

## استفاده از یک روش اصلاحی در محاسبه مشخصات هندسی چرخ تعدیل‌گر برد در پروتون‌تراپی به روش پراکندگی غیرفعال

زهرا طباطباییان<sup>۱</sup>، مهدی صادقی<sup>۲\*</sup>

۱. گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، صندوق پستی: ۴۶۹۷-۱۹۳۹۵، تهران - ایران  
۲. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، کدپستی: ۶۱۸۳-۱۴۱۵۵، تهران - ایران

### مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۸/۱/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۸/۷/۲

### چکیده

در درمان تومورها به روش پروتون‌تراپی، باریکه‌ی پرتوی خروجی از سینکروترون یک پرتوی تک‌انرژی است که پس از ورود به بافت هدف، قسمت زیادی از انرژی خود را به یک نقطه انتقال می‌دهد. برای درگیر کردن کل بافت تومور، دو رهیافت وجود دارد که یکی از آنها، که در این پژوهش به آن پرداخته شده است، روش پراکندگی غیرفعال است. در این روش پرتوی پروتون برای پوشش دادن کل حجم تومور باید از یک پراکننده‌ی دوار به نام چرخ تعدیل‌گر برد عبور کند. این پراکننده در هر دور چرخش خود ضخامت‌های متفاوتی از ماده را بر سر راه پرتو پروتون قرار می‌دهد و در نتیجه پرتوی تک‌انرژی را به یک طیف انرژی کم‌تر، که در عمق کم‌تری از بافت جذب می‌شود، تبدیل می‌نماید. هدف این روش دستیابی به یک منحنی جذب انرژی است که در ناحیه‌ی تومور دارای بیشینه مسطح باشد و پس از عبور از این ناحیه به سرعت به صفر برسد. بررسی تأثیر مواد و تغییرات هندسی اجزای پراکننده در مسیر پرتوی پروتون موضوع قابل‌توجهی است که بر شکل منحنی جذب مؤثر است. در این پژوهش با استفاده از ابزار Geant4، که براساس روش مونت‌کارلو کار می‌کند، این سیستم پراکننده شبیه‌سازی شده است. محاسبه‌ی مشخصات هندسی چرخ تعدیل‌گر برد به طوری که به منحنی جذب مسطح در محدوده‌ی تومور منجر شود، موضوعی است که به روش‌های مختلف به آن پرداخته شده است. در این پژوهش با نوشتن یک برنامه‌ی پایتون با الگوریتم اصلاحی، یک منحنی مسطح قابل‌قبول حاصل شده است.

**کلیدواژه‌ها:** شبیه‌سازی، مونت‌کارلو، Geant4، پروتون‌تراپی، چرخ تعدیل‌گر برد

## An iterating method to investigate the geometry of range modulation wheel in passive proton therapy

Z. Tabatabaeian<sup>1</sup>, M. Sadeghi<sup>2\*</sup>

1. Department of Physics, Payame Noor University, P.O.Box: 19395-4697, Tehran - Iran  
2. Medical Physics Department, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Postalcode: 14155-6183, Tehran - Iran

### Research Article

Received 20.4.2019, Accepted 24.9.2019

### Abstract

In the treatment of the tumors using proton therapy, the synchrotron emits a monoenergetic beam that transports most of its energy in a special position after entering the target. There are two approaches to invading the entire tumor tissue. One of these methods, which the present work deals with, is known as passive scattering. The proton beam should be passed through a rotating scatterer, called modulation wheel, to cover the total volume of the tumor. This scattering device, in its turning, places different thicknesses of materials on the path of the proton and converts this monoenergetic beam to a spectrum with lower energy. This beam is absorbed in the lower depth of the tissue. The goal of this approach is to achieve an energy absorption curve with a maximum flat area in the tumor volume and a fast reduction to zero after passing through the tumor. Investigating the effect of materials and the geometric changes of the dispersive components in the path of the proton beam is a significant issue affecting the shape of the absorption curve. Using the Geant4 toolkit which is based on the Monte Carlo method, this dispersive system was simulated. The calculation of the geometric characteristics of the range modulator wheel, which leads to a flattened absorption curve in the tumor area, has been studied in the literature. In the present work, a Python program with an iterative algorithm has been written to design an acceptable plane curve.

**Keywords:** Simulation, Monte Carlo, Geant4, Proton therapy, Range modulation wheel

\*Email: msadeghi@yahoo.com

## ۱. مقدمه

تشکیل شده است. این قطاعها از یک لایه ماده با عدد اتمی بالا مانند سرب و یک لایه از ماده با عدد اتمی پایین مانند یک نوع پلاستیک به نام لگزان تشکیل شده‌اند. عدد اتمی بالا پراکندگی زاویه‌ای بیش‌تری را برای پرتو ایجاد می‌نماید و عدد اتمی پایین منجر به یک تغییر تدریجی در میزان انرژی پرتو خواهد شد [۶].

