



کربن‌تراپی تومورهای مغزی و اثر عناصر تشکیل‌دهنده فانتوم بر محاسبات دز با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

ماریا احمدی^۱، سید محمد متوالی^{۱*}، پیوند طاهرپور^۲

۱. گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران، صندوق پستی: ۴۱۶-۴۷۴۱۵، بابلسر - ایران

۲. گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، صندوق پستی: ۴۱۶۳۵-۱۹۱۴، رشت - ایران

*Email: motavali@umz.ac.ir

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۹/۱۱/۱۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۴۰۰/۱/۱۴

چکیده

به‌دلیل ویژگی‌های منحصر به فردی که از لحاظ مکان تخلیه دز برای کربن‌ها وجود دارد، این مطالعه به بررسی کربن‌تراپی تومورهای مغزی با استفاده از ابزار GEANT4 پرداخته است. برای دیدن اثر ماده فانتوم در محاسبات دزیمتری، سه فانتوم متشکل از بافت مغز، بافت نرم و آب در نظر گرفته شد. تومور کروی‌شکل در مرکز مغز در نظر گرفته شده و قله براگ در مرکز تومور به دست آمد. تفاوت مکان تخلیه دز برای هر سه فانتوم متفاوت در نظر گرفته شده است به‌طوری‌که این تفاوت برای فانتوم مغز و بافت نرم حدود ۳ mm و برای بافت نرم و آب حدود ۴ mm است. توزیع دز عمقی ذرات ثانویه نشان می‌دهد که فوتون‌ها بخش اعظم انرژی خود را نزدیک به سطح تخلیه می‌کنند، در حالی که برای ذرات آلفا و پروتون در عمق فانتوم و در قله براگ رخ می‌دهد. همچنین دز تخلیه شده در تومور، بیش از صد برابر دز تخلیه شده در بافت سالم مغز و ده هزار برابر بیش‌تر از اندام‌هایی مانند غده‌های تیموس و تیروئید است. نتایج این پژوهش تأیید می‌کند در طراحی درمان باید بیش‌ترین تلاش برای استفاده از فانتوم‌های واقعی‌تر صورت پذیرد.

کلیدواژه‌ها: کربن‌تراپی، تومور مغزی، قله براگ، شبیه‌سازی مونت کارلو

Carbon therapy of brain tumors and the effect of phantom compositions on dose calculations using Monte Carlo simulations

M. Ahmadi¹, S.M. Motevali^{1*}, P. Taherparvar²

1. Department of Nuclear Physics, Faculty of Sciences, University of Mazandaran, P.O.BOX: 47417-416, Babolsar, Iran

2. Department of Physics, Faculty of Sciences, University of Guilan, P.O.BOX: 41635-1914, Rasht, Iran

Research Article

Received 30.1.2021, Accepted 3.4.2021

Abstract

Due to the unique properties of carbons in depth-dose deposition, this study investigated the carbon therapy of brain tumors using the Geant4 toolkit. To see the effect of phantom material on the dose calculations, three phantoms consisting of realistic brain tissue, soft tissue, and water were considered. The spherical tumor was considered at the center of the brain and the Bragg peak was calculated at the center of the tumor. The dose deposition in depth was different for all three phantoms, so that this difference is about 3 mm for the Bragg peak in the brain phantom and soft tissue phantom, and about 4 mm for the Bragg peak in the soft tissue and water. The depth dose distribution of the secondary particles indicates that the photons deposit most of their dose close to the surface, while for alpha and protons it depends on the Bragg peak depth. Also, the deposited dose in the tumor is more than one hundred times larger than the deposited dose in the brain healthy tissue, and ten thousand times higher than the organs such as the thymus gland and thyroid. The results of this investigation confirmed that more effort should be made to use more realistic phantoms in treatment design.

