



## ارزیابی کمیات دزیمتری در روش‌های پراکندگی غیرفعال و اسکن نقطه‌ای در پروتون درمانی مبتنی بر شبیه‌سازی صورت گرفته با نرم‌افزار GATE

علی اسدی\*، سیدابوالفضل حسینی، ناصر وثوقی

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

\*Email: aliasadi.mr@gmail.com

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۱۱/۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۱۲/۱۳

### چکیده

انتظار می‌رود که روش‌های مبتنی بر اسکن نقطه‌ای نسبت به سایر روش‌های موجود برای پروتون درمانی، عملکرد بهتری در تحویل دز به هدف موردنظر داشته باشد. در این مطالعه از کد شبیه‌ساز GATE، به منظور ارزیابی کمیات دزیمتری مهم در پروتون درمانی، مانند پهنا در نیم بیشینه، محل قله، برد و نسبت دز در قله به دز ورودی (درصد دز عمقی) در فرایند پروتون درمانی تحت شرایط یکسان برای روش‌های مبتنی بر اسکن نقطه‌ای و پراکندگی غیرفعال استفاده شده است. فانتومی از جنس آب انتخاب و پارامترهای انرژی سیستم با استفاده از مجموعه‌ای از داده‌های عمق-دز در محدوده انرژی ۱۲۰-۲۳۵ MeV اندازه‌گیری شد. قله‌های براگ با دقت ۰.۷ میلی‌متر در برد تولید شدند. گسترش قله براگ با مدولاسیون ۷ سانتی‌متر و با دقت دامنه ۱۰ میلی‌متر و اختلاف دز به قله به دز ورودی ۸ درصد تولید شدند. جهت بررسی تطبیق‌پذیری پرتو پهنا در نیم بیشینه با اختلاف حداکثر ۷ درصد بین دو روش ارزیابی شد. در نتیجه بر اساس شبیه‌سازی انجام شده برای سیستم‌های مختلف تحویل پرتو، توانایی بهتر روش اسکن نقطه‌ای در انطباق‌پذیری با حجم هدف، کنترل بهتر روی توزیع دز و دز خارج از تومور کمتر نشان داده شد.

**کلیدواژه‌ها:** پروتون درمانی، پراکندگی غیرفعال، اسکن نقطه‌ای، GATE

## Evaluation of dosimetry quantities in passive scattering and spot scanning methods in proton therapy based on GATE simulation

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

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

Research Article

Received 25.1.2021, Accepted 3.3.2021

### Abstract

The spot-scan based methods are expected to perform better than other methods for proton therapy in delivering the dose to the intended target. In this study, the GATE computer code is used to evaluate important dosimetric quantities in proton therapy, such as Full width at half maximum, peak position, range and peak-to-entrance dose ratio (percentage depth dose) in the proton therapy process under the same conditions based on spot scanning and passive scattering. Water phantom was selected and system energy parameters were measured using a set of depth-dose curve in the energy range of 120 to 235 MeV. Bragg peaks were generated with an accuracy of 0.7 mm in range. Spread out Bragg-peak were produced with 7 cm modulation and 10 mm range accuracy and peak-to-entrance dose ratio difference at an input dose of 8%. To evaluate the versatility of the beam, the Full width at half-maximum was evaluated with a maximum difference of 7% between the two methods. As a result, based on the simulations performed for different beam delivery systems, the ability of the spot scanning method in adapting to the target volume, better control over dose distribution and less extra-tumor dose was demonstrated.

**Keywords:** Proton therapy, Passive scattering, Spot scanning, GATE



## ۱. مقدمه

آقای لانگن و همکاران<sup>۱</sup>، در سال ۲۰۱۸، در مطالعه خود به بررسی مفهوم PTV<sup>۶</sup> و بهینه‌سازی‌های مربوط در روش‌های اسکن نقطه‌ای و پراکندگی در پروتون‌درمانی پرداختند. در این مطالعه بر مبنای تعریف‌های هندسی که در ICRU 50<sup>۷</sup> در مورد حجم‌های مختلف ناحیه درمان صورت گرفته، چالش‌ها و موارد تأثیرگذار بر کیفیت درمان در دو روش پروتون‌درمانی بررسی شده‌اند. نتیجه‌ای که از این پژوهش گرفته شد بدین‌صورت بود که عدم قطعیت‌های ایجاد شده، نظیر تغییر در تنظیمات، تغییرات آناتومیکی و حرکت تومورها می‌توانند در هر دو روش درمانی تأثیرات مخربی ایجاد کنند و توجه به الزامات و تعریف کمیت‌های ایمنی جدید در هر دو روش اسکن نقطه‌ای و پراکندگی ضروری به نظر می‌رسد [۹].

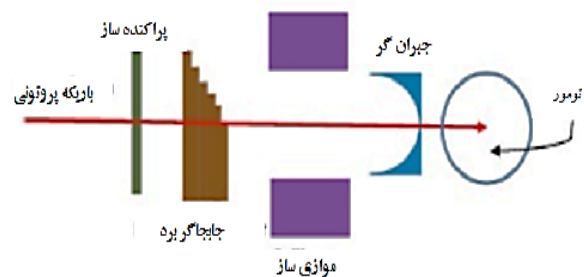
آقای چونگ و همکاران<sup>۲</sup>، در سال ۲۰۱۸، در مطالعه‌ای به مقایسه دزیمتری بین روش‌های اسکن نقطه‌ای و پراکندگی برای ۱۱ بیمار مبتلا به سرطان پانکراس پیشرفته پرداختند. در همه طرح‌های درمانی، از شرایط یکسان، شامل تخت، تقسیم‌بندی، تعیین هدف و توصیف دز بافت نرمال استفاده شد. نتیجه این مطالعه این بود که در روش اسکن فعال نسبت به روش پراکندگی، نتایج دزیمتری در بافت نرمال با کاهش قابل‌توجهی مواجه نمی‌شوند، اما پوشش PTV در روش اسکن نقطه‌ای بهتر انجام می‌گیرد و عملکرد این روش در تومورهایی با شکل نامنظم بهتر است [۱۰].

آقای میرشا و همکاران<sup>۳</sup>، در سال ۲۰۱۹، در یک مطالعه با جمعیت آماری نسبتاً بزرگ، به بررسی نرخ سمیت‌های GI<sup>۸</sup> و GU<sup>۹</sup> در بیماران مختلف و مقایسه این کمیات پرداختند. و به این نتیجه رسیدند که نرخ سمیت‌های مورد بررسی بین دو روش پروتون‌درمانی مورد بررسی در سطوح تأخیری GI و GU تفاوت چندانی ندارد اما در مورد سطح حاد نرخ GU روش اسکن فعال افزایش حدود ۲۰ درصدی نشان می‌دهد [۱۱].