برای دستیابی به SOBP بهینه، محاسبه‌ی زاویه و ضخامت هر قطاع از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. برای به دست آوردن این داده‌های هندسی، از برخی روش‌های تحلیلی یا شبیه‌سازی استفاده می‌شود. در سال ۲۰۰۴، گاتسچاک در دانشگاه هاروارد یک نرم‌افزار مربوط به MCNP به نام NEU را برای محاسبه خواص هندسی اولین و دومین پراکننده‌ی نازل طراحی کرد [۷]. جیا در سال ۲۰۱۶ یک RMW را با شبیه‌سازی با استفاده از Geant4 طراحی نموده است [۸]. در این پژوهش، نقش هر کدام از اجزای نازل پروتون‌تراپی غیرفعال در نمودار SOBP نشان داده شده و در ادامه با استفاده از یک برنامه‌نویسی به زبان پایتون خصوصیات هندسی یک RMW که منجر به SOBP قابل قبولی شود، مطالعه شد.

## ۲. مدل و شبیه‌سازی

برای بررسی تغییرات انرژی پرتوهای پروتون و نحوه‌ی جذب آن‌ها در بافت موردنظر، از ابزار Geant4 استفاده شده است. Geant4 که براساس روش شیء‌گرا<sup>۳</sup> و به زبان برنامه‌نویسی C++ نوشته شده است، یک کد متن‌باز<sup>۴</sup> بوده که اثرات برهم‌کنش‌های پرتو با ذرات محیط را به روش مونت‌کارلو محاسبه می‌کند. برحسب نوع پرتوی ورودی، هندسه‌ی محیط و مواد تشکیل‌دهنده‌ی محیط، مسئله تعریف می‌شود و نتیجه‌ی نهایی به‌صورت ماکروسکوپیک یا میکروسکوپیک تحت عنوان انرژی جذب شده، دز جذبی، تعداد ذرات و ... ارائه می‌شود. متغیری به نام لیست فیزیکی<sup>۵</sup> نوع برهم‌کنش‌ها را برای ذرات ورودی تعیین می‌کند. در محاسبات پژوهش حاضر از QGSP\_BIC\_EMY به عنوان لیست فیزیکی مناسب برای هادرون‌تراپی استفاده شده است [۹]. براساس این لیست، برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی و هسته‌ای و ... محاسبه

از میان روش‌های درمان سرطان، درمان با تابش هادرون‌ها به دلیل ایجاد کم‌ترین آسیب به سلول‌های سالم اطراف تومور، روش مناسب‌تری محسوب می‌شود [۱]. تابش پرتو می‌تواند برای برخی از بافت‌ها مانند مغز و کبد خطرناک باشد. برای سرطان کودکان این موضوع حساس‌تر خواهد بود [۲-۴].

پرتوی تک‌انرژی پروتونی که برای درمان تومور استفاده می‌شود، هنگام خروج از سینکروترون بین ۱۶۰ تا ۲۳۰ MeV انرژی دارد. این انرژی باعث می‌شود پرتو در بافت بدن نفوذ کرده و انرژی خود را به هدف سرطانی انتقال دهد [۵]. این دسته پرتوی تک‌انرژی، قسمت بیش‌تر انرژی خود را در عمق خاصی از بدن، که به انرژی پرتو بستگی دارد، از دست می‌دهد. بنابراین پرتوی پرتون تک‌انرژی تنها یک نقطه از بدن را مورد هدف قرار می‌دهد. برای توزیع این انرژی در کل حجم بافت بدخیم از دو روش استفاده می‌شود. یک روش، جاروب کردن نقطه به نقطه است که در آن پرتو تک‌انرژی توسط دو جفت آهن‌ربا در راستاهای X و Y که مسیر پرتو را در این دو جهت تغییر می‌دهد و نیز یک کاهنده‌ی انرژی که در راستای Z عمق جذب را کاهش می‌دهد تمام حجم تومور جاروب می‌شود. روش دیگر که در این پژوهش به آن پرداخته شده است، پراکندگی غیرفعال نام دارد. در این روش، با ایجاد پراکندگی بر روی پرتوی پروتون تک‌انرژی، طیفی از ذرات با انرژی‌های مختلف تولید می‌شود که دارای عمق نفوذ متفاوتی نسبت به یک‌دیگر بوده و بدین‌ترتیب با استفاده از پراکندگی در انرژی و مسیر حرکت ذرات پروتون، همه‌ی حجم تومور سرطانی مورد تابش قرار می‌گیرد [۶].

منحنی جذب انرژی پروتون‌ها در بافت هدف باید در محل تومور یک بیشینه یکنواخت داشته باشد؛ بدین‌معنی که محل تومور بیش‌ترین انرژی را دریافت نماید و به تمام نقاط آن، انرژی به‌طور یکنواخت برسد. این منحنی جذب را SOBP<sup>۱</sup> می‌نامند. برای رسیدن به این هدف در روش پروتون‌تراپی غیرفعال، مهم‌ترین ابزار یک چرخ تعدیل برد<sup>۲</sup> (RMW) می‌باشد. این چرخ که دارای سطح مقطع دایره‌ای است، از قطاع‌هایی با ضخامت‌های مختلف که کنار هم قرار گرفته‌اند،

