشش تومور نیازی به جبران گر برد نیست، زیرا سینکروترون پروتون‌ها را به‌آرامی شتاب‌دهی می‌کند و این پروتون می‌تواند تومور را پوشش دهند [۱۹]. تحویل دز توسط دو محفظه یونیزاسیون صفحه موازی کنترل می‌شود. برای اندازه‌گیری اندازه لکه^۲ و پارامترهای نوری از محفظه یونیزاسیون چند نوری (MSIC) استفاده می‌شود. برخلاف حالت اسکن گسسته (اسکن پیکسلی)، IONTRIS یک حالت اسکن پرتو مداوم (اسکن شطرنجی) را ارائه می‌دهد [۵]. مشخصات این سیستم در جدول ۱ ذکر شده است. همچنین نمایی از سیستم مدل‌سازی شده در ابعاد غیر واقعی در شکل ۱ نشان داده شده است.

۱.۲ هندسه و تنظیمات در کد شبیه‌ساز GATE

در ادامه کارهای قبلی Grevilot و همکاران [۱۸]، ^{235}U و ^{238}U در شبیه‌سازی به‌عنوان آب با عمق معادل آب مربوطه ارائه شده توسط سازنده وارد شدند. ^{238}U ها به‌عنوان آب و یک لایه از جنس تنگستن به ضخامت ۳ میکرومتر برای بهتر نشان دادن پراکندگی پروتون‌های کم انرژی در سیم‌های تنگستن با Z بالا توصیف شدند. پرتو اولیه بلافاصله قبل از پنجره خلأ در ورودی نازل^۶ تنظیم شد و به‌جای فرض یک پرتو موازی که در کار Parodi و همکاران توصیف شده است، از نمونه ذرات گسترش زاویه‌ای در فضا استفاده شد. استفاده روزافزون از کد شبیه‌ساز GATE در مطالعات بالینی، و کنترل کیفی، در پژوهش‌ها و مراکز مختلف و قابلیت‌های آن جهت بررسی مسایل رادیوتراپی و تصویربرداری پزشکی که بر اساس کتابخانه GEANT^۴ توسعه‌یافته، آن را به گزینه‌ای قابل‌اطمینان برای مطالعات مرتبط تبدیل می‌کند [۱۸-۲۳]. 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. توصیف چشمه سیستم تحویل پرتو را با مجموعه‌ای از معادلات چندجمله‌ای 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 چندجمله‌ای بر روی داده‌های اصلی به‌دست‌آمده از

1. Iso Center
2. Spot Size
3. Ion Chamber
4. Multi Slice Ion Chamber
5. Multi Wire Peak Chamber
6. Nozzle





شکل ۱. شمایی از سیستم شبیه‌سازی شده در این مطالعه (در ابعاد غیرواقعی) اجزای اصلی نازل شامل آهنرباهای اسکن کننده در جهات X, Y, اتاقک یونش و پنجره خلأ هستند. هنگام خروج از نازل، می‌توان تصحیحاتی روی پرتو انجام داد [۱۹، ۱۸].

۲.۲ خصوصیات پرتو

۱.۲.۲ منحنی عمق - دز

که ω میانگین انحراف نقطه به نقطه، i مربوط به یک نقطه مشخص، N تعداد نقاط ارزیابی شده، Δ فاصله بین دو نقطه متوالی، L طول کلی و معادل با فاصله بین اولین نقطه اندازه‌گیری و برد، di و $drefi$ هم مربوط به مقادیر اندازه‌گیری شده و برآورد شده دز در نقطه مشخص i هستند.

۲.۲.۲ اندازه لکه

اندازه لکه با استفاده از فیلم رادیوکرومیک (Gafchromic EBT Film, international specialty product, wine) سوسوزن‌های تجاری ۲ بعدی (lynx, IBA Ion Beam Application S.A) به دست آمدند [۱۹]. فیلم و سوسوزن در هوا و در ۳ موقعیت: هم‌مرکز، ۴۰ سانتی‌متر قبل از هم‌مرکز و ۲۰ سانتی‌متر بعد از هم‌مرکز تحت پرتو دهی قرار گرفتند. پهنا در نیم بیشینه در جهات جانبی X و Y بر اساس پروفایل جانبی پرتو، برای تعیین اندازه نقطه به دست آمدند. در کل اندازه نقاط برای ۷ محدوده انرژی به دست آمد. چشمه پروتونی در شبیه‌سازی صورت گرفته نقطه‌ای فرض شد و یک توزیع فضایی و زاویه‌ای گوسی در جهات X و Y به چشمه اعمال شد. توزیع‌های دز برای نقاط اندازه‌گیری شده از طریق شبیه‌سازی به دست آمدند. برای تطبیق با اندازه نقاط اندازه‌گیری شده، توزیع زاویه‌ای در جهات X و Y تنظیم شدند. در نهایت از دو معادله نمایی درجه ۳ برای تطبیق توزیع زاویه‌ای FWHM^۳ در جهات X و Y به‌عنوان تابعی از انرژی در ورودی نازل استفاده شدند.