Keywords: Carbon therapy, Brain tumor, Bragg peak, Monte Carlo simulation



۱. مقدمه

پس از کشف پرتوهای ایکس توسط رونتگن، توانایی این نوع پرتوها در تشخیص و درمان تومورهای سرطانی آشکار شد و کاربرد گسترده‌ای در این زمینه پیدا کرد. این کاربردها در دهه‌های اخیر به سرعت پیشرفت کرده است. هدف اصلی پرتودرمانی، رساندن بیشترین مقدار انرژی به بافت‌های سرطانی و کمترین مقدار انرژی به بافت‌های سالم اطراف تومور می‌باشد. بر همین اساس، شیوه‌های گوناگونی برای رسیدن به این هدف ابداع شده است. فن‌آوری پیشرفته پرتودرمانی با شدت کنترل‌شده یکی از این پیشرفت‌ها است که امکان پرتودهی از زوایای گوناگون را فراهم می‌کند. هرچند با به‌کارگیری این فنون، کارایی پرتودرمانی با پرتوهای ایکس افزایش یافته است، اما افت نمایی شدت در پرتوهای الکترومغناطیسی، که منجر به توزیع نمایی انرژی برجای گذاشته‌شده در بافت‌های بدن می‌شود، یک محدودیت ذاتی است و این امر سبب می‌شود نتوان انرژی پرتوها را به‌طور کامل بر روی تومورها متمرکز کرد [۱]. این محدودیت پژوهش‌گران را وادار کرده است به دنبال راهکارهای دیگری باشند. جای‌گزینی باریکه‌هایی با اثرات زیست‌شناختی بیشتر به جای تابش‌های الکترومغناطیسی راهی مناسب به نظر می‌رسید و یکی از این راهکارها، استفاده از نوترون‌ها بود. نوترون‌ها نیز مانند پایون‌ها، در مقایسه با پرتوهای ایکس، اثرات زیست‌شناختی زیادی بر روی سلول‌ها دارند و می‌توان از آن‌ها استفاده کرد. اما اثرات مخرب آن‌ها بر روی بافت‌های سالم و عدم کنترل آن بر روی تومورهای سرطانی یکی از مشکلات به‌کارگیری نوترون‌ها در پرتودرمانی است [۲، ۳].

پدیده افزایش انرژی به جای گذاشته شده در محیط در انتهای برد ذرات باردار به‌هنگام نفوذ درون مواد، عامل مهمی بود که ذهن پژوهش‌گران را به این سو متمرکز کرد. یک ذره باردار سنگین تقریباً در یک مسیر مستقیم در ماده حرکت می‌کند. برتری اصلی ذرات باردار سنگین نسبت به ذرات دیگر، نوع توزیع عمق دز آن‌ها است. این نوع توزیع عمق دز به افتخار ویلیام براگ، توزیع براگ نامیده می‌شود. برای یک ذره باردار تک‌انرژی، در ابتدا با افزایش عمق، دز به آرامی افزایش پیدا می‌کند که این قسمت تقریباً خطی، پلاتو نامیده می‌شود. اما در انتهای برد این افزایش به دلیل کاهش انرژی ذرات، به صورت تیزتری ادامه می‌یابد که این افزایش سریع در انتهای برد ذره، قله براگ نامیده می‌شود. این توزیع عمق-دز، ذرات باردار

سنگین را برای درمان تومورهای عمیق مناسب ساخته و هم‌چنین آسیب به بافت‌های سالم اطراف تومور را به حداقل می‌رساند [۴، ۵]. محدودیت‌های موجود در پرتودرمانی‌های معمولی سبب شد که کاربرد ذرات باردار (مانند پروتون و یون‌های سنگین) به دلیل دارا بودن ویژگی‌های منحصر به فرد، برای پرتودرمانی بسیار مورد توجه قرار گیرد و سرانجام با ساخته شدن نخستین شتاب‌گر سیکلوترونی در آزمایشگاه لارنس برکلی، برای اولین بار پرتودرمانی با باریکه‌های پروتونی به صورت بالینی انجام شد [۶-۱۰]. در همین زمان شیوه پهن کردن قله براگ نیز در سنکروترون آپسالا در سوئد، برای درمان تومورهای گسترده ابداع شد که گامی مؤثر در توسعه این روش بود [۴]. شکل ۱ مقایسه بین نمایه دز نسبت به عمق نفوذ را برای انواع پرتوها نشان می‌دهد. این مقایسه، برتری استفاده از ذرات باردار در پرتودرمانی را آشکار می‌کند [۱۱].

اثرات زیست‌شناختی یون‌های سنگین‌تر از پروتون نیز سبب شد که پرتودرمانی با ذرات باردار دیگر هم مورد توجه قرار گیرد، به‌طوری‌که امکان درمان با استفاده از انواع یون‌ها از باریکه‌های پروتونی تا یون‌های نئون در پژوهش‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است. هم‌چنین مروری جامع بر پرتودرمانی با ذرات باردار را می‌توان در پژوهش کرافت، در GSI دید [۱۲، ۱۳]. ساخت اولین مرکز اختصاصی پرتودرمانی با ذرات باردار سنگین در سال ۱۹۸۴ در ژاپن به انجام رسید که این مرکز به‌طور ویژه برای اهداف درمانی طراحی شده بود و در سال ۱۹۶۹، پروژه ساخت اولین مرکز کربن‌درمانی به نام GSI در هایدلبرگ آلمان با اهداف پژوهشی و درمانی آغاز شد. آغاز به کار رسمی بخش درمانی این مرکز در سال ۲۰۰۹ بود که با نام مرکز درمانی با باریکه‌های یونی هایدلبرگ شروع به کار کرد [۱۴]. تاکنون کربن‌تراپی تقریباً در مورد انواع بدخیمی‌ها از جمله بدخیمی‌های داخل جمجمه، بدخیمی‌های سر و گردن، سرطان‌های اولیه و متاستاتیک ریه، تومورهای دستگاه گوارش، سرطان‌های پروستات و دستگاه تناسلی، بدخیمی‌های پوستی، سرطان پستان، بدخیمی‌های زنان و سرطان‌های کودکان مورد بررسی قرار گرفته است [۱۵]. ذرات باردار به‌وسیله شتاب‌دهنده خطی، سیکلوترون‌ها و سینکروترون‌ها شتاب داده می‌شوند تا به انرژی بالا برسند.