3. Objective Oriented Programming

4. Open Source

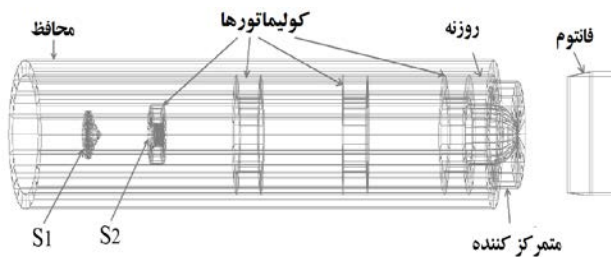
5. Physics List

1. Spread Out Bragg Peak

2. Rotating Modulation Wheel

می‌باشد [۴]. شکل ۱ نمای کلی نازل پروتون‌تراپی را نشان می‌دهد و مشخصات عددی آن در جدول ۱ گزارش شده است. پراکننده اول که با S1 نشان داده می‌شود، به فاصله‌ی ۳۰ cm از چشمه قرار دارد و شامل چند قطاع با ضخامت‌های مختلف است. هر قطاع از دو لایه ماده سرب و لگزان ساخته شده که ضخامت هر کدام برای به دست آوردن SOBP مورد نیاز قابل محاسبه است. S1 در ۱۴۴۰ اجرا هر بار ۰/۲۵ درجه چرخیده است. ۱۵۰۰ پروتون از چشمه به سمت فانتوم شلیک شده‌اند. در نهایت تمام انرژی‌های جذب شده در این ۱۴۴۰ اجرا که حاصل از حدود ۲ میلیون ذره می‌باشد، با هم جمع شده است. با چرخاندن S1 سعی شده است یک توزیع یکنواخت به ناحیه‌ی تومور فرضی واقع در فانتوم برسد. شکل ۲ یک RMW که با Geant4 شبیه‌سازی شده را نمایش می‌دهد. پراکننده دوم یا S2 که به فاصله ۸۰ cm از چشمه قرار دارد، از دو لایه سرب و لگزان تشکیل شده ولی دارای تقارن زاویه‌ای است. این پراکننده داخل یک موازی‌ساز استوانه‌ای به شعاع داخلی ۶/۵ cm و شعاع خارجی ۱۰ cm قرار گرفته است. فیلتر S2 برای متمرکز کردن پروتون‌ها و کاهش اتلاف آن‌ها بعد از S1 قرار می‌گیرد.

سرب با عدد اتمی بالاتر نسبت به لگزان باعث پراکندگی بیشتر و کاهش کم‌تر انرژی پروتوی ورودی می‌شود؛ درحالی‌که لگزان با داشتن اتم‌هایی با هسته‌های سبک‌تر، پراکندگی زاویه‌ای کم‌تری بر روی پروتون ورودی اعمال می‌کند ولی انرژی آن را بیش‌تر کاهش می‌دهد [۷، ۱۰]. ضخامت هر قطاع و درصد وزنی آن برای S1 و ضخامت حلقه‌ها و شعاع داخلی و خارجی آن‌ها در S2 برحسب موقعیت و خصوصیات تومور و SOBP مورد نیاز با نرم‌افزار NEU محاسبه می‌گردد [۱۱].



شکل ۱. طرح‌واره‌ای از نازل که پروتون از آن عبور می‌کند.

می‌شوند. اگرچه در قسمت مثال‌های آماده‌ی کد، برنامه‌ی Hadrontherapy نیز وجود دارد، ولی استفاده از مثال ساده‌تر Run & event موجود در قسمت مثال‌ها و اعمال تغییرات موردنظر، مانند نوع و تعداد ذره‌ی ورودی، هندسه و مواد تشکیل‌دهنده‌ی قسمت‌های مختلف سیستم، ساده‌تر به نظر می‌رسد.

## ۱.۲ ساده‌ترین حالت

این مسئله در چند مرحله ساخته شد. در ابتدا یک چشمه نقطه‌ای تعداد صد هزار پروتون با انرژی یکسان را در امتداد مثبت محور Z ها به یک فانتوم مکعبی از آب به ابعاد  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  می‌تاباند. آشکارسازی به ابعاد  $10 \times 10 \times 40 \text{ cm}^3$  برای محاسبه مقدار جذب انرژی در مرکز فانتوم قرار گرفته است. با توجه به این‌که دز جذب شده با انرژی جذب شده تقسیم بر جرم آشکارساز برابر است، انرژی جذب شده‌ی نسبی و دز نسبی مقادیر یکسانی دارند.

## ۲.۲ تأثیر تیغه لگزان یا سرب بر پرتوی پروتون

در مرحله‌ی بعد، به این سیستم ساده یک دیسک به شعاع ۱۰ cm از جنس سرب یا لگزان با ضخامت‌های مختلف در فاصله بین چشمه و فانتوم اضافه شده است. دیسک از چشمه‌ی نقطه‌ای ۱۰ cm فاصله دارد و در نهایت، به جای تیغه‌ی سرب یا لگزان یک نازل پروتون‌تراپی بر سر راه پرتو قرار داده می‌شود.