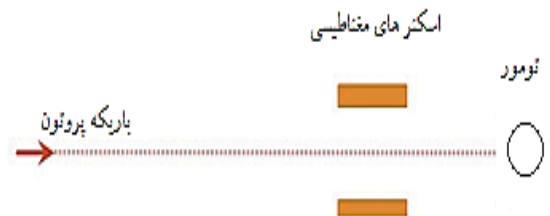
ذرات درمانی به روش اسکن نقطه‌ای می‌تواند دز غیر ضرور به بافت نرمال اطراف حجم هدف را کاهش دهد و خطر ابتلا به سرطان‌های ثانویه را کاهش دهد [۱۲].

پرتوهای پروتونی با توجه به توزیع دز عالی خود، که قله براگ<sup>۱</sup> نامیده می‌شود، می‌توانند دز جذب‌شده در بافت سالم را نسبت به پرتوهای فوتونی به میزان قابل‌توجهی کاهش دهند [۱]. پروتون درمانی برای اولین بار، در آزمایشگاه ملی لاورنس در ایالات‌متحده در سال ۱۹۵۴ آغاز شد و به‌عنوان بخشی از پرتودرمانی مدرن در بسیاری از کشورهای پیشرفته در حال انجام است [۲]. در پروتون درمانی، به‌صورت عمده دو روش پرتودهی برای ایجاد پرتوهای درمانی مناسب جهت درمان تومورهای سرطانی وجود دارد در روش پراکندگی غیرفعال<sup>۲</sup>، از اجزای پراکنده‌کننده، جبران‌کننده برد، جابجاگر برد و جهت دهنده‌ها برای تشکیل یک پرتودرمانی که حجم تومور را پوشش دهد استفاده می‌شود [۳، ۴] در شکل ۱، نمای کلی از اجزای مورد استفاده در روش پراکندگی غیرفعال نشان داده شده است. پروتون درمانی به روش پراکندگی غیرفعال در حال حاضر در بیش‌تر مراکز پروتون درمانی فعال است.

روش دیگری که در پروتون درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش مبتنی بر اسکن نقطه‌ای<sup>۳</sup> می‌باشد که در این روش درمانی از آهن‌رباهایی برای پوشش<sup>۴</sup> یک پرتو باریک مدادی<sup>۵</sup> در ۳ بعد و در حجم هدف انجام می‌شود [۶، ۷] نمایی کلی از سیستم اسکن فعال پروتون درمانی و اجزای تشکیل‌دهنده آن در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۱. نمای کلی از اجزای سیستم مبتنی بر پراکندگی غیرفعال [۵].

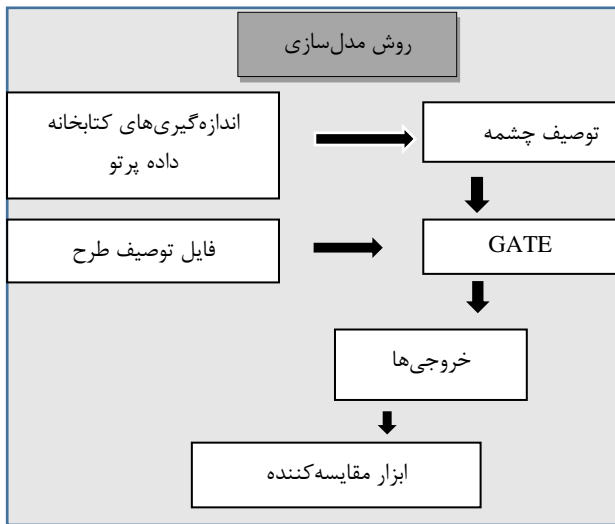


شکل ۲. نمای کلی از اجزای سیستم اسکن نقطه‌ای پروتون درمانی [۸].

6. Planning target volume (PTV)  
7. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)  
8. Gastro Intestinal (GI)  
9. Genito Urinary (GU)

1. Bragg Peak  
2. Passive Scattering Proton Therapy  
3. Spot Scanning  
4. Scanning  
5. Pencil Beam





شکل ۳. روشی که امکان توصیف چشمه بر مبنای کتابخانه داده پرتو را می‌دهد. این فایل در ترکیب با فایل طرح درمان به‌عنوان ورودی GATE برای شبیه‌سازی استفاده می‌شوند [۱۹].

توصیف چشمه، سیستم تحویل پرتو را با مجموعه‌ای از معادلات چندجمله‌ای تعریف می‌کند که این امکان را ایجاد می‌کند که ویژگی‌های نوری و انرژی هر پرتو مدادی در خروجی نازل به‌عنوان تابعی از انرژی پرتو در ورودی نازل محاسبه شود. بنابراین شامل ۸ معادله می‌باشد، ۲ معادله ویژگی‌های انرژی و ۶ معادله ویژگی‌های نوری را توصیف می‌کنند. هر معادله تابعی از انرژی در ورودی نازل است. کاربر می‌تواند ترتیب چندجمله‌ای‌ها و سپس ضرایب مربوطه را تعریف کند. به عنوان مثال، برای تعیین معادله چندجمله‌ای درجه  $N$  برای پخش‌شدگی انرژی  $\sigma_E(E)$  کاربر باید  $N$  ضریب  $\alpha_i$  با انرژی  $E$  در ورودی نازل که در آن  $i$  مرتبه ضرایب تصحیح است اعمال کند.

$$\sigma_E(E) = \sum_{i=0}^N \alpha_i E_i \quad (1)$$

فایل توصیف چشمه، همچنین شامل موقعیت دو آهن‌ربای اسکن‌کننده نسبت به هم مرکز<sup>۵</sup> و فاصله بین خروجی نازل و هم‌مرکز است تا موقعیت و جهت هر پرتو مداد در خروجی نازل محاسبه شود.

فایل توصیف طرح شامل یک یا چند میدان است، که هر یک با زاویه‌گنتری<sup>۶</sup> و مجموعه‌ای از پرتوهای مدادی توصیف می‌شوند.