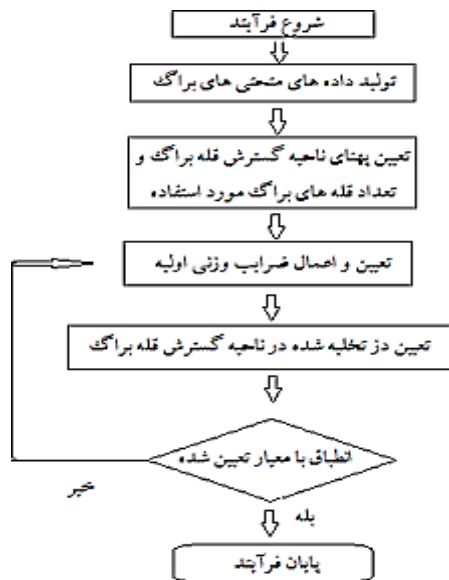
۳.۲.۲ مقایسه توزیع دز یک‌بعدی در فانتوم آب (گسترش قله براگ)

منحنی توزیع دز یک پارامتر مهم برای مدل‌سازی طرح درمان است. در این مقاله، منحنی‌های عمق دز برای ۷ محدوده انرژی بین ۱۳۰/۱-۲۳۵ مگا الکترون‌ولت با استفاده از فانتوم آب (MP۳۰PL, PTW, Freiburg, Germany) و محفظه قله براگ (مدل ۳۴۰۷۰، PTW) با حجم حساسی^۱ به قطر ۱۰/۵ سانتی‌متر، با ضخامت معدل آب ۰/۴ سانتی‌متر در پنجره جلویی به‌دست آمده‌اند. ابزار ردیاب قله در ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از خروجی نازل قرار گرفته. شعاع ناحیه اندازه‌گیری^۲ در شبیه‌سازی GATE نیز ۴/۰۸ سانتی‌متر انتخاب شد. انرژی پرتوی پروتونی شبیه‌سازی شده برای تطبیق با برد انتخاب شد (که به‌عنوان R۸۰ معرفی می‌شود). هم‌چنین برد کلینیکی (R۹۰)، محلی که منحنی عمق دز، به ۹۰ درصد مقدار قله افت می‌کند [۱۸] نیز اندازه‌گیری شد که از نظر کلینیکی حایز اهمیت به نظر می‌رسد. در ادامه محل تخلیه انرژی (قله براگ) بین داده شبیه‌سازی و مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه شدند. پارامترهای مهم دیگری که در طول شبیه‌سازی‌ها مورد دقت قرار گرفتند، نسبت دز تخلیه‌شده در قله به دز تخلیه‌شده در ورودی فانتوم و انحراف میانگین نقطه به نقطه بود. این کمیات به شدت به پارامترهای فیزیکی اعمال شده در شبیه‌سازی حساس بوده، لذا دقت در تعیین این کمیات را می‌توان به بهترین نحو به‌دقت در مدل‌سازی ربط داد. برای محاسبه انحراف میانگین نقطه به نقطه از رابطه (۱) استفاده شد [۱۸]:

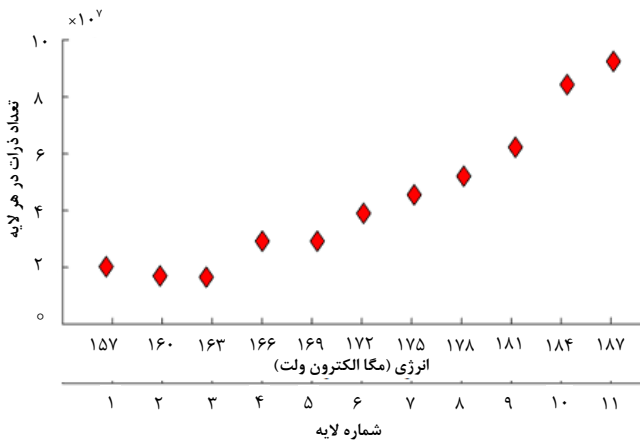
$$\omega = \sum_{i=1}^N \left(\frac{di - drefi}{drefi} \right) \times \frac{\Delta}{L} \quad (1)$$

1. Sensitive Volume
2. Scoring Region





شکل ۲. فلوجارت مربوط به فرایند تولید ناحیه گسترش قله براگ.



شکل ۳. خلاصه‌ای از نتیجه فرایند بهینه‌سازی جهت رسیدن به یک ناحیه گسترش قله براگ یکنواخت.