## ۳.۲ هندسه‌ی نازل

سیستم مورد مطالعه شامل یک چشمه نقطه‌ای است که تعداد یک میلیون پروتون را با انرژی ۲۳۰ MeV به یک فانتوم (نمونه) از جنس آب در فاصله ۳ متری خود گسیل می‌کند. نازل در مسیر پرتو بین چشمه و فانتوم قرار دارد. شدت و انرژی پرتو خروجی توسط اجزای داخل نازل کنترل می‌شود. این اجزا شامل دو پراکننده S1 و S2، چهار موازی‌ساز<sup>۲</sup>، یک روزنه<sup>۳</sup> و یک متعادل‌کننده<sup>۴</sup> و پوشش<sup>۵</sup> نازل به صورت استوانه‌ای ای است. S2 دارای قطر داخلی ۲/۵ cm و قطر خارجی ۸ cm

1. Scatterer
2. Collimator
3. Aperture
4. Compensator
5. Shielding

جدول ۱. مشخصات هندسی اجزای نازل پروتون تراپی

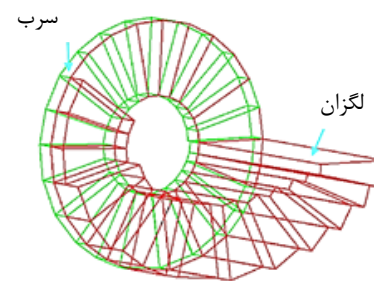
هندسه	شعاع داخلی (cm)	شعاع خارجی (cm)	طول (cm)	مکان (cm)	جنس
پوشش	۲۰	۲۵	۲۵۰	(۰، ۰ -۴۵)	براس
S۱	۲	۸	متغیر	(۵، ۰ -۲۹۰)	سرب و لگزان
S۲	۰	۶٫۵	متغیر	(۰، ۰ -۲۴۰)	سرب و لگزان
موازی‌ساز ۱	۶٫۵	۱۰	۴	(۰، ۰ -۲۴۰)	براس
موازی‌ساز ۲	۱۲٫۵	۲۰	۲۰	(۰، ۰ -۱۹۰)	براس
موازی‌ساز ۳	۱۲٫۵	۲۰	۲۰	(۰، ۰ -۱۲۰)	براس
موازی‌ساز ۴	۱۲٫۵	۲۰	۲۰	(۰، ۰ -۷۵)	براس
روزنه	۱۰	۲۰	۲۰	(۰، ۰ -۵۵)	براس
متمرکزکننده	۰	۱۸	۱۰	(۰، ۰ -۱۵۰)	رزین ABS

ماتریس با نسبت دادن ضرایب به هر ستون از اعداد و جمع بستن روی آن‌ها به یک دز مجموع دست خواهیم یافت. با اصلاح این ضرایب در هر حلقه‌ی تکرار می‌توان وزن‌های بهینه برای محاسبه‌ی یک دز یکنواخت را محاسبه نمود. با توجه به این‌که سرب پراکندگی زاویه‌ای زیادی ایجاد می‌کند و از این‌رو ذرات زیادی به این دلیل از دست خواهند رفت، در این قسمت استفاده از لگزان برای اهداف این مسئله کفایت می‌کند.

برای ارزیابی نمودار SOBPs به دست آمده به این روش، پارامترهایی نظیر نیم‌سایه‌ی ۱۰٪-۹۰٪، نیم‌سایه‌ی ۸۰٪-۲۰٪،  $M_{95}$  و نیز میزان یکنواختی<sup>۱</sup> آن مورد محاسبه قرار می‌گیرد.  $D_{mean}$  به عنوان دز ۱۰۰٪ در نظر گرفته می‌شود.  $M_{95}$  فاصله‌ی افقی بین دو نقطه از نمودار است که دز جذب آن‌ها ۹۵٪ دز میانگین می‌باشد. محدوده‌ی عملی<sup>۲</sup> فاصله‌ی افقی بین دو نقطه از نمودار است که دز جذبی آن‌ها ۹۰٪ دز میانگین می‌باشد. برای به دست آوردن میزان یکنواختی از رابطه‌ی زیر استفاده می‌شود [۱۲]:

$$F = \frac{(|D - D_{mean}|)_{\max}}{D_{mean}} \cdot 100 \quad (2)$$

1. Flatness
2. Practical Range



شکل ۲. شکل ساده‌ای از S۱

اگر  $i$  شماره هر قطاع از  $S_1$ ،  $D_i$  دز پرتوی عبوری از همان قطاع، و  $A_i$  زاویه‌ی هر قطاع باشد، روابط زیر بین آن‌ها برقرار است، که در آن وزن مربوط به هر ضخامت، زاویه‌ی آن قطاع را نمایش می‌دهد.

$$D_{total} = \sum_i W_i D_i$$

$$W_i = \frac{A_i}{360^\circ} \quad (1)$$

۴.۲ محاسبه‌ی یک  $S_1$  جدید با استفاده از یک الگوریتم اصلاحی برای پیدا کردن زاویه و ضخامت هر قطاع، یک برنامه‌ی پایتون با الگوریتم اصلاحی نوشته شده است. ابتدا با قرار دادن یک تیغه سرب یا لگزان با ضخامت‌های مختلف سر راه پرتوی پروتون، میزان جذب در عمق‌های مختلف فانتوم محاسبه می‌شود. سپس با قرار دادن این داده‌های عددی در یک

## ۳. نتایج و بحث

ابتدا در ساده‌ترین نمونه، منحنی انرژی جذب شده‌ی صدهزار ذره پروتون با انرژی‌های ۱۰۰، ۱۲۰، ۱۴۰، ۱۶۰، ۱۸۰، ۲۰۰، ۲۲۰ و ۲۳۰ MeV برحسب عمق نفوذ در فانتوم آب با ابعاد  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  محاسبه و در شکل ۳ نمایش داده شده است.