هر پرتو مداد، با توجه به وزن، موقعیت آن در هم‌مرکز طرح درمان و انرژی آن در ورودی نازل مشخص می‌شود. وزن‌ها را

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱۰۲ کد شبیه‌ساز GATE<sup>۱</sup>

کد شبیه‌ساز GATE، نسخه ۸.۲ یک نرم‌افزار شبیه‌سازی مونت‌کارلو منبع باز است که مدل‌سازی توموگرافی نشری، توموگرافی انتقالی و پرتودرمانی را امکان‌پذیر می‌کند. در این پژوهش، از کد شبیه‌ساز GATE نسخه ۸.۲ که در قالب یک ماشین مجازی<sup>۲</sup> تحت لینوکس کار می‌کند و بر مبنای کتابخانه کد کامپیوتری geant4 10.5<sup>۳</sup> توسعه یافته است استفاده شده است [۱۳]. همان‌طور که توسط گروه کاری الکترومغناطیس geant4 توصیه شده، از مدل استاندارد حالت ۳ (QGSP\_BERT\_EMZ) برای شبیه‌سازی استفاده شده است [۱۴]. در geant4 می‌توان برای بهینه‌سازی زمان محاسبات آستانه تولید را که در چارچوب برد بیان می‌شود تنظیم کرد. برای تمام ذرات، به‌استثنای الکترون‌ها، که آستانه تولید آن‌ها در هوا ۱۰ سانتی‌متر و در آب ۰٫۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد، مقادیر آستانه تولید ۱ میلی‌متر استفاده شد. برای انرژی‌های بالا مدل binary cascade (BiC) به پروتون‌ها و نوترون‌ها اعمال شد، و در انرژی‌های پایین‌تر از بسته G4NeutronHP که برای نوترون‌ها دقت بالاتری دارد استفاده شد [۱۵، ۱۶]. از ویژگی‌های برجسته این کد، انعطاف‌پذیری، قدرت بالا، قابلیت انجام شبیه‌سازی برای هندسه متحرک و سرعت در انجام محاسبات است.

### ۲۰۲ سیستم اسکن فعال

#### ۱۰۲۰۲ چشمه باریکه مدادی سیستم طراحی درمان GATE<sup>۴</sup>

برای شبیه‌سازی یک طرح درمانی، چشمه باریکه مدادی سیستم طراحی درمان GATE به دو ورودی نیاز دارد: توصیف چشمه و توصیف طرح [۱۷].

در سال ۲۰۱۲، آقای گریبولوت و همکارانش، در پژوهشی، روشی را ارائه دادند که بر مبنای آن امکان شبیه‌سازی یک سیستم شتاب‌دهنده خطی برای فوتون درمانی، با در نظر گرفتن اثر اجزا شبیه‌سازی شود [۱۸]. در ادامه روش پیشنهادی خود را برای شبیه‌سازی یک سیستم اسکن فعال پروتون درمانی توسعه دادند [۱۹]. در این روش شبیه‌سازی از توصیف چشمه و توصیف طرح برای مدل کردن سیستم استفاده می‌شود. در شکل ۳ دید کلی از مسیر پیشنهادی توسط آقای گریبولوت که باید دنبال شود ارائه شده است.

1. Geant4 Application for Tomographic Emission or GATE
2. vGATE 8.2
3. Geant 4 (Geometry And Tracking 4)
4. Pencil Beam GATE Source TPS

5. Iso Center

6. Gantry

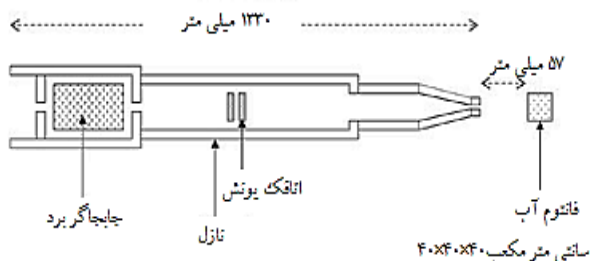


با استفاده از منحنی عمق-دز، امکان مقایسه‌های دزیمتری موارد مختلفی مثل نسبت دز در قله به دز ورودی به‌عنوان معیاری برای سنجش و مقایسه دز رسیده به بافت سالم، پوست و اجزایی که باید دز کم‌تری دریافت کنند، پهنا در نیم بیشینه برای ارزیابی و مقایسه قابلیت تطبیق‌پذیری و کنترل پرتو روی تومور، محل قله به‌عنوان معیار ارزیابی محل تخلیه دز بیشینه، و برد را ارزیابی کرد.

### ۳.۲ سیستم مبتنی بر پراکندگی

هندسه شبیه‌سازی از یک نازل و یک فانوم آب تشکیل شده است (شکل ۵) [۱۹].

ترکیبات نازل، مواد و ابعاد آن‌ها، مطابق حالت اعتبارسنجی انجمن هسته‌ای آمریکا<sup>۲</sup>، در جدول ۲ ذکر شده‌اند.



شکل ۵. هندسه شبیه‌سازی شده برای نازل پروتون درمانی در GATE.

جدول ۲. مشخصات نازل پروتون درمانی شبیه‌سازی شده [۲۱-۲۴]

اجزاء	مواد	طول (mm)	شعاع خارجی (mm)	شعاع داخلی (mm)
محفظه جابجاگر برد	Brass	۲۵۴	۸۲٫۶	۷۶٫۲
موازی‌ساز اول	Brass	۱۰	۷۶٫۲	۶٫۴
جابجاگر برد	Lexan	a	۶۲٫۵	---
موازی‌ساز دوم	Brass	۱۰	۵۷٫۲	۱۲٫۷
محفظه اتاقک کنترل	Brass	۶۸۱	۵۷٫۲	۵۱٫۴
تیوب خالی	Aluminum	۰٫۲۵	۲۵٫۴	---
تیوب باریک شونده	Brass	۲۰٫۳	۴۴٫۳	۳۸٫۵
روزنه دایره‌ای	Brass	۱۶۱	۴۴٫۳	b
روزنه نیم‌دایره‌ای	Brass	۹٫۵	۲۰	۱۲
صفحه اتاقک کنترل	Brass	۹٫۵	۲۰	۱۳٫۱۵

a: طول جابجاگر برد بوده و در شبیه‌سازی متغیر است.