این طرح درمان، در فایل، DICOMRTplan، به یک مخزن آب اعمال شد (MP۳۰PL, PTW, Freiburg, Germany). اندازه‌گیری‌ها با استفاده از ۲۴ محفظه یونش انگشتانه‌ای^۲ (T۳۱۰۱۵, PTW, Freiburg) با محفظه‌هایی در موقعیت‌های مختلف برای به دست آوردن وضوح کافی در منحنی عمق دز و پروفایل عرضی به دست آمدند [۲۴، ۲۰]. اتاقک‌های یونش با استفاده از چشمه کبالت ۶۰ کالیبره شده و به‌عنوان مرجع در مرکز پروتون درمانی شانگهای استفاده می‌شوند. برای شبیه‌سازی تحویل پرتو، GATE بر مبنای فایل DICOM RTplan تولید شده از سیستم طراحی درمان، مشخصه‌یابی شد. اطلاعات موجود در فایل DICOM شامل انرژی، کسینوس جهت روبش نقاط X و Y و تعداد ذرات پروتون استفاده شده برای روبش هر نقطه می‌باشد. توزیع دز

طرح گسترش قله براگ^۱ به‌دست‌آمده از یک سیستم طراحی درمان (V۱۳B, Syngo, Siemens) در محفظه آب تولید شد. دز تجویزی در این برنامه درمانی ۰٫۵ گری در نظر گرفته شده است. ابعاد هدف در فانتوم آب ۶×۶×۶ و ۳×۳×۳ سانتی‌متر مکعب در موقعیت‌های ۵ و ۲۰ سانتی‌متری از مرکز مکعب در نظر گرفته شدند. برای جابه‌جایی برد روی اهداف از تغییر متوالی انرژی پرتو (ویژگی برجسته سیستم‌های سینکروترونی) 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 تک انرژی استفاده شده است. نکته‌ای که در مورد روش تولید این ناحیه مطرح است، این است که دز تخلیه شده در هر موقعیت (در طول منحنی براگ) برای یک انرژی خاص با دز ایجاد شده در همان محل، که در اثر تخلیه دز سایر منحنی‌های براگ به وجود می‌آیند هم‌پوشانی می‌کند، که در اثر این هم‌پوشانی، یک ناحیه نامطلوب و غیریکنواخت از نظر تخلیه دز به وجود می‌آید. برای به دست آوردن دز در ناحیه گسترش قله براگ در هر موقعیت (x) در طول منحنی براگ از رابطه ۲ استفاده شده است [۱۷]:

$$D_{sobp}(x) = \sum_i \omega_i D_i(x) \quad (2)$$

در این رابطه، $D_i(x)$ بیانگر مقدار دز برای پرتو i فرودی در محل (x) ، و ω_i ضریب وزنی برای پرتو i فرودی می‌باشد. در این مطالعه فرایند بهینه‌سازی باهدف رسیدن به کم‌تر از ۱٫۵ درصد اعوجاج در ناحیه گسترش قله براگ انجام شده است. در شکل ۲ فلوجارت مربوط به تولید این ناحیه گزارش شده است.

در طول فرایند بهینه‌سازی، با توجه به این‌که انرژی تخلیه‌شده ناشی از هر ذره در هر انرژی خاص از قبل تعیین شده، باهدف 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، فرایند توصیف شده در بالا برای انرژی‌های بین ۱۵۷ تا ۱۸۷ مگا الکترون‌ولت و با گام انرژی ۳ مگا الکترون‌ولت با استفاده از نرم‌افزار متلب انجام و تعداد ذرات تخلیه شده در هر لایه انرژی به دست آمدند. در شکل ۳ نتیجه فرایند انجام شده برای ناحیه ۶ سانتی‌متر مکعبی، که تعداد ذرات را به‌عنوان تابعی از شماره هر لایه (انرژی لایه) نشان می‌دهد، نمایش داده شده است.