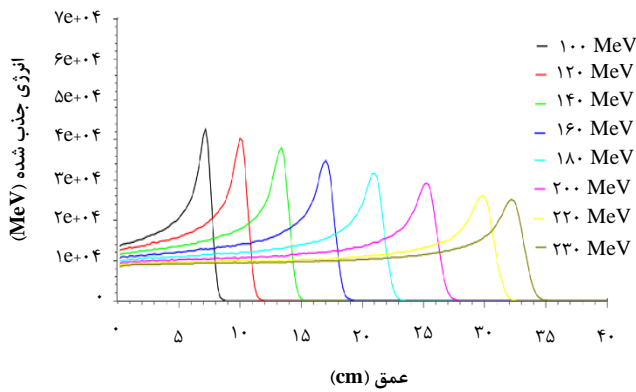
با توجه به نتایج به دست آمده، عمق نفوذ، یعنی عمق قله‌ی جذب برای هر انرژی، هم‌خوانی قابل‌قبولی با گزارش‌های تجربی و مراجع معتبر دارد [۱۳، ۱۴].

در مرحله دوم نازل شکل ۱ در مسیر یک میلیون پروتون تابانده شده از یک منبع نقطه‌ای قرار گرفته است تا پس از پراکندگی به فانتوم آب به ابعاد  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  برسد. خصوصیات هندسی نازل از مراجع [۱۱، ۱۵] استخراج شده است. SOBP به دست آمده از این داده‌ها نمودار مشکی‌رنگ گزارش شده در شکل ۴ می‌باشد که سهم اصلی پراکندگی در آن مربوط به S1 است. با این حال برای بررسی تأثیر S2 و موازی‌سازها، حذف و اضافه کردن این اجزا سهم آن‌ها را در منحنی جذب به صورت شکل ۴ نمایش می‌دهد.

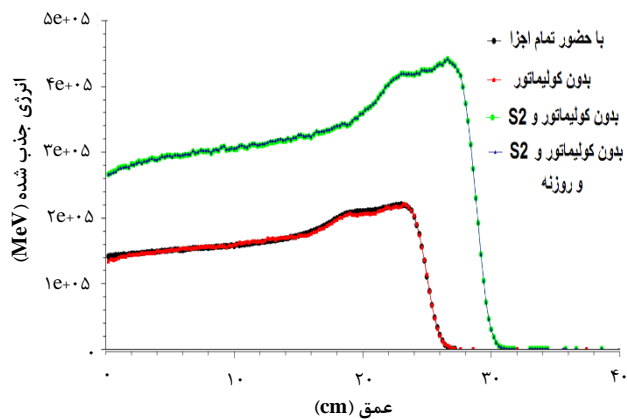
اگرچه وجود موازی‌سازها و روزنه تأثیری بر دز جذبی ندارد، ولی S2 منطقه هموار جذب را به سطح نزدیک‌تر نموده و آن را هموارتر ساخته است.

در مرحله بعد در فاصله‌ی بین فانتوم و منبع و به فاصله‌ی ۱۰ سانتی‌متری از منبع، یک دیسک سربی با ضخامت متغیر قرار گرفته که باعث پراکندگی صدهزار ذره پروتون خارج شده از منبع می‌شود. انرژی جذب شده در عمق‌های مختلف فانتوم در شکل‌های ۵ و ۶ نشان داده شده است تا اثر ضخامت سرب بر پراکندگی و عمق نفوذ پروتون در آب مشخص گردد و بتوان با استفاده از این نتایج، به روش اصلاح ضرایب به یک پراکننده‌ی S1 جدید دست یافت.

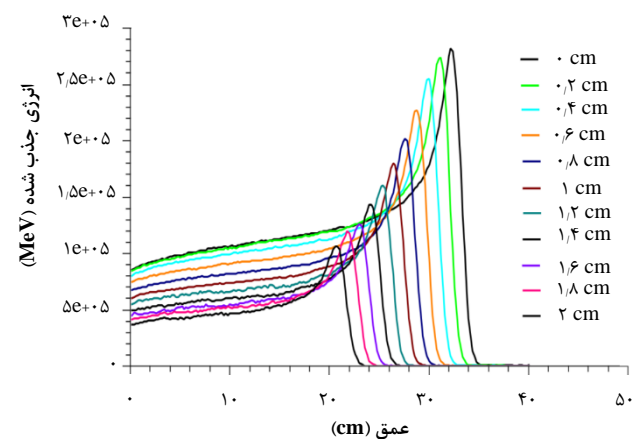
شکل‌های ۵، ۶ و ۷ پراکندگی زیاد پرتوها در اثر عبور از تیغه‌ی سربی را نشان می‌دهد. اختلاف نمودارهای ۵ و ۶ نشان‌گر اتلاف تعداد زیادی از ذرات به اطراف آشکارساز مرکزی می‌باشد.



شکل ۳. انرژی جذب شده در عمق فانتوم  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  برای پرتوی پروتونی با انرژی‌های مختلف ۱۰۰، ۱۲۰، ۱۴۰، ۱۶۰، ۱۸۰، ۲۰۰، ۲۲۰ و ۲۳۰ MeV.



شکل ۴. تأثیر موازی‌سازها و S2 بر SOBP.