۱) ذرات ثانویه تولید شده در سیستم‌های انتقال پیش از ورود باریکه به بدن که می‌توان تا حدودی با قرار دادن حفاظ‌های مناسب نسبت به حذف آن‌ها اقدام نمود و ۲) ذرات ثانویه ناشی از برهم‌کنش‌های هسته‌ای باریکه فرودی با بافت‌های بدن، که با تکنیک‌های مکانیکی نمی‌توان آن‌ها را حذف نمود و تنها گزینه پیش‌رو، محاسبه دز دریافتی بافت‌ها در اثر این پرتوها جهت تخمین میزان ریسک سرطان‌های ثانویه است [۱۷].

در مطالعه حاضر به بررسی روش کربن تراپی برای درمان تومورهای مغزی پرداخته شده است. با توجه به این‌که در محاسبات دزیمتری از فانتوم آب و در برخی موارد بافت نرم استفاده می‌شود، هدف از این مطالعه انجام محاسبات برای هر سه فانتوم آب، بافت نرم و مواد واقعی مغز و مقایسه نتایج است. چگونگی توزیع دز عمقی ذرات ثانویه برای هر سه فانتوم و مقدار دز رسیده به اندام‌های غیرهدف با استفاده از ابزار مونت‌کارلو GEANT4 محاسبه شده‌اند.

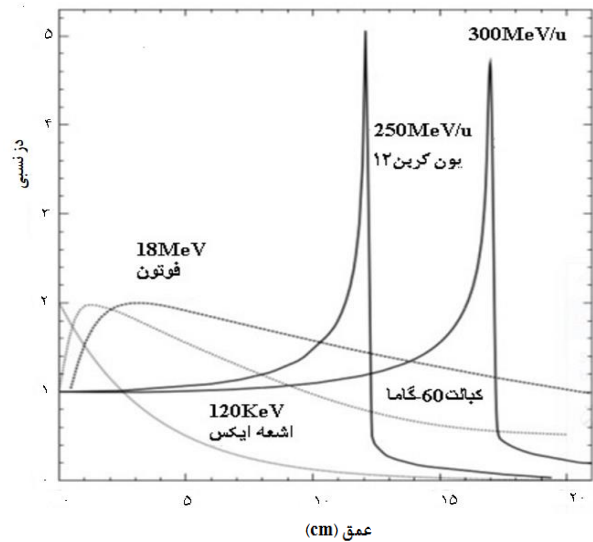
۲. مواد و روش‌ها

۲.۱ روش مونت‌کارلو

مهم‌ترین روش محاسباتی مورد استفاده در بررسی اثرات پرتوها و ذرات در محیط، روش مونت‌کارلو است. کدهای مونت‌کارلو متعددی جهت بررسی اثرات تابش در محیط توسعه یافته‌اند که با عنوان کدهای ترابرد ذره شناخته می‌شوند. از جمله این کدها می‌توان به MCNP، EGS4، PENELOPE و GEANT4 اشاره کرد. عمده این کدها بیش‌ترین توسعه خود را در مطالعات دزیمتری در ابعاد مختلف انجام داده‌اند. روش مونت‌کارلو از نمونه‌گیری تصادفی برای محاسبه نتایج استفاده می‌کند و برای محاسبه نتایج بر نمونه‌گیری‌های تکرار شونده تصادفی استوار است [۱۸]. ابزار شبیه‌سازی GEANT4 در سال ۱۹۷۰ میلادی ایجاد شد. این ابزار به‌صورت مجموعه نرم‌افزاری رایگان، شامل ترکیبی از ابزارهای کلیدی می‌باشد که به‌طور دقیق قابلیت ترابرد ذرات در ماده را فراهم می‌کند که در این مطالعه برای انجام شبیه‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفته است [۱۹، ۲۰].