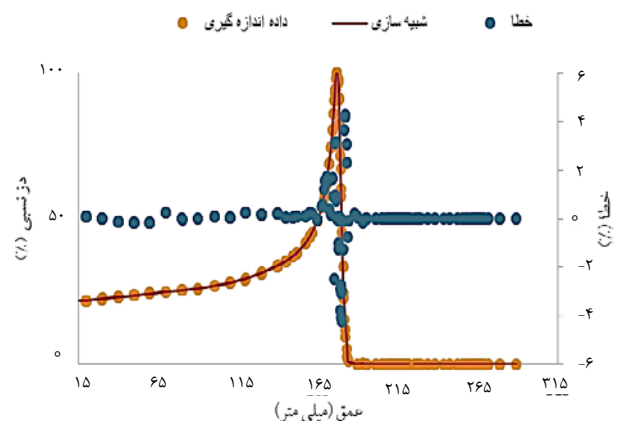
b: ابعاد داخلی و خارجی بسته به موقعیت درمانی تغییر می‌کنند.

می‌توان به‌صورت تعداد پروتون یا  $MU^1$  بیان کرد که به‌عنوان تابعی از توان توقف پروتون‌ها در هوا به تعدادی پروتون تبدیل می‌شود. یک برنامه درمانی را می‌توان با شبیه‌سازی هم‌زمان همه میدان‌ها یا با شبیه‌سازی جداگانه هر میدان ارزیابی کرد. توضیحات چشمه مندرج در این پژوهش از ویژگی‌های سیستم پروتون درمانی شانگ‌های استخراج شده است (جدول ۱).

به‌منظور بررسی خصوصیات انرژی پرتو، سیستم مذکور شبیه‌سازی و نمودار توزیع عمق-دز برای این سیستم و داده حاصل از شبیه‌سازی در فانوم مکعبی از جنس آب و به ابعاد  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  در انرژی‌های مختلف بین ۱۲۰-۲۳۵ MeV شبیه‌سازی و مقایسه شد. شکل ۴، نمودار مقایسه‌ای توزیع دز-عمق در انرژی  $161.1 \text{ MeV}$  حاصل از شبیه‌سازی با کد شبیه‌ساز گیت و داده تجربی به دست آمده توسط اتاقک یونش را نشان می‌دهد.

جدول ۱. مشخصات سیستم اسکن فعال پروتون درمانی شبیه‌سازی شده [۲۰]

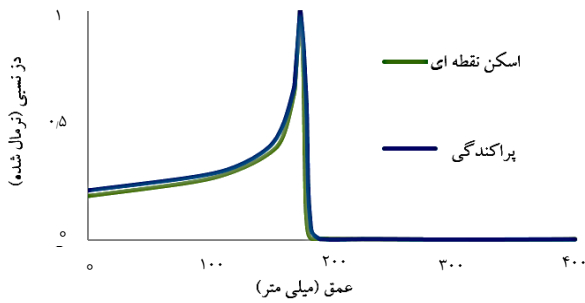
پارامتر	مقدار
انرژی (MeV)	۷۰-۲۳۵
اندازه میدان ( $\text{cm}^2$ )	$40 \times 30$
فاصله اسکنر x تا هم‌مرکز (cm)	۲۸۷
فاصله اسکنر y تا هم‌مرکز (cm)	۲۴۲
فاصله سر نازل تا هم‌مرکز (cm)	۴۰
سرعت اسکن در راستای x (cm/ms)	۲
سرعت اسکن در راستای y (cm/ms)	۰٫۵
اندازه نقطه در هم‌مرکز در هوا (FWHM(mm))	۱۳-۶
شدت پرتو (nA)	$3 - 0.3$
نرخ دز (Gy/Lmin)	۲
گام انرژی	۹۵



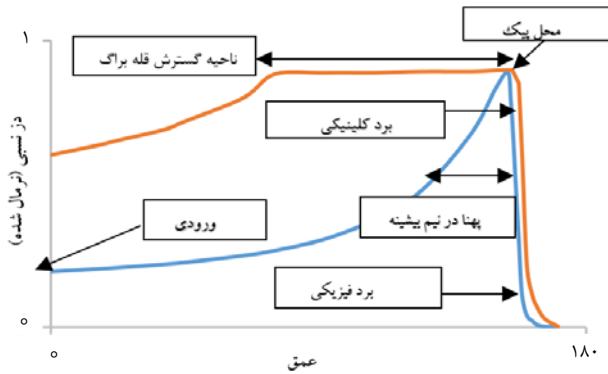
شکل ۴. نمودار توزیع دز-عمق برای انرژی  $161.1 \text{ MeV}$  [۲۰].

$100 \times (\text{اندازه‌گیری}) / (\text{شبیه‌سازی} - \text{اندازه‌گیری}) = \text{خطا} (\%)$





شکل ۷. نمودار توزیع دز- عمق برای سیستم‌های مختلف تحویل پرتو در انرژی ۱۸۰ MeV.



شکل ۸. نمودار توزیع دز- عمق برای پروتون‌ها و بخشی از کمیات قابل بررسی [۲۵].

### ۱.۳ محل قله براگ

قله براگ محلی است که پرتو بیش‌ترین بخش از انرژی خود را آن‌جا تخلیه می‌کند. تعیین دقیق محل قله براگ و اطمینان از دقت آن موضوعی مهم است چرا که عدم دقت در این مورد سبب انتقال دز بسیار زیادی به‌جایی خارج از بافت هدف خواهد شد. برای بررسی و ارزیابی اختلاف درصدی بین داده شبیه‌سازی برای سیستم‌های مختلف تحویل پرتو پروتونی از معادله (۲) استفاده شد:

$$RPEP = \frac{P_i - P_i'}{P_i} \times 100 \quad (2)$$

که  $P_i$ ، محل قله شبیه‌سازی،  $P_i'$  محل قله اندازه‌گیری و  $i$  مربوط به نقطه اندازه‌گیری است.

جدول ۳ نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تعیین محل قله را با استفاده از دو روش مختلف تحویل پرتو و درصد اختلاف نسبی (RPE) آن‌ها را نشان می‌دهد.

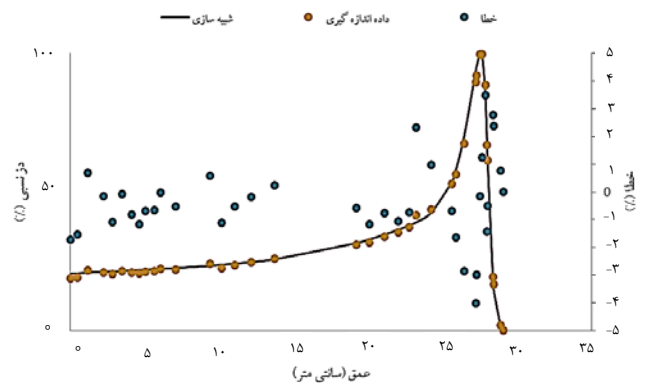
همان‌طور که مشاهده می‌شود محل قله براگ در دو روش دارای حداکثر اختلاف ۰٫۸۵۲ درصد و در بیش‌تر موارد زیر ۰٫۵ درصد اختلاف دارند. مطابق این اندازه‌گیری‌ها، نوع سیستم مورد استفاده تأثیر زیادی بر محل تخلیه انرژی ندارد.