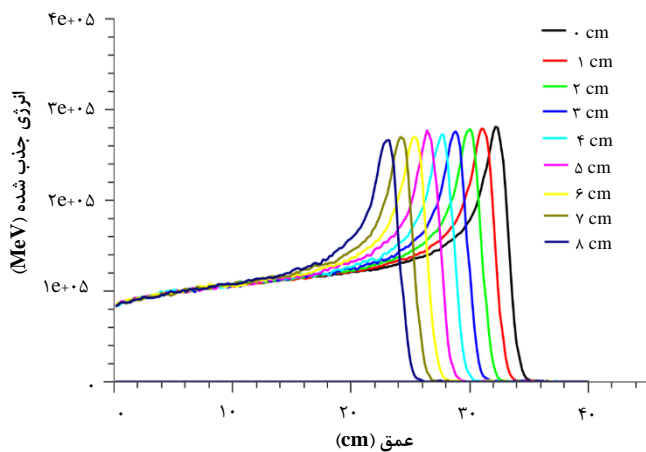


شکل ۵. انرژی جذب شده در آشکارساز  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  بلندترین قله مربوط به جذب صدهزار ذره پروتون ۲۳۰ MeV می‌باشد. با قرار دادن تیغه‌ی سربی به ضخامت ۲ تا ۲۰ mm عمق نفوذ کاهش می‌یابد.

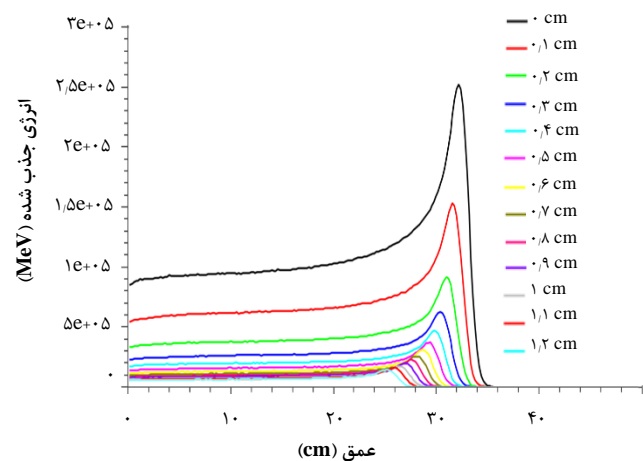
مقدار کمتری کاهش می‌دهد و اثر سرب در کاهش انرژی پروتون ۵ برابر بیش‌تر از لگزان است. علاوه بر این، شکل‌های ۸ و ۹ نشان می‌دهند که تیغه لگزان کاهش زیادی در انرژی پرتوی پروتونی ایجاد نمی‌کند و علت کاهش زیاد دز در شکل ۹، پراکندگی زاویه‌ای می‌باشد.

برای دستیابی به یک نمودار جذب SOBP از روش الگوریتم اصلاحی استفاده می‌شود. داده‌های به دست آمده از شکل‌های ۵ تا ۹ برای به دست آوردن ضرایب جدید، مورد استفاده قرار می‌گیرند. نتایج به دست آمده به صورت ضرایب وزنی و ضخامت قطعات‌های مختلف در جدول ۲ قابل مشاهده است. با توجه به این‌که پراکندگی زاویه‌ای ایجاد شده توسط لگزان کافی است، می‌توان از به کار بردن سرب صرف‌نظر کرد. طبق رابطه‌ی (۱)، وزن قطعات ما را به زاویه‌ی مربوط به آن راهنمایی می‌کند. نتیجه‌ی حاصل از این ضرایب، نمودار SOBP گزارش شده در شکل ۱۱ می‌باشد. نمودارهای داخلی نمودارهایی هستند که تحت تأثیر هر قطعه از انرژی آن‌ها کاسته شده است. مجموع کل نمودارهای جذب SOBP را نتیجه می‌دهد.

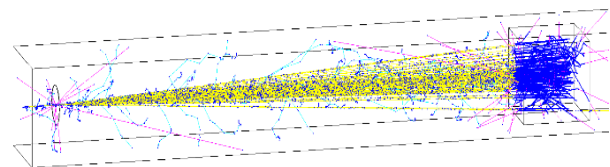
نمودار SOBP حاصل، با پارامترهایی مانند میزان یکنواختی و اختلاف نیم‌سایه‌ها و محدوده‌ی عملی در جدول ۳ مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل ۸. انرژی جذب شده در آشکارساز  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ . بلندترین قله مربوط به جذب صد هزار ذره پروتون  $230 \text{ MeV}$  می‌باشد. با قرار دادن تیغه‌ی لگزان به ضخامت ۱ تا ۸ cm، عمق نفوذ کاهش می‌یابد.