۲.۲ اعتبارسنجی محاسبات

برای انجام شبیه‌سازی، در ابتدا برای اعتبارسنجی برنامه نوشته شده مطابق با یکی از مطالعات انجام شده در زمینه کربن تراپی فانتوم آبی به ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ شبیه‌سازی شد [۲۱]. چشمه کربن با انرژی 1374 MeV در فاصله 1 cm از مکعب قرار داده شد. چشمه از نوع سطحی با شعاع 1 cm است. قله



شکل ۱. مقایسه نمایه‌های دز برحسب عمق نفوذ (cm) برای پرتوهای ایکس، گامای ناشی از کبالت و یون‌های کربن [۱۱].

شتاب‌دهنده‌های خطی متداول، برای شتاب دادن ذرات باردار سنگین‌تر تا انرژی‌های بالاتر مورد نیاز در پرتودرمانی مناسب نیستند، چون در ساختار این شتاب‌دهنده‌ها توان میدان الکتریکی برای ساخت یک دستگاه کوچک پرتودرمانی کافی نیست. بنابراین امروزه از سیکلوترون‌ها و سینکروترون‌ها به‌عنوان شتاب‌دهنده اصلی در درمان استفاده می‌کنند؛ زیرا قابلیت تولید پرتوهای با انرژی و شدت کافی در پرتودرمانی را دارا هستند. اگرچه سیکلوترون‌ها می‌توانند پرتو با شدت بالا را تولید کنند، ولی در تغییرپذیری انرژی محدودیت داشته و نسبت به سینکروترون‌ها وزن بیشتری دارند. سینکروترون‌ها وزن کمی دارند و می‌توانند پرتو با انرژی‌های مختلفی تولید کنند ولی جریان پرتو ضعیف‌تر است. سنکروترون ذرات باردار را تا انرژی‌های دقیق مورد نیاز در درمان شتاب می‌دهد و بنابراین به‌گونه‌ای عمل می‌کند تا ناحیه قله براگ پهن شده بدون به‌کارگیری مدولاتور برد، در هر عمقی تولید شود. این در حالی است که سیکلوترون در یک انرژی بیشینه ثابت کار می‌کند و برای پهن کردن قله براگ در هر عمقی به مدولاتور برد نیاز دارد [۱۶].

کربن‌ها علاوه بر برهم‌کنش‌های کولنی و هم‌چنین پراکندگی هسته‌ای کشسان، دستخوش پراکندگی‌های ناکشسان هسته‌ای نیز می‌شوند، که طی آن ذرات ثانویه نظیر فوتون، پروتون‌های ثانویه و ... تولید می‌شوند. ذرات ثانویه می‌توانند به نقاط دور از بافت هدف برسند و انرژی خود را در بافت‌های دور از هدف ذخیره کنند. ذرات ثانویه دو منشأ متفاوت دارند که می‌توانند موجب افزایش ریسک سرطان‌های ثانویه شوند:



جدول ۱. درصدهای وزنی عناصر تشکیل دهنده فانتومها

عناصر	بافت نرم	مغز	جمجمه	آب
H	۰٫۱۰۵	۰٫۱۰۷	۰٫۰۶۵۴۷۰۹	۲
C	۰٫۲۵۶	۰٫۱۴۵	۰٫۵۳۶۹۴۴	
N	۰٫۰۲۷	۰٫۰۲۲	۰٫۰۲۱۵	
O	۰٫۶۰۲	۰٫۷۱۲	۰٫۳۲۰۸۵	۱
Na	۰٫۰۰۱	۰٫۰۰۲	-	-
P	۰٫۰۰۲	۰٫۰۰۴	-	-
S	۰٫۰۰۳	۰٫۰۰۲	-	-
Cl	۰٫۰۰۲	۰٫۰۰۳	-	-
K	۰٫۰۰۲	۰٫۰۰۳	-	-
F	-	-	۰٫۱۶۷۴۱۱	-
Ca	-	-	۰٫۱۷۶۵۸۹	-
چگالی (g.cm ^{-۳})	۱٫۰۳	۱٫۰۴	۱٫۴۵	۱

۳. بحث و نتایج

۱۰۳ قله‌ی براگ محاسبه شده جهت اعتبارسنجی

در ابتدا نمودار PDD^1 برحسب عمق برای انرژی 1374 MeV مطابق با مرجع [۲۱] محاسبه شده و در شکل ۳ نشان داده شده است.