جایجاگر برد از lexan با چگالی  $1.2 \text{ g/cm}^3$  تشکیل شده است. brass از ۶۱٫۵ درصد مس، ۳۵٫۲ درصد روی و ۳٫۳ درصد سرب تشکیل شده و دارای چگالی  $8.49 \text{ g/cm}^3$  می‌باشد. برای طراحی دو دیافراگم نهایی، از هندسه دایره‌ای و نیم‌دایره‌ای استفاده شده است. میانگین انرژی اولیه پرتو پروتونی  $212.2 \text{ MeV}$  با توزیع گوسی در نظر گرفته شده است. در شبیه‌سازی، پرتو پروتون قبل از ورود به نازل از  $100 \text{ mm}$  هوا می‌گذرد، پس از خروج از دیافراگم<sup>۱</sup> نهایی و قبل از ورود به فانتوم آب با ابعاد  $60 \times 60 \times 60 \text{ cm}^3$ ،  $57 \text{ mm}$  دیگر در هوا طی می‌کند. تالی‌ها<sup>۲</sup> در فانتوم دز جذبی را به‌عنوان تابعی از عمق، در  $6000$  قطعه، هر یک به ضخامت  $0.1 \text{ mm}$ ، که در امتداد محور مرکزی پرتو قرار گرفته‌اند جمع‌آوری می‌کنند. هندسه بالا در کد شبیه‌ساز GATE شبیه‌سازی و نتایج حاصل از توزیع عمق-دز در فانتوم آب به دست آمده و با اندازه‌گیری‌های صورت گرفته توسط اتافک یونش مقایسه شد (شکل ۶) [۲۱].

### ۳. نتایج

در بخش ۲.۲ و ۳.۲ نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج تجربی مقایسه و صحت شبیه‌سازی انجام گرفته جهت بررسی موارد ذکر شده در بخش ۱.۲، مورد بررسی قرار گرفت. با اطمینان از صحت شبیه‌سازی، می‌توان سایر پارامترهای مربوط به دو سیستم را تحت شرایط یکسان مورد بررسی قرار داد. در شکل ۷ مقایسه بین منحنی عمق-دز برای سیستم‌های مختلف و تحت شرایط یکسان انجام گرفته است.

از نمودار توزیع عمق-دز، می‌توان کمیات مهمی را ارزیابی کرد که نمایی از آن در شکل ۸ نشان داده شده است.



شکل ۹. نمودار توزیع دز- عمق برای پروتون با انرژی  $212.2 \text{ MeV}$  [۲۱].  
 $\times 100$  (اندازه‌گیری) / (شبیه‌سازی - اندازه‌گیری) = خطا (%)

1. Aperture
2. Tallys

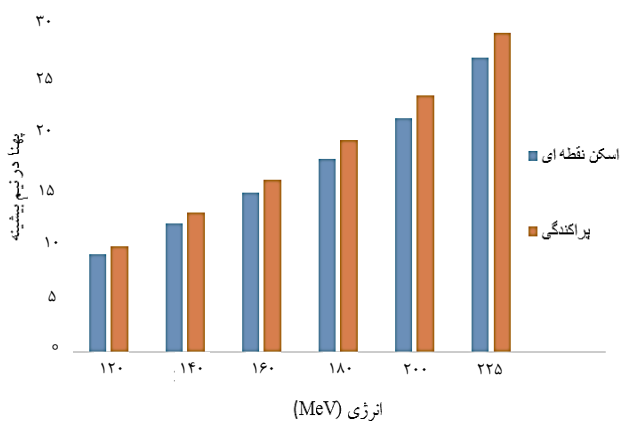


جهت به حداقل رساندن دز در بافت سالم، نواحی داخلی تر حجم درمانی مورد هدف قرار بگیرند.

جدول ۴. مقایسه برد به دست آمده از شبیه‌سازی سیستم‌های مختلف در انرژی‌های ۱۲۰، ۱۴۰، ۱۶۰، ۱۸۰، ۲۰۰ و ۲۲۵ MeV

خطا (درصد)*	پراکندگی (mm)	اسکن نقطه‌ای (mm)	انرژی (MeV)
۰٫۵۴۷	۱۱۰٫۲	۱۰۹٫۶	۱۲۰
۱٫۳	۱۴۵٫۰	۱۴۳٫۱	۱۴۰
۱٫۶	۱۸۳٫۷	۱۸۰٫۸	۱۶۰
۰٫۷۶۶	۲۲۳٫۵	۲۲۱٫۸	۱۸۰
۱٫۰۵	۲۶۷٫۸	۲۶۵	۲۰۰
۰٫۷۶۸	۳۲۷٫۷	۳۲۵٫۲	۲۲۵

\* اسکن نقطه‌ای / (پراکندگی - اسکن نقطه‌ای)



شکل ۹. مقایسه پهنا در نیم بیشینه برای روش‌های مختلف تحویل پرتو.

۴.۳ نسبت دز تخلیه‌شده در قله به دز ورودی

کمیت نسبت دز در قله به دز ورودی پارامتر مهمی است که در طراحی درمان مزیت پروتون‌ها و ذرات سنگین محسوب می‌شود [۲۵]. این کمیت را می‌توان مشابه درصد دز عمقی تعریف کرد. در جدول ۵ نتایج شبیه‌سازی‌ها برای این کمیت در روش‌های مختلف تحویل پرتو ذکر شده است. خطای این کمیت نسبت به روش اسکن نقطه‌ای سنجیده شده و در انرژی‌های مختلف توسط معادله تعریف می‌شود

$$RPE_D = \frac{D_{ij} - D'_{ij}}{D_{ij}} \times 100 \quad (3)$$

که  $D_{ij}$ ، دز در قله به دز ورودی سیستم اسکن نقطه‌ای و  $D'_{ij}$ ، دز در قله به دز ورودی سیستم مبتنی بر پراکندگی می‌باشد.