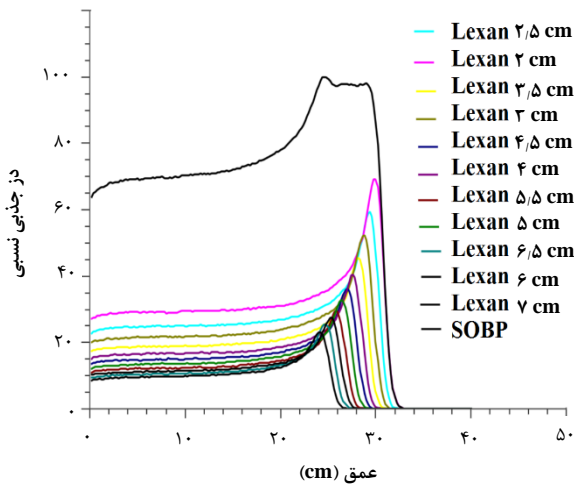


شکل ۶. انرژی جذب شده در آشکارساز  $10 \times 10 \times 40 \text{ cm}^3$ . بلندترین قله مربوط به جذب صد هزار ذره پروتون  $230 \text{ MeV}$  می‌باشد. با قرار دادن تیغه‌ی سربی به ضخامت ۱ تا ۱۲ mm عمق نفوذ کاهش می‌یابد.

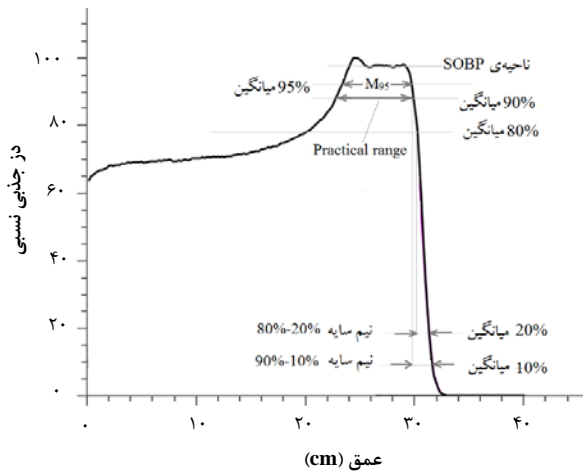


شکل ۷. پراکندگی از دیسک سربی با ضخامت ۰.۲ cm.

نتایج مقایسه‌ی نمودار سرب و لگزان قابل‌تأمل است. آیا کاهش سریع در قله‌ی جذب نشان از جذب بالا در تیغه‌ی سربی دارد؟ پروتون در اثر برخورد الکترومغناطیسی با سرب، با یک زاویه‌ی پراکندگی نسبتاً زیاد منحرف می‌شود در حالی‌که تغییر زیادی در انرژی آن ایجاد نمی‌شود. ولی چرا پس از عبور از تیغه‌ی سربی قله‌ی جذب کاهش می‌یابد؟ جواب در همین زاویه‌ی پراکندگی نهفته است. تعداد زیادی از پروتون‌ها به دلیل پراکندگی، از مسیر اصلی پرتو منحرف شده و بدون رسیدن به فانتوم به اطراف پراکنده می‌شوند. همین نکته دلیل کاهش جذب انرژی در فانتوم است. این موضوع در اختلاف دو نمودار ۵ و ۶ مشاهده می‌شود. افت زیاد دز جذبی پس از محدود کردن ابعاد آشکارساز نشان‌دهنده‌ی پراکندگی زاویه‌ای است. شکل ۱۰، که مربوط به شبیه‌سازی Geant4 است، نیز مؤید همین مطلب است. با این حال ضخامت کمی از سرب انرژی پرتوی پروتونی را به سرعت کاهش می‌دهد. این در حالی است که همین میزان کاهش انرژی با ضخامت پنج برابر در لگزان حاصل می‌شود. یعنی عبور از لگزان انرژی پرتو پروتونی را به



شکل ۱۱. منحنی SOBP به دست آمده از روش اصلاح ضرایب.

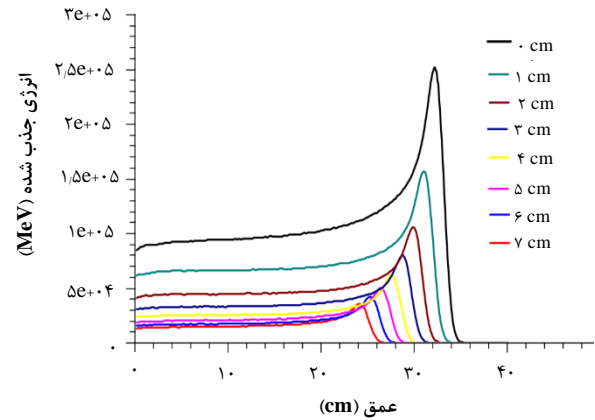


شکل ۱۲. بررسی خصوصیات نمودار SOBP.

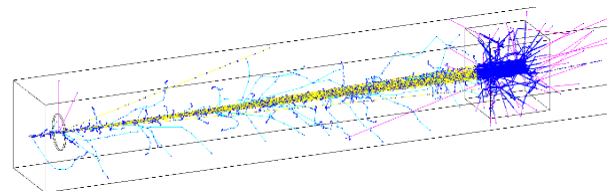
۴. نتیجه گیری

پارامترهای ارزیابی نمودار SOBP نظیر میزان یکنواختی، اختلاف نیم سایه ها و محدوده‌ی عملی در شکل ۱۲ مشخص شده است که در جدول ۳ مقدار آن‌ها قابل مشاهده است. استوانه‌ی محافظ و موازی‌ساز بر روی دز جذب شده اثری ندارند ولی برای توقف ذرات در اطراف نازل و آشکارساز ضروری هستند. RMW برای تولید SOBP برای دز جذب مهم است. با یک برنامه‌ی اصلاحی می‌توان زاویه و ضخامت بخش‌ها را برای تولید SOBP به دست آورد. دقت مطلوب ۳٪ برای منطقه SOBP قابل قبول است.