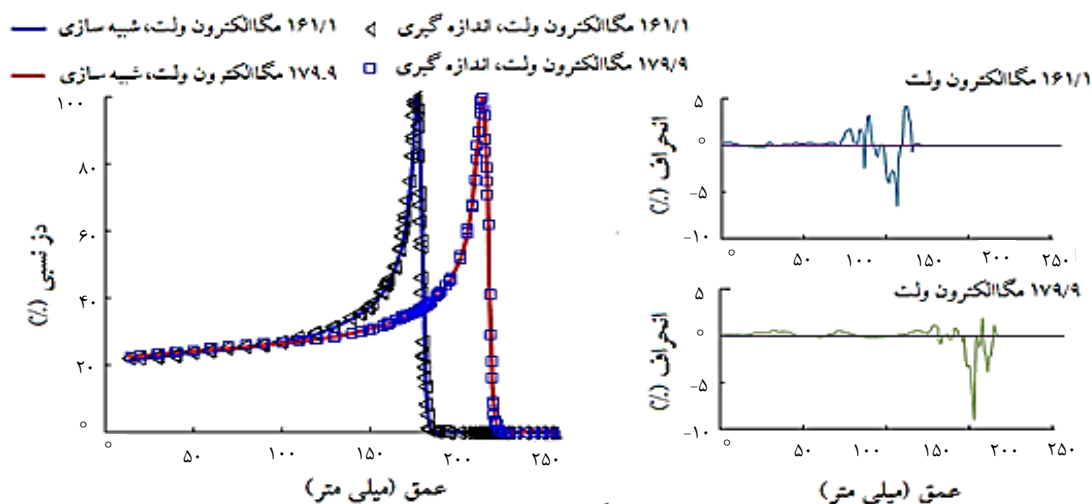
نمونه‌ای از منحنی‌های عمق - دز به دست آمده برای دو محدوده انرژی (۱۶۱/۱ و ۱۷۹/۹ مگا الکترون‌ولت) در شکل ۴ آمده‌اند. انحراف در نسبت دز تخلیه شده در محل قله و دز تخلیه شده در ورودی فانتوم، میانگین نقطه‌به‌نقطه، محل قله براگ، پهنا در نیم بیشینه و بردهای فیزیکی و کلینیکی (R_{80} , R_{90}) بین داده اندازه‌گیری و داده شبیه‌سازی در شکل ۵ آورده شده است. حداکثر خطای به وجود آمده بین نتایج شبیه‌سازی و اندازه‌گیری برای برد (فیزیکی و کلینیکی) 0.852 درصد به دست آمدند. برای انحراف میانگین نقطه‌به‌نقطه بین داده شبیه‌سازی و داده اندازه‌گیری عدد میانگین 0.53 درصد به دست آمد و مقدار بیشینه برای این کمیت مورد مقایسه، 0.72 درصد محاسبه شد. برای همه موارد، انحراف میانگین نقطه‌به‌نقطه کم‌تر از 1 درصد بود. مقدار بیشینه در اختلاف نسبت دز تخلیه شده در محل پیک به دز تخلیه شده در ورودی فانتوم 3.5 درصد و برای انرژی 202 مگا الکترون‌ولت به دست آمد.

محاسبه شده به ازای هر ذره ذخیره شد. توزیع دز محاسبه شده به ازای هر انرژی در قالب فایل txt و به صورت ۳ بعدی با ابعاد حجم ذخیره انرژی (استوانه به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر و شعاع 4.08 سانتی‌متر) ذخیره شد. گام‌های شبکه ذخیره‌سازی در جهات جانبی پرتو (X و Y)، ۲ میلی‌متر و در جهت حرکت پرتو (جهت Z) ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد. نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان، اندازه‌گیری‌ها و شبیه‌سازی با GATE که در بالا توضیح داده شده‌اند، در نهایت باهم مقایسه شدند.

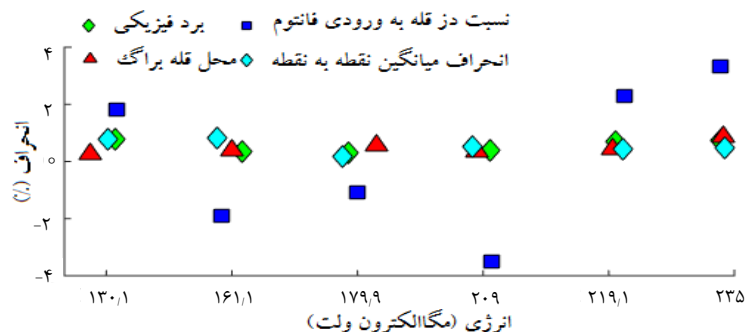
۳. نتایج

۱.۳ منحنی‌های عمق - دز

اختلاف در برد (R_{80}) بین داده اندازه‌گیری شده و داده شبیه‌سازی برای همه ۷ محدوده انرژی کم‌تر از 1 درصد به دست آمد. اتلاف انرژی در محدوده 0.2 درصد به دست آمد که با کارهای قبلی صورت گرفته توسط آقای گریولوت و همکاران [۱۸] توافق خوبی دارد. در این کار مجموعه‌ای از منحنی‌های عمق - دز برای ۷ محدوده انرژی به دست آمد. به عنوان مثال،



شکل ۴. مقادیر اندازه‌گیری (20) و منحنی‌های شبیه‌سازی شده در مطالعه حاضر (خط) برای منحنی‌های عمق - دز پرتوهای پروتونی با انرژی 161.1 و 179.9 مگا الکترون‌ولت.



شکل ۵. برآورد خطای اندازه‌گیری شده [20] و شبیه‌سازی شده در این مطالعه برای کمیات برد (فیزیکی)، نسبت دز تخلیه شده در محل پیک به دز ورودی فانتوم، انحراف میانگین نقطه‌به‌نقطه و محل پیک براگ.