شکل ۳ نشان می‌دهد که مکان قله براگ در عمق 31 mm با مرجع [۲۱] هم‌خوانی دارد. قله براگ مربوط به کربن‌ها در مقایسه با پروتون‌ها تیزتر است. طی واکنش‌های باریکه کربن با مواد، این یون‌ها می‌توانند به ذرات کوچک‌تر شکافته شوند در حالی‌که این رویداد برای باریکه پروتون اتفاق نمی‌افتد. بدون شکافتگی، قله براگ کربن نیز همانند پروتون‌ها به سمت صفر افت پیدا می‌کند. در حالی‌که بعد از قله براگ کربن یک دنباله دیده می‌شود. پاره‌های ثانویه با عدد جرمی کم، دز را تا بعد از قله براگ ذخیره می‌کنند زیرا بردهای طولانی‌تری نسبت به ذرات کربن اولیه دارند. علاوه بر آن شکافت‌های کربن می‌توانند الکترون‌های دلتای زیادی در برخورد با مواد ایجاد کنند. یون‌های کربن پتانسیل زیادی جهت تولید تعداد زیادی الکترون‌های دلتا برای انتقال انرژی پس از قله براگ دارند. این الکترون‌های دلتا توانایی تولید فوتون در برخوردهایشان با مواد را نیز دارا می‌باشند [۲۴].

هم‌چنین در شکل ۳، نیم‌سایه و $FWHM$ نیز مشخص شده است. طول عرضی دز زمانی که مقدار دز از 80% بیشینه مقدار دز به 20% بیشینه مقدار دز کاهش یابد، نیم‌سایه نامیده می‌شود [۲۵]. مقدار $FWHM$ به مقدار 2 mm و نیم‌سایه به مقدار

برآگ با استفاده از قرار دادن مکعب مش در ابزار $GEANT^4$ و مرجع فیزیکی $QGSP_INCLXX$ به دست آمده است. این مدل یک فیزیک لیست تجربی است که از مدل آبخاری درون هسته‌ای برای واکنش‌های مختلف کم‌تر از 3 GeV استفاده کرده و برای کاربردهای پزشکی در محاسبات استفاده می‌شود [۲۰]. مقدار قطع 1 mm در نظر گرفته شده است.

۳.۲ شیوه انجام شبیه‌سازی

پس از تأیید برنامه، هدف درمانی به صورت توموری کروی با قطر 1 cm در مرکز مغز (عمق 8.5 cm) درون فانتوم کامل بدن انسان به نام $ORNL-MIRD$ ، که در ابزار $Geant^4$ ارایه شده است [۲۲]، در نظر گرفته شد. نمایی از فانتوم کامل بدن انسان و اجزای تشکیل دهنده آن در شکل ۲ نشان داده شده است.

چشمه کربن به صورت تک انرژی و عمود بر فانتوم در فاصله 1 cm بالای سر در نظر گرفته شد و قله براگ مناسب در مرکز تومور محاسبه شد. برای فانتوم ۱ بافت سر از مواد اصلی مغز و جمجمه تشکیل شده است. فانتوم ۲ از بافت نرم و فانتوم ۳ از آب تشکیل شده است. عناصر تشکیل دهنده فانتوم‌ها در جدول ۱ گزارش شده است [۲۳].

در هر مرحله مواد تشکیل دهنده فانتوم تغییر داده شد و قله‌های براگ و هم‌چنین توزیع عمقی دز ذرات ثانویه نیز محاسبه شد. محاسبات برای ده میلیون ذره انجام شده و خطای محاسبات کم‌تر از 5% است.



شکل ۲. نمایی از فانتوم بدن انسان و اجزای تشکیل دهنده آن [۲۲].



توجه به این که این تفاوتها در شبیه سازی مشاهده شده است، لازم است این تفاوتها در واقعیت هم مورد توجه قرار گیرند. این تفاوتها ناشی از تفاوت چگالی و مواد است که در واقعیت نیز حضور دارند. نتایج خروجی از دو مرجعی که در ادامه ذکر شده اند و برای پروتون تراپی انجام شده اند نشان می دهد تفاوتها در انرژی های پایین در مقایسه با انرژی های بالاتر، کم تر است. نتایج مربوط به مرجع [۲۶]، که از پروتون برای درمان تومور چشمی استفاده کرده است، نشان می دهد که نتایج کم تر متأثر از جنس بافت هستند و به لحاظ پزشکی قابل اعتنا نیست ولی دیگر مرجع [۲۷] که برای سرطان کبد انجام شده و با انرژی های بالاتر بوده است نشان از تفاوت های بیش تر در نتایج بین سه فانتوم بوده است.

برای فانتوم های ۱، ۲ و ۳ مکان قله براگ به ترتیب در عمق ۸٫۵، ۸٫۸ و ۹٫۲ cm است. این تفاوتها ناشی از تفاوت چگالی و عناصر تشکیل دهنده فانتومها نسبت به یکدیگر است. برای فانتوم شماره ۱ مقداری فرورفتگی در ابتدای پروفایل توزیع دز وجود دارد که ناشی از وجود بافت جمجمه در مسیر پرتو است. ویژگی های مربوط به قله های براگ محاسبه شده در جدول ۲ ارائه شده است.