جدول ۳. مقایسه محل قله براگ آمده از شبیه‌سازی سیستم‌های مختلف در انرژی‌های ۱۲۰، ۱۴۰، ۱۶۰، ۱۸۰، ۲۰۰ و ۲۲۵ MeV

انرژی (MeV)	اسکن نقطه‌ای (mm)	پراکندگی (mm)	خطا (درصد)*
۱۲۰	۱۲۱٫۴	۱۲۱٫۱	۰٫۲۴۷
۱۴۰	۱۷۶٫۵	۱۷۷٫۲	۰٫۳۹۵
۱۶۰	۲۱۳٫۵	۲۱۴٫۷	۰٫۵۵۸
۱۸۰	۲۶۰٫۴	۲۶۱٫۳	۰٫۳۴۴
۲۰۰	۳۰۰	۳۰۱٫۳	۰٫۴۳۱
۲۲۵	۳۳۷٫۴	۳۴۰٫۳	۰٫۸۵۲

\* اسکن نقطه‌ای / (پراکندگی - اسکن نقطه‌ای)

۲.۳ برد پرتو

کمیت مهم دیگر که در مباحث مربوط به طراحی درمان پروتون‌ها تعریف می‌شود، برد پرتو می‌باشد. برد فیزیکی به محلی اطلاق می‌شود که پرتو به ۸۰ درصد دز اولیه خود می‌رسد [۲۶]. هم‌چنین بنا به تعریف، برد کلینیکی پرتو محلی است که در آن دز به ۹۰ درصد مقدار قله خود افت می‌کند [۱۹]. این برد از نقطه‌نظر ایمنی و درمانی بیش‌تر مورد اهمیت بوده، و ما در این بررسی برد کلینیکی را مورد قیاس قرار داده‌ایم. با این تفسیر مقایسه بین برد پرتو در سیستم‌های مختلف در جدول ۴ گزارش شده است.

ملاحظه می‌شود که همواره برد پرتو در روش‌های مبتنی بر پراکندگی نسبت به روش اسکن نقطه‌ای بیش‌تر است. این اختلاف که به‌صورت میانگین حدود ۱ درصد می‌باشد، نشان می‌دهد که در روش مبتنی بر پراکندگی افت انتهایی دز دیرتر اتفاق می‌افتد، لذا کنترل‌پذیری و پوشش لبه‌ها در این روش نسبت به روش اسکن نقطه‌ای سخت‌تر می‌باشد.

۳.۳ پهنا در نیم بیشینه<sup>۱</sup>

با مقایسه این کمیت بین دو روش مختلف تحویل پرتو، می‌توان نشان داد که تطبیق‌پذیری کدام‌یک با بافت هدف بیش‌تر است. تیز بودن نمودار عمق-دز، امکان کنترل بیش‌تر روی لبه‌ها و تحویل دقیق‌تر دز را فراهم می‌کند. مقایسه نتایج به‌دست‌آمده برای شبیه‌سازی این کمیت، در شکل ۹ نشان داده‌شده است.

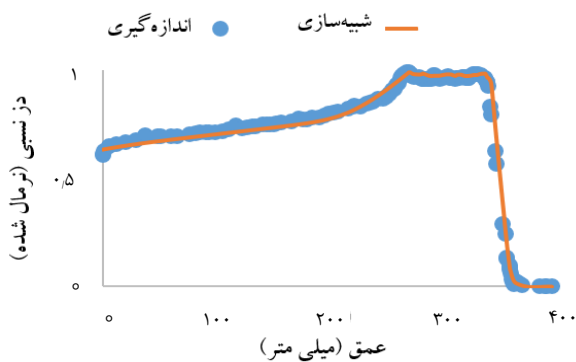
مشاهده می‌شود که پهنا در نیم بیشینه برای سیستم‌های پراکندگی بیش‌تر به‌صورت میانگین ۸ درصد از سیستم‌های مبتنی بر اسکن نقطه‌ای بیش‌تر بوده و در انرژی‌های بالا این اختلاف بیش‌تر می‌شود. لذا، نقاطی از حجم درمانی موردنظر که در ناحیه افزایش دز قرار می‌گیرند بیش‌تر می‌شود، این امر کنترل‌پذیری پرتو روی تومور را کاهش داده و باعث می‌شود

1. FWHM

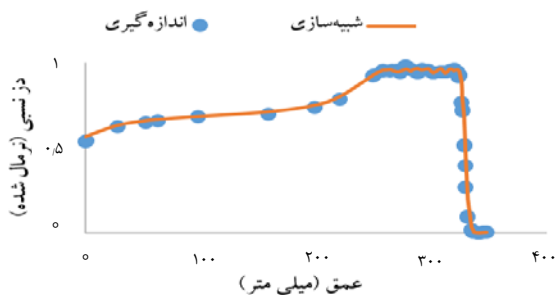


داده شده است. جهت دستیابی به این کمیت در روش اسکن فعال از طرح پیشنهادی XIO TPS برای تحویل ۱/۵ گری دز در فانتوم مکعبی به ابعاد  $7 \times 7 \times 7 \text{ cm}^3$  در نظر گرفته شده در فانتوم اصلی به‌عنوان هدف استفاده شده که در آن از یک میدان با ۱۱ زیرلایه جهت پوشش یک ناحیه ۷ سانتی‌متری در فانتوم آب استفاده شده است.

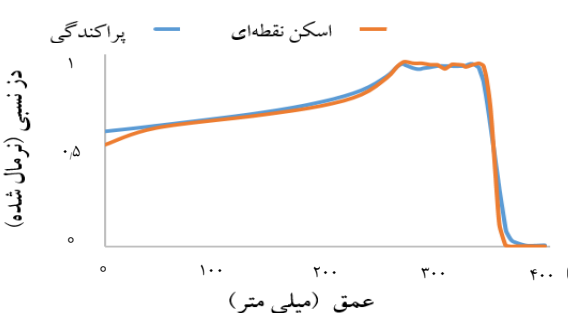
به دلیل این که تحت شرایط یکسان دسترسی به داده تجربی مقدور نبود، ابتدا شبیه‌سازی‌ها با مقادیر تجربی مقایسه شدند، سپس تحت شرایط و مفروضات یکسان بین سیستم اسکن نقطه‌ای و پراکندگی در شکل ۱۲ مقایسه انجام شد.



شکل ۱۰. مقایسه پخش‌شدگی قله براگ برای روش مبتنی بر پراکندگی با داده تجربی [۲۶، ۲۱].



شکل ۱۱. مقایسه پخش‌شدگی قله براگ برای روش مبتنی بر اسکن نقطه‌ای با داده تجربی [۲۰].



شکل ۱۲. مقایسه پخش‌شدگی قله براگ برای روش مبتنی بر پراکندگی و روش اسکن نقطه‌ای ناشی از شبیه‌سازی.