با بالا بردن دقت در ضخامت، ما می‌توان یک SOBP هموارتر به دست آورد. با یک برنامه تکراری می‌توان یک RMW ساده طراحی کرد؛ اما برای به دست آوردن منحنی دقیق‌تر بهتر است دیسک‌های بیش‌تری از لگزان با ضخامت‌های دقیق‌تر مورد استفاده قرار گیرند.



شکل ۹. انرژی جذب شده در آشکارساز  $10 \times 10 \times 40 \text{ cm}^3$  بلندترین قله مربوط به جذب صدهزار ذره پروتون ۲۳۰ MeV می‌باشد. با قرار دادن تیغه‌ی لگزان به ضخامت ۱ تا ۷ cm عمق نفوذ کاهش می‌یابد.



شکل ۱۰. تأثیر دیسک لگزان با ضخامت ۱ cm.

جدول ۲. پارامترهای به دست آمده S1

شماره قطعه	وزن قطعه	زاویه‌ی قطعه (deg)	ضخامت لگزان (cm)
۱	۰٫۴۹۵۸۴۳	۱۷۸٫۵۰	۲
۲	۰٫۰۹۴۲۷۴	۳۳٫۹۴	۳
۳	۰٫۰۷۴۱۵۸	۲۶٫۷۰	۳٫۵
۴	۰٫۰۱۴۶۷۵	۵٫۲۸	۴
۵	۰٫۱۴۳۴۸۳	۵۱٫۶۵	۴٫۵
۶	۰٫۰۸۸۷۸۳۶	۳۱٫۹۶	۶
۷	۰٫۰۸۸۷۸۳۶	۳۱٫۹۶	۶٫۵

جدول ۳. خصوصیات نمودار SOBP

یکنواختی (%)	نیم سایه (%۸۰-٪۲۰)	نیم سایه (%۹۰-٪۱۰)	M <sub>0.5</sub> (mm)	محدوده‌ی عملی (mm)
۳	۱۱٫۴	۱۶٫۸	۶۳٫۶	۷۲٫۳

## مراجع

1. E.J. Hall, *Radiobiology for the Radiologist*, fifth ed. (Williams & Wilkins, Philadelphia, 2012).
2. D. Haas-Kogan, et al, *National Cancer Institute Workshop on Proton Therapy for Children: Considerations Regarding Brainstem Injury*, *International Journal of Radiation Oncology*, **101** (1), 152-168 (2018).
3. K.A. Higgins, e.al. *National Cancer Database Analysis of Proton Versus Photon Radiation Therapy in Non-Small Cell Lung Cancer*, *International Journal of Radiation Oncology*, **97**, 128-137 (2017).
4. A. Tran, et al. *Treatment planning comparison of IMPT, VMAT and 4 $\pi$  radiotherapy for prostate cases*. *Radiation Oncology*, **12** (1), 10, (2017).
5. J.M. Ryckman, *Using MCNPX to calculate primary and secondary dose in proton therapy*. M. S. Thesis. Georgia Institute of Technology, 2009.
6. D.W. Newhauser and R. Zhang, *The physics of proton therapy*, *Physics in Medicine & Biology*, **60**, 155 –209 (2015).
7. B. Gottschalk, *Passive Beam Spreading in Proton Radiation Therapy*, Laboratory, H.H.E.P. (Ed.), *Harvard High Energy Physics Laboratory*, (2004). <http://huhepl.harvard.edu/~gottschalk>.
8. S.B. Jia, et al. *Designing a range modulator wheel to spread-out the Bragg peak for a passive proton therapy facility*. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment*. **9**, 101-108 (2016).
9. G.A.P. Cirrone, et al, *Hadrontherapy: a Geant4-Based Tool for Proton/Ion-Therapy Studies*, *Progress in Nuclear Science and Technology*, **2**, 207-212 (2011).
10. T. Bortfeld , H. Paganetti, H. Kooy, *Proton Beam Radiotherapy-The State of the Art*, *New Technologies in Radiation Onchology*, **32**, 2048-2049 (2005).
11. F. Guan, *Application of dynamic monte carlo technique in proton beam radiotherapy using Geant4 Simulation toolkit*, PhD Thesis. Texas A&M University, (2012).
12. D. Nichiporov, et al. *Beam characteristics in two different proton uniform scanning systems: A side-by-side comparison*, *Medical Physics*, **39**(5), 2558-2568 (2012).
13. M.J. Berger, J.S. Coursey, M. A. Zucker, J. Chang, *Stopping-Power & range tables for electrons, protons and helium ions*, *NIST Standard Reference Database*. <https://www.nist.gov/pml/stopping-power-range-tables-electrons-protons-and-helium-ions>.
14. C.A. Tobias, et al. *Pituitary irradiation with high-energy proton beams a preliminary report*, *Cancer Research*, **18** (2), 121-141 (1958).
15. F. Guan, *Design and simulation of passive-scattering nozzle in proton beam radiotherapy*, Graduate Studies of Texas A&M University. Texas A&M University, (2009).