تفاوت قابل توجهی بین پارامترهای محاسبه شده وجود ندارد و تفاوت اصلی مربوط به مکان تخلیه بیشینه دز است که بسیار مهم است. بیش تر بودن نیم سایه به معنی بیش تر تخلیه شدن دز در بافت سالم است که در محاسبات بالا مقدار بسیار کمی دارد.

۳.۳ توزیع عمقی دز ذرات ثانویه

در ادامه به بررسی توزیع عمق دز ذرات ثانویه پرداخته شده است. اولین نمودار مربوط به توزیع ذرات گاما است که در شکل ۵ رسم شده است.

مقادیر دز برحسب بیش ترین مقدار که مربوط به فانتوم شماره ۱ است نرمالیزه شده اند. بخش اعظم تخلیه دز در عمق های کم رخ می دهد و با افزایش عمق به صورت نمایی کاهش می یابد. نمودار فانتوم شماره ۱ نشان می دهد که بافت جمجمه تأثیر زیادی بر میزان دز تخلیه شده فوتونها دارد؛ به طوری که در این ناحیه بخش اعظم دز تخلیه شده است. هم چنین مقدار دز فوتونها در بافت نرم بیش تر از فانتوم آب است. نمودار دز عمقی ذرات ثانویه آلفا در شکل ۶ نشان داده شده است.

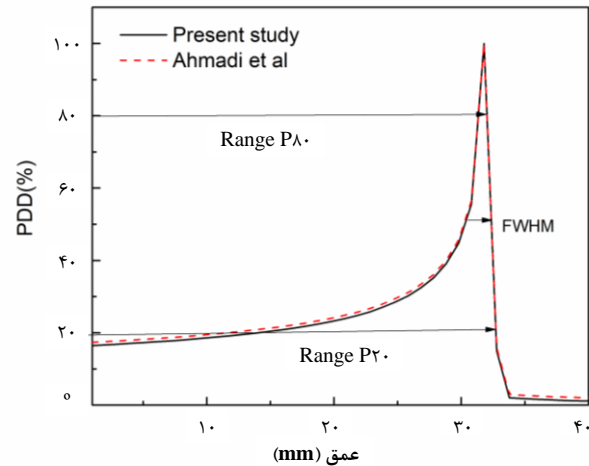
جدول ۲. مشخصات قله ی براگ

شماره فانتوم	برد (cm)	FWHM (cm)	P _{۸۰} (cm)	P _{۲۰} (cm)	نیم سایه (cm)
۱	۸٫۵	۰٫۳۳	۸٫۵۲	۸٫۵۸	۰٫۰۶
۲	۸٫۸	۰٫۳۱	۸٫۸۲	۸٫۸۹	۰٫۰۷
۳	۹٫۲	۰٫۳۲	۹٫۲۳	۹٫۲۹	۰٫۰۶

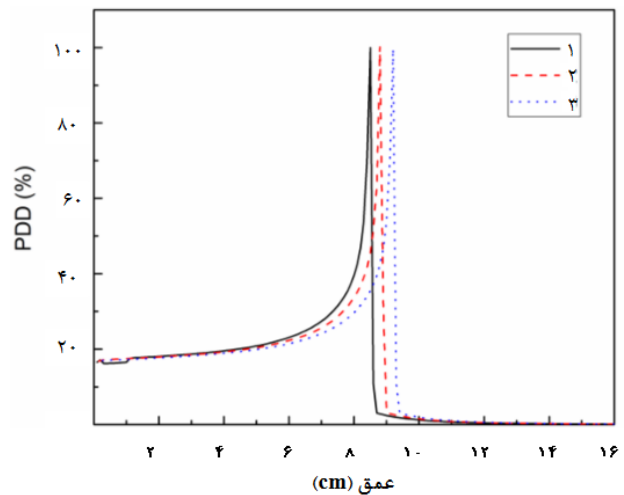
۰٫۸ mm محاسبه شد. بیش تر بودن نیم سایه نیز به معنی بیش تر تخلیه شدن دز در بافت سالم است.

۳.۳ محاسبه قله براگ برای سه فانتوم

قله براگ مربوط به انرژی ۲۴۸۰ MeV برای سه فانتوم طراحی شده محاسبه شده و در شکل ۴ نشان داده شده است.