جدول ۵. مقایسه نسبت دز در قله به دز ورودی به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی

سیستم‌های مختلف	انرژی (MeV)	اسکن نقطه‌ای	پراکندگی	خطا (درصد)*
	۱۲۰	۵،۵۴	۵،۶۵	-۲
	۱۴۰	۵،۳۸	۴،۹۵	-۸
	۱۶۰	۵،۲۴	۴،۹۷	-۵،۱
	۱۸۰	۴،۹	۴،۶۸	-۴،۵
	۲۰۰	۴،۶۸	۴،۱۶	-۱۱
	۲۲۵	۴،۴۳	۴،۰۷	-۸،۱

\* اسکن نقطه‌ای / (پراکندگی - اسکن نقطه‌ای)

با توجه به نتایج مندرج در جدول مشاهده می‌شود که نسبت دز در قله به دز در ورودی (نرمال شده) برای سیستم پراکندگی بین ۲ تا ۱۱ درصد بیش‌تر روش اسکن نقطه‌ای می‌باشد. به‌نوعی می‌توان گفت در روش پراکندگی، با توجه به برهم‌کنش‌های پرتو با اجزای مختلفی که در مسیر پرتو و در نازل وجود دارند، شار ذرات ثانویه تولیدی نسبت به روش اسکن نقطه‌ای که اجزای نازل تأثیر حداقلی (نسبت به روش پراکندگی) در کیفیت انرژی پرتو دارند بیش‌تر می‌شود، در نتیجه دز وارد شده به پوست یا سایر اجزای در مسیر پرتو تا تومور، با اختلاف نشان داده شده در جدول بیش‌تر می‌شود. می‌توان نتیجه گرفت که در روش‌های مبتنی بر پراکندگی نسبت به روش اسکن نقطه‌ای دز وارد شده به پوست و ارگان‌های سالم قبل از تومور به طرز چشمگیری افزایش پیدا می‌کند.

### ۵.۳ گسترش قله براگ<sup>۱</sup>

در پروتون‌درمانی به‌منظور این که پرتو کل تومور را در برگیرد باید پرتو را روی تومور حرکت داد. در روش‌های مبتنی بر پراکندگی این کار توسط اجزایی که در مسیر پرتو قرار دارند انجام می‌شود، در مقابل در روش اسکن نقطه‌ای می‌توان جهت رسیدن به پوشش سراسری روی تومور از تغییر پیوسته انرژی پرتو استفاده کرد.

حرکت پرتو روی تومور منجر به تشکیل ناحیه‌ای به‌عنوان گسترش قله براگ می‌شود. جهت مقایسه این کمیت، ابتدا یک ناحیه فرضی در فانتوم آب در نظر گرفته شد و در سیستم پراکندگی از مدولاتور و در سیستم اسکن نقطه‌ای از تغییر متوالی انرژی پرتو جهت دستیابی به گسترش قله براگ استفاده شد. شکل ۱۰ مقایسه گسترش قله براگ ناشی از شبیه‌سازی و داده تجربی برای سیستم پراکندگی را نشان می‌دهد. این مقایسه برای سیستم اسکن فعال در شکل ۱۱ نشان

### 1. Spread out Bragg-Peak (SOBP)



برای این سیستم درمانی است. در بخش ۵.۳ با رسم منحنی پخش‌شدگی قله براگ، می‌توان تمام نتایج قبلی را تصدیق کرد، مشاهده می‌شود که در روش اسکن نقطه‌ای بهتر می‌توان حجم تومور را پوشش داد و دز کم‌تری به بافت‌های سالم رساند. نکته حایز اهمیت در این مقایسه این است که محل پیک در هر دو روش با نتایج کلینیکی تطابق خوبی داشته، اما مشاهده می‌شود که با افزایش انرژی، عموماً، نسبت‌های دزیمتری در روش پراکندگی نسبت به روش اسکن نقطه‌ای افزایش پیدا می‌کند.

مقایسه صورت گرفته در این پژوهش با مقادیر اندازه‌گیری شده اعتبارسنجی، و صحت آن‌ها تأیید شد. لذا اعتقاد ما بر این است که بررسی‌های صورت گرفته در این پژوهش توانایی تعمیم به سایر دستگاه‌های پروتون‌درمانی (غیر از آنچه بررسی شد) را دارند.

## مراجع

1. R.R. Wilson, *Radiological use of fast protons*, *Radiology*, **47(5)**, 487-491, (1946). *J. Clerk Maxwell, A Treatise on Electricity and Magnetism, 3rd ed., vol. 2. Oxford: Clarendon, 68-73 (1892).*
2. P. ICRU, *Recording, and Reporting Proton-Beam Therapy International Commission on Radiation Units and Measurements Report 78*, Bethesda, MD, (2007).
3. A. Koehler, R. Schneider, J. Sisterson, *Range modulators for protons and heavy ions*, *Nuclear Instruments and Methods*, **131(3)**, 437-440, (1975). *R. Nicole, Title of paper with only first word capitalized, J. Name Stand. Abbrev., in press.*
4. A. Koehler, R. Schneider, J. Sisterson, *Flattening of proton dose distributions for large-field radiotherapy*, *Medical Physics*, **4(4)**, 297-301 (1977).
5. E. Piruzan, N. Vosoughi, H. Mahani, *A Fast and Accurate GATE Model for Small Field Scattering Proton Beam Therapy. In 2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, *IEEE*, 1-5 (2020, June).
6. T. Kanai, et al., *Spot scanning system for proton radiotherapy*, *Medical physics*, **7(4)**, 365-369 (1980).
7. T. Furukawa, et al., *Performance of the NIRS fast scanning system for heavy-ion radiotherapy*, *Medical Physics*, **37 (11)**, 5672-5682 (2010).
8. B. Marchand, D. Prieels, B. Bauvir, *Ion Beam Applications s.a. (IBA)*.
9. K. Langen, M. Zhu, *Concepts of PTV and robustness in passively scattered and pencil beam scanning proton therapy*, *In Seminars in Radiation Oncology*, **28(3)**, 248-255 (WB Saunders) (2018, July).