۲.۳ اندازه نقطه در هوا

خروجی‌های عملگر فضای فاز برای نقاط مختلف در اطراف هم‌مرکز و در انرژی‌های ۱۲۱/۰۸ و ۲۲۱/۰۷ مگا الکترون‌ولت در شکل ۶ نشان داده شده‌اند. انحراف بین داده اندازه‌گیری و شبیه‌سازی برای اندازه نقطه در هوا در هم‌مرکز، ۲۰ سانتی‌متر بعد از هم‌مرکز و ۴۰ سانتی‌متر قبل از هم‌مرکز، برای انرژی‌های (۱۲۱/۰۸ و ۲۲۱/۰۷ مگا الکترون‌ولت) در شکل ۷ آورده شده‌اند. مشاهده می‌شود که انحراف بین داده اندازه‌گیری شده در مطالعات قبلی، و داده اندازه‌گیری شده در این مطالعه برای اندازه نقطه در انرژی ۱۲۱/۰۸ مگا الکترون‌ولت بین ۰/۵۲ درصد در پایین‌دست هم‌مرکز تا حدود ۱/۹ درصد در ۲۰ سانتی‌متر بالاتر از هم‌مرکز متغیر است، هم‌چنین این انحراف در انرژی ۲۲۱/۰۷ مگا الکترون‌ولت بین ۵/۷ تا صفر درصد تغییرات نشان می‌دهد. اندازه نقطه برای آندگی از واگرایی‌ها در خروجی نازل، هم‌مرکز و واگرایی ناشی از پراکندگی در هوا می‌باشد، سهم واگرایی ناشی از پراکندگی در هوا، با افزایش انرژی کاهش می‌یابد، لذا همان‌طور که انتظار می‌رود، با افزایش انرژی اندازه نقطه نیز کاهش می‌یابد [۱۸]. این مقادیر انحراف از مقادیر اندازه‌گیری شده، در مقایسه با سیستم طراحی درمان قابل‌قبول بوده، و چنین خطایی در سیستم‌های طراحی درمان، در مواردی خاص مثل استفاده از جابه‌جاکننده‌ها و ناهمگنی‌ها بیش‌تر است و در مسایل کنترل کیفی خطایی ایجاد نمی‌کنند.

۳.۳ مقایسه پروفایل یک‌بعدی دز

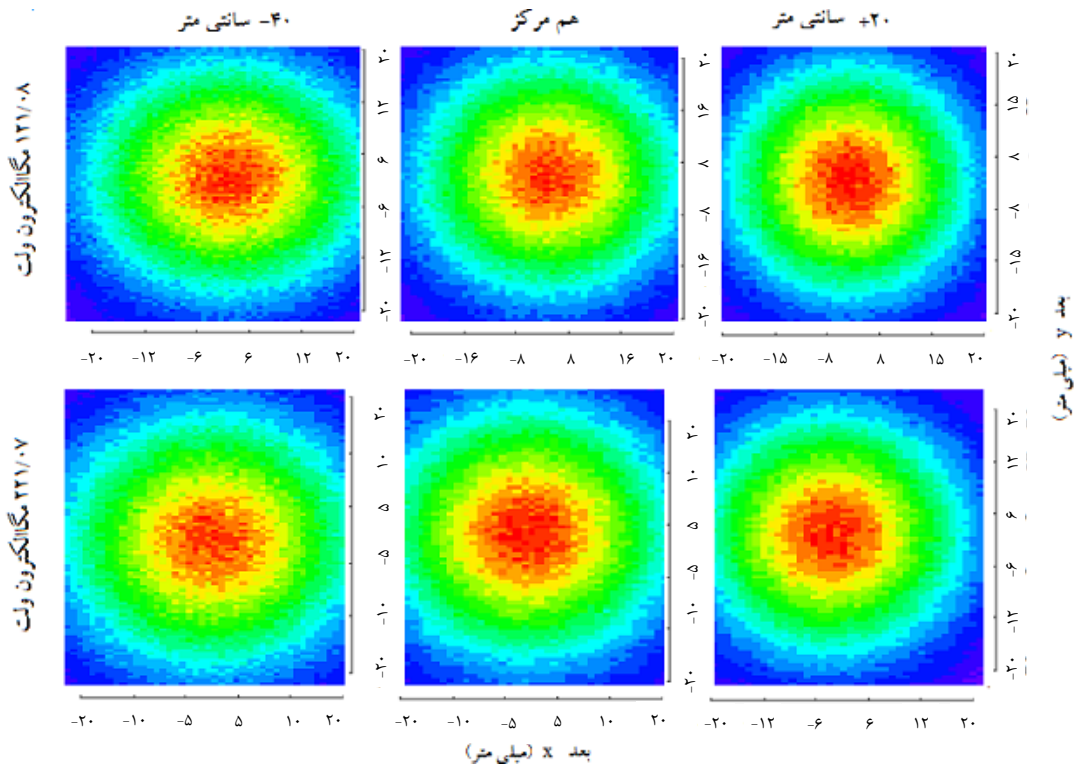
منحنی عمق - دز اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی شده توسط کد مونت‌کارلو GATE در طول محور مرکزی پرتو (محور Z) و پروفایل جانبی^۱ در مرکز ناحیه گسترش پیک براگ در شکل ۸ نشان داده شده‌اند. نتایج توافق خوبی را بین داده اندازه‌گیری و شبیه‌سازی نشان می‌دهند. اختلاف میانگین در برد کلینیکی در حدود ۰/۲۲ میلی‌متر و اختلاف افت از ۸۰ درصد پیک به ۲۰ درصد پیک (R_{۸۰}, R_{۲۰}) به‌صورت میانگین ۰/۱۱ میلی‌متر به دست آمد. میانگین و بیشینه اختلاف منحنی عمق - دز ۰/۹۳ درصد و ۳/۵۳ درصد برای همه نقاط، به جز نقطه انتهایی منحنی گسترش قله براگ به دست آمدند. اختلاف دز در پروفایل جانبی دز بین داده شبیه‌سازی و داده اندازه‌گیری شده در سطح دز ناحیه مرکزی، با اختلاف ۲/۳ درصد به دست آمد.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