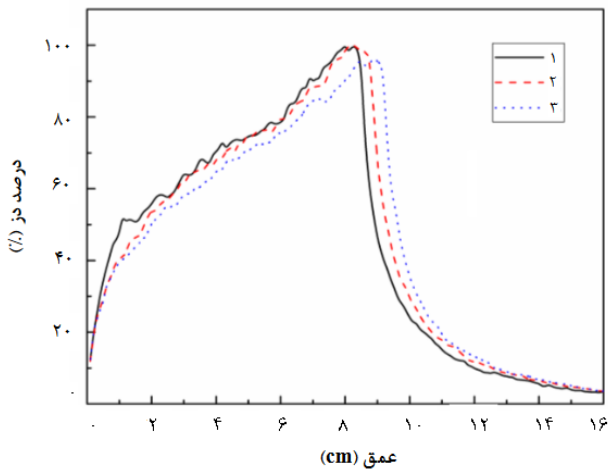
شکل ۳. قله براگ برای کربن.



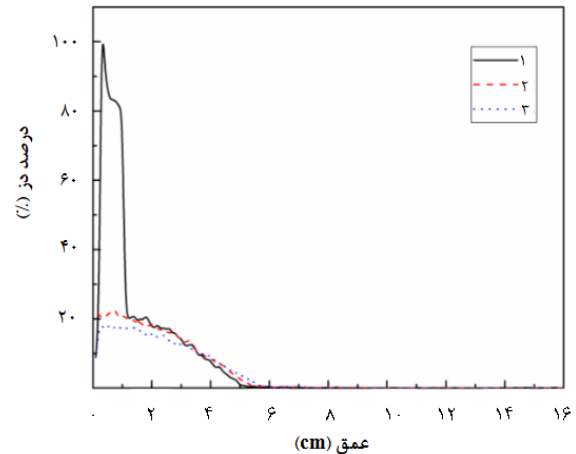
شکل ۴. قله های براگ محاسبه شده برای سه فانتوم، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.

شکل ۴ نشان می دهد اگرچه برای سه فانتوم، ارتفاع قله براگ تقریباً یکسان و تفاوتها ناچیز است، ولی مکان تخلیه دز برای سه فانتوم متفاوت است. در واقع تفاوت مشاهده شده مربوط به جنس فانتوم است و در سایر انرژی ها نیز این تفاوتها، هم برای مکان قله براگ و هم برای سایر پارامترها، مشاهده می شود. در صورت تشکیل قله براگ پهن شده جهت پوشش کامل محدوده تومور، محدوده قله پهن شده می تواند متأثر از جنس فانتوم باشد؛ به طوری که محدوده انرژی لازم جهت پوشاندن تومور برای سه فانتوم متفاوت خواهد بود. با

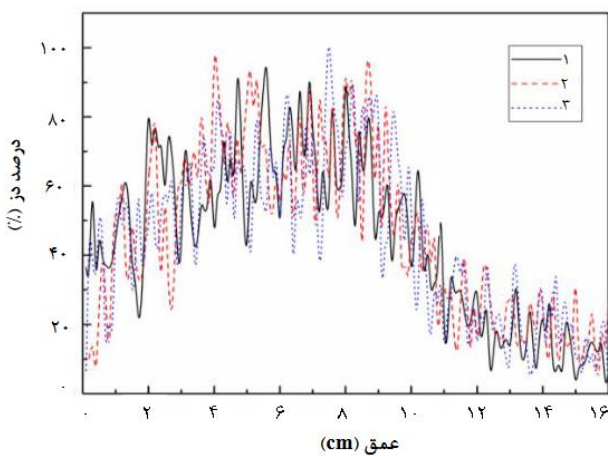




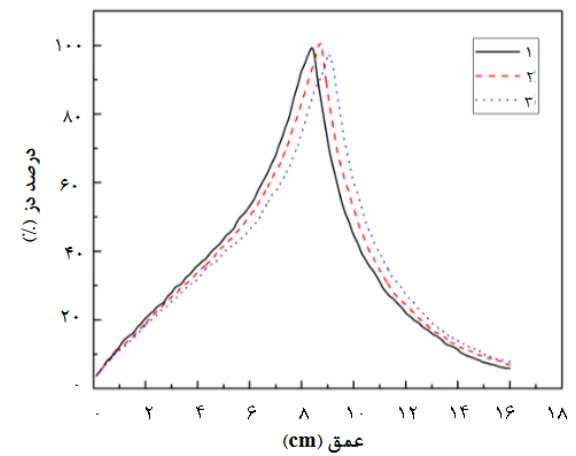
شکل ۷. توزیع دز عمقی پروتون‌ها برای سه فانتوم، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.



شکل ۵. توزیع دز عمقی فوتون‌ها برای سه فانتوم، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.



شکل ۸. توزیع دز عمقی ذرات نوترون برای سه فانتوم، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.



شکل ۶. توزیع دز عمقی ذرات آلفا برای سه فانتوم، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.