مشاهده می‌شود که در روش اسکن نقطه‌ای افت انتهایی دز زودتر اتفاق می‌افتد، برد فیزیکی در روش پراکندگی برای حالت گسترش قله براگ ۴ درصد بیش‌تر یوده و نسبت دز تخلیه‌شده در ناحیه مدولاسیون حدود ۱ درصد کم‌تر است. دز ورودی به بافت در روش اسکن نقطه‌ای در حالت گسترش قله براگ ۵/۸ درصد کم‌تر است حالت پراکندگی است تطبیق‌پذیری دز با حجم هدف دقیق‌تر است و دز واردشده به سایر بافت‌ها کاهش چشم‌گیر دارد.

## ۴. بحث و نتیجه‌گیری

امروزه درمان تومورهای سرطانی توسط ذرات با توجه به ویژگی‌های برجسته آن‌ها در تحویل دز رو به افزایش است. روش‌های مختلفی که برای پروتون‌درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند، علی‌رغم برتری آن‌ها نسبت به فوتون‌ها نسبت به یک دیگر نیز باید مورد مقایسه قرار بگیرند.

در این پژوهش روش‌های اصلی تحویل دز در پروتون‌درمانی شبیه‌سازی و کمیات مهمی مانند محل قله براگ، برد، پهنا در نیم بیشینه، نسبت دز در قله به دز ورودی و پخش‌شدگی قله براگ روی حجم هدف در فانتومی مکعبی از جنس آب و برای انرژی‌های مختلف بررسی و مقایسه شدند. مشخص شد که عملکرد روش‌های مبتنی بر اسکن نقطه‌ای در پروتون‌درمانی نسبت به روش‌های مبنی بر پراکندگی بهتر است. با وجود این که در محل قله اختلاف قابل‌توجهی در دو روش مشاهده نمی‌شود اما برد پروتون‌ها در روش‌های پراکندگی در حدود ۱ درصد بیش‌تر است. لذا شیب افت آن‌ها کم‌تر بوده و باعث عدم توانایی کافی در تطبیق دز روی حجم مورد بررسی هستند، در مقابل در فرایند اسکن نقطه‌ای این افت با شیب بیش‌تری اتفاق افتاده که درمان را کنترل‌پذیرتر می‌کند. در بخش ۳.۳ نشان داده شد پهنا در نیم بیشینه منحنی توزیع عمق- دز در روش اسکن نقطه‌ای به‌صورت متوسط ۸ درصد کم‌تر از روش پراکندگی است، تیزتر بودن این منحنی نشان‌دهنده تطبیق‌پذیری بهتر پرتو روی تومور می‌باشد. کمیت دیگری مورد بررسی نسبت دز در قله به دز ورودی به حجم هدف بود که با مقایسه این کمیت این نتیجه حاصل شد که در روش اسکن نقطه‌ای نسبت به پراکندگی غیرفعال دز منتقل‌شده به پوست و بافت سالم اطراف به طرز چشم‌گیری کم‌تر بوده و در بیش‌تر موارد ۸ درصد کاهش را نشان می‌دهد. نتایج نشان دادند که درصد دز عمقی برای یک عمق یکسان، در روش پراکندگی به‌مراتب بیش‌تر از روش اسکن نقطه‌ای بوده که در امور بالینی، مزیتی قابل‌توجه

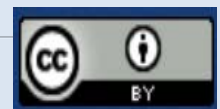




10. M. Chuong, et al, *Pencil beam scanning versus passively scattered proton therapy for unresectable pancreatic cancer*, *Journal of Gastrointestinal Oncology*, **9(4)**, 687 (2018).
11. M.V. Mishra, et al, *Proton beam therapy delivered using pencil beam scanning vs. passive scattering/uniform scanning for localized prostate cancer: Comparative toxicity analysis of PCG 001-09*, *Clinical and Translational Radiation Oncology*, **19**, 80-86 (2019).
12. B.S. Athar, H. Paganetti, *Comparison of second cancer risk due to out-of-field doses from 6-MV IMRT and proton therapy based on 6 pediatric patient treatment plans*, *Radiotherapy and Oncology*, **98(1)**, 87-92 (2011).
13. S. Jan, et al, *GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy*, *Physics in Medicine & Biology*, **56(4)**, 881 (2011).
14. Geant4-Website 2012b <http://geant4.cern.ch/>.
15. 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).
16. E. Seravalli, et al, *Monte Carlo calculations of positron emitter yields in proton radiotherapy*, *Physics in Medicine & Biology*, **57(6)**, 1659 (2012).
17. R. Gaizauskas, *GATE User Guide*, (1996).
18. L. Grevillot, *Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4*, *Physics in Medicine & Biology*, **56(4)**, 903 (2011).
19. L. Grevillot, *A Monte Carlo pencil beam scanning model for proton treatment plan simulation using GATE/GEANT4*, *Physics in Medicine & Biology*, **56(16)**, 5203 (2011).
20. H. Shu, *Scanned Proton Beam Performance and Calibration of the Shanghai Advanced Proton Therapy Facility*, *MethodsX*, **6**, 1933-1943 (2019).
21. S.D. Randeniya, et al., *Intercomparison of Monte Carlo radiation transport codes MCNPX, GEANT4, and FLUKA for simulating proton radiotherapy of the eye*, *Nuclear Technology*, **168(3)**, 810-814 (2009).
22. Newhauser, Wayne, et al., *Monte Carlo simulations of a nozzle for the treatment of ocular tumours with high-energy proton beams*, *Physics in Medicine & Biology*, **50(22)**, 5229 (2005).
23. M. Engelsman, et al, *Commissioning a passive-scattering proton therapy nozzle for accurate SOBPs delivery*, *Medical Physics*, **36(6Part1)**, 2172-2180 (2009).
24. R. Pietrzak, et al, *Comparison of depth-dose distributions of proton therapeutic beams calculated by means of logical detectors and ionization chamber modeled in Monte Carlo codes*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **826**, 55-59 (2016).
25. Khan, Faiz M., and John P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*, *Lippincott Williams & Wilkins*, (2014).
26. T. Bortfeld, W. Schlegel, *An analytical approximation of depth-dose distributions for therapeutic proton beams*, *Physics in Medicine & Biology*, **41(8)**, 1331 (1996).

**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، سیدابوالفضل حسینی، ناصر وثوقی (۱۴۰۱)، ارزیابی کمیات دزیمتری در روش‌های پراکندگی غیرفعال و اسکن نقطه‌ای در پروتون درمانی مبتنی بر شبیه‌سازی صورت گرفته با نرم‌افزار GATE. ۱۰۰، ۳۴-۴۲.

**DOR:** 20.1001.1.17351871.1401.43.2.4.9

**Url:** [https://jonsat.nstri.ir/article\\_1381.html](https://jonsat.nstri.ir/article_1381.html)