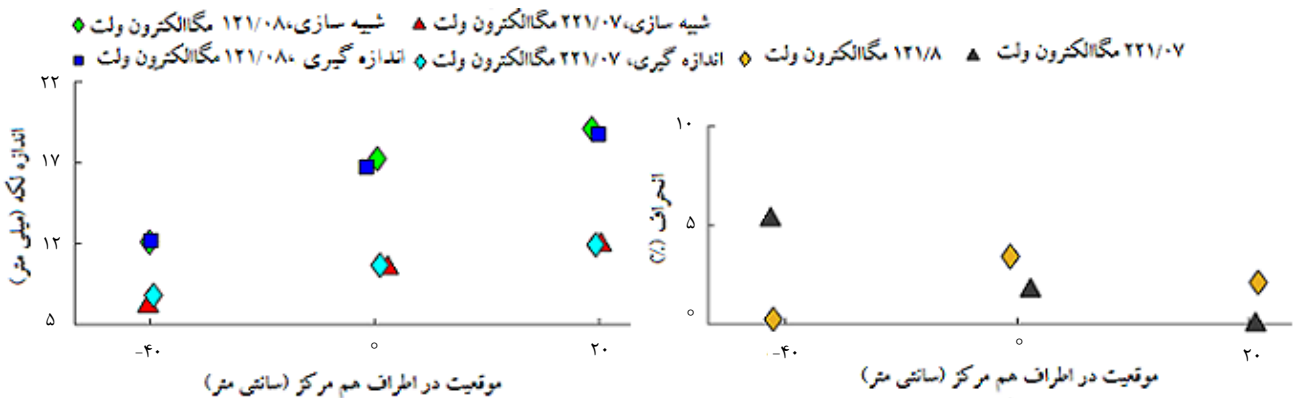
برای ارزیابی صحت شبیه‌سازی سیستم پروتون‌درمانی، منحنی‌های دز - عمق، گسترش قله براگ، دامنه، مکان اوج و اندازه نقطه در هوا بررسی شد. نتایج نشان می‌دهد که توافق خوبی بین داده‌های اندازه‌گیری و نتایج شبیه‌سازی وجود دارد. استفاده از کدهای کامپیوتری مبتنی بر روش مونت‌کارلو یک استاندارد عالی در شبیه‌سازی و محاسبات دزیمتری در پرتودرمانی است. در این مطالعه، اطلاعات دزیمتری فیزیکی مانند منحنی دز عمق با استفاده از کد شبیه‌ساز GATE برای مرکز پروتون‌درمانی شانگ‌های استخراج شد. نتایج طرح گسترش دامنه نشان می‌دهد که انحراف از مقادیر معیار آزمایشی ۱/۳٪ است. مدل‌سازی بر اساس اندازه‌گیری مشخصات عرضی دز در فانتوم آب با ابعاد ۴۰×۴۰×۴۰ انجام شد. تفاوت بین اندازه‌گیری و شبیه‌سازی در محدوده کم‌تر از ۱٪ بود. تفاوت بین دز در محل پیک براگ و دز ورودی فانتوم در محدوده ۳/۵ ± بود. با اندازه‌گیری و مقایسه کمیت اندازه نقطه بین داده اندازه‌گیری و شبیه‌سازی مشاهده شد که با افزایش انرژی با توجه به کاهش سهم واگرایی ناشی از پراکندگی در هوا، اندازه نقطه کاهش می‌یابد، علاوه بر این، روند افزایش اندازه نقطه در هوا، بافاصله از خروجی نازل را می‌توان با برازش یک معادله خطی به دست آورد، و از اطلاعات این منحنی برازش شده برای پیش‌بینی اندازه نقطه در سایر نقاط استفاده کرد.