دز ناشی از نوترون‌ها نسبت به سایر ذرات مقدار بسیار کم‌تری بوده و گستره پراکندگی دز در محدوده عمق گسترده‌تری است.

۴.۳ دز تخلیه شده کل در بافت‌ها

در این مرحله مقدار کل دز تخلیه شده در تومور، مغز، جمجمه، تیروئید و تیموس که از غده‌های مهم بدن هستند محاسبه شده و نتایج در شکل ۹ نشان داده شده است.

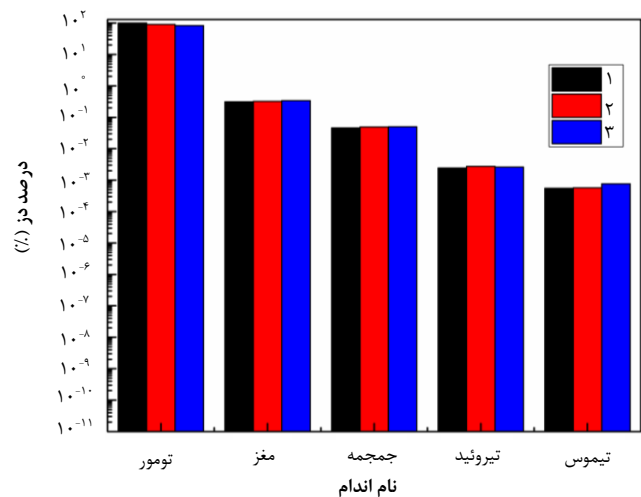
باید به این نکته اشاره شود که در انرژی 2480 MeV ، قله براگ برای فانتوم ۱ در مرکز مغز و هم‌چنین مرکز تومور قرار دارد و برای دو مورد دیگر این مکان نسبت به مرکز مغز جابه‌جا شده است. دز تخلیه شده در تومور مقدار بسیار بالاتری نسبت به سایر بافت‌ها دارد؛ به‌طوری‌که دز تومور بیش از صدبرابر بزرگ‌تر از دز تخلیه شده در بافت سالم مغز است. دز تخلیه شده در غده‌های تیروئید و تیموس که در نزدیکی بافت مغز قرار دارند در مقایسه با تومور بسیار ناچیز است به گونه‌ای که در این نمودار در مقایسه با دز تومور قابل مشاهده نیست.

مقادیر دز برحسب بیش‌ترین مقدار که مربوط به فانتوم شماره ۱ است نرمالیزه شده‌اند. نتایج حاصل از نمودار توزیع دز- عمق ذرات آلفا نشان می‌دهد که این ذرات بخش اعظم انرژی خود را در حوالی قله براگ تخلیه کرده‌اند و دز در این ناحیه به بیشینه مقدار خود رسیده است. اگر چه بیشینه مقدار دز برای هر سه فانتوم تفاوت چندانی ندارد اما با توجه به مکان قله‌ی براگ، عمق مربوط به هر سه قله با هم متفاوت است؛ به‌طوری‌که برای فانتوم آب در عمق بیش‌تری نسبت به بقیه قرار دارد و پس آن بافت نرم. نمودار توزیع عمقی ذرات پروتون برای هر سه فانتوم محاسبه شده و در شکل ۷ نمایش داده شده است. توزیع دز پروتون‌ها نیز نشان می‌دهد، بیشینه مقدار دز تخلیه شده به مکان قله براگ بستگی دارد و این بیشینه در حوالی این قله رخ داده است. بیش‌ترین عمق تخلیه دز نیز مربوط به فانتوم آب است که چگالی کم‌تری نسبت به دو فانتوم دیگر دارد. نمودار توزیع عمقی ذرات نوترون برای هر سه فانتوم محاسبه شده و در شکل ۸ نشان داده شده است.



مراجع

1. S. Webb, *The physical basis of IMRT and inverse planning*, *Br. J. Radiol.* **76**, 678-689 (2003).
2. L.E. Farr, J.S. Robertson, In: *Allgemeine Strahlentherapeutische Methodik / Methods and Procedures of Radiation Therapy*, eds O. Dahl, L.E. Farr, S. Fedoruk, P.F. Hahn, U.K. Henschke, B.S. Hilaris, H. Kuttig, D.G. Mahan, L.D. Marinelli, B. Mårtensson, A. Perussia, J.S. Robertson, K.E. Scheer, L. Sundbom, R. Walstam, T.A. Watson, G. Weitzel, G.P. Welch, H. Vieten, F. Wachsmann (Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1971).
3. R.F. Barth, et al., *Boron neutron capture therapy of cancer: current status and future prospects*, *Clin. Cancer Res.* **11**, 3987-4002 (2005).
4. B. Larsson, et al, *The high-energy proton beam as a neurosurgical tool*, *Nature*, **182**, 