این مطالعه، یک دید کلی از اجرای یک برنامه مبتنی بر شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی ارائه شده است. شبیه‌سازی صورت گرفته در فانتوم آب برای ۷ رده انرژی بین ۱۳۰/۱-۲۳۵ مگا الکترون‌ولت با مقادیر اصلی اندازه‌گیری شده سیستم از بررسی‌های کنترل کیفی و ناحیه گسترش قله براگ و پروفایل انتقالی دز در این ناحیه با مقادیر به‌دست‌آمده از طریق سیستم طراحی درمان مرتبط به سیستم مقایسه شدند. نتایج این مدل‌سازی نشان می‌دهند که توافق خوبی بین داده مدل‌سازی و داده‌های مرجع وجود دارد. در صورت تکمیل این نتایج، با داده‌های موجود از بیماران واقعی، مبتنی بر تصاویر توموگرافی کامپیوتری، و ارزیابی صحت نتایج دزیمتری، امکان استفاده از مدل‌سازی صورت گرفته، به‌عنوان یک سیستم تکمیل‌کننده و ارزشمند، در کنار سیستم‌های طراحی درمان، برای بررسی‌های مربوط به تضمین کیفیت برنامه درمانی فراهم می‌شود.

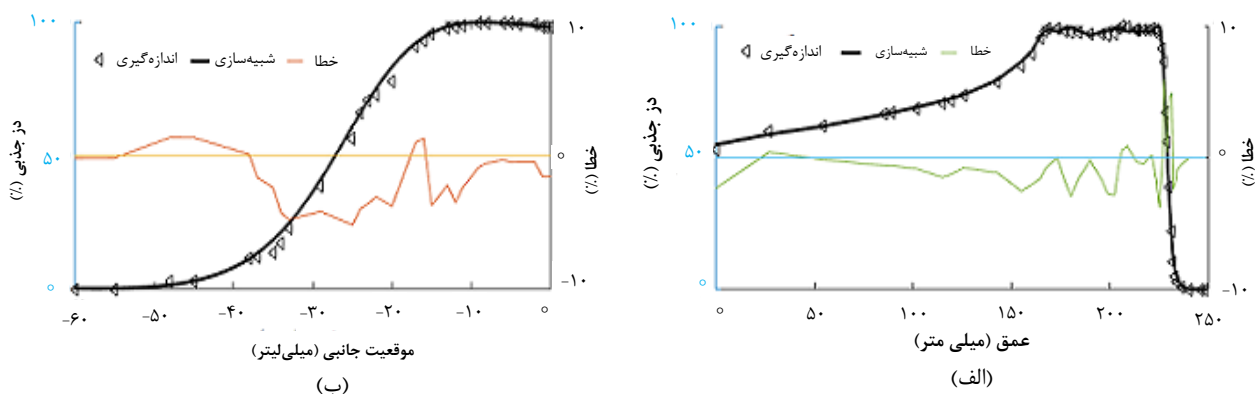




شکل ۶. خروجی عملگر فضای فاز در موقعیت‌های مختلف در اطراف هم‌مرکز و برای انرژی‌های ۱۲۱،۰۸ و ۲۲۱،۰۷ مگا الکترون‌ولت.



شکل ۷. نمونه‌ای از اندازه نقاط اندازه‌گیری شده [۲۴، ۲۰] و شبیه‌سازی شده در این مطالعه در موقعیت‌های مختلف در اطراف هم‌مرکز برای انرژی‌های ۱۲۱،۰۸ و ۲۲۱،۰۷ مگا الکترون‌ولت (بالا) و انحراف درصدی مربوط (پایین).



شکل ۸. الف) مقایسه پروفایل یک‌بعدی بین داده اندازه‌گیری شده [۲۴، ۲۰] و داده شبیه‌سازی شده در این مطالعه برای گسترش پیک براگ ۶ سانتی‌متری تولید شده جهت پوشش هدفی مکعبی شکل به ابعاد ۶×۶×۶ سانتی‌متر مکعب در فانتوم آب. (منحنی عمق دز در راستای محور مرکزی). ب) مقایسه پروفایل یک‌بعدی بین داده اندازه‌گیری و داده شبیه‌سازی برای گسترش پیک براگ ۳ سانتی‌متری تولید شده جهت پوشش هدفی مکعبی شکل به ابعاد ۳×۳×۳ سانتی‌متر مکعب در فانتوم آب. (پروفایل جانبی پرتو در مرکز هدف مکعبی).

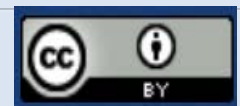


مراجع

1. J.S. Loeffler, M. Durante, *Charged particle therapy--optimization, challenges and future directions*, *Nature Reviews Clinical Oncology*, **10(7)**, 411-424 (2013).
2. E. Pedroni, et al, *Initial experience of using an active beam delivery technique at PSI*, *Strahlentherapie Und Onkologie*, **175(2)**, 18-20 (1999).
3. D. Nichiporov, et al, *Range shift and dose perturbation with high-density materials in proton beam therapy*, *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B-beam Interactions With Materials and Atoms*, **269(22)**, 2685-2692 (2011).
4. A. Bijan, et al, *Verification of patient-specific dose distributions in proton therapy using a commercial two-dimensional ion chamber array*, *Medical Physics*, **37(11)**, 5831-5837 (2010).
5. X.R. Zhu, et al, *Patient-specific Quality Assurance for Prostate Cancer Patients Receiving Spot Scanning Proton Therapy Using Single-Field Uniform Dose*, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, **81(2)**, 552-559 (2011).
6. G. Battistoni, et al, *The FLUKA Code: An Accurate Simulation Tool for Particle Therapy*, *Frontiers in Oncology*, **6(2)** (2016).
7. A. Ferrari, et al, *FLUKA: a multi-particle transport code*, *CERN, Geneva Report No. CERN-2005-10* (2005).
8. L.S. Walter, *Monte Carlo N-Particle Transport Code System for Multiparticle and High Energy Applications, Version 2.5.d* (2003).
9. J. Allison, *Geant4 developments and applications*, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, **53(1)**, 270-278 (2006).
10. J. Perl, *TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications*, *Medical Physics*, **39(11)**, 6818-6837 (2012).
11. W. Newhauser, et al, *Monte Carlo simulations for configuring and testing an analytical proton dose-calculation algorithm*, *Physics in Medicine & Biology*, **52(15)**, 4569-4584 (2007).
12. H. Paganetti, *Monte Carlo method to study the proton fluence for treatment planning*, *Medical Physics*, **25(12)**, 2370-2375 (1998).
13. H. Paganetti, *Monte Carlo calculations for absolute dosimetry to determine machine outputs for proton therapy fields*, *Physics in Medicine & Biology*, **51(11)**, 2801-2812 (2006).
14. H. Paganetti, et al, *Accurate Monte Carlo simulations for nozzle design, commissioning and quality assurance for a proton radiation therapy facility*, *Medical Physics*, **31(7)**, 2107-2118 (2004).
15. K. Parodi, et al, *Monte Carlo simulations to support start-up and treatment planning of scanned proton and carbon ion therapy at a synchrotron-based facility*, *Physics in Medicine & Biology*, **57(12)**, 3759-3784 (2012).
16. E. Almhagen, et al, *A beam model for focused proton pencil beams*, *Physica Medica*, **52**, 27-32 (2018).
17. Adam H. Aitkenhead, et al., *Automated Monte-Carlo re-calculation of proton therapy plans using Geant4/Gate: implementation and comparison to plan-specific quality assurance measurements*, *The British Journal of Radiology*, **93**, 1114 (2020): 20200228.
18. L. Grevillot, *A Monte Carlo pencil beam scanning model for proton treatment plan simulation using GATE/GEANT4*, *Physics in Medicine & Biology*, **56(16)**, 5203-5219 (2011).
19. H. Shu, *Scanned Proton Beam Performance and Calibration of the Shanghai Advanced Proton Therapy Facility*, *MethodsX*, **6**, 1933-1943 (2019).
20. S. Jan, *GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy*, *Physics in Medicine & Biology*, **56(4)**, 881 (2011).
21. Geant4-Website 2012b <http://geant4.cern.ch/>
22. I. Pshenichnov, I. Mishustin, W. Greiner, *Distributions of positron-emitting nuclei in proton and carbon-ion therapy studied with GEANT4*, *Physics in Medicine & Biology*, **51(23)**, 6099 (2006).
23. E. Seravalli, et al, *Monte Carlo calculations of positron emitter yields in proton radiotherapy*, *Physics in Medicine & Biology*, **57(6)**, 1659 (2012).
24. Sheng, Yinxiangzi, et al., *Development of a Monte Carlo beam model for raster scanning proton beams and dosimetric comparison*, *International Journal of Radiation Biology*, **96.11**, 1435-1442 (2020).

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

علی اسدی، سید ابوالفضل حسینی، ناصر وثوقی (۱۴۰۱)، مدلسازی و اعتبارسنجی باریکه پروتون برای یک سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی با استفاده از نرم‌افزار GATE، ۱۰۱، ۱۰۱-۱۸

DOI: 10.24200/nst.2022.1442

Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1442.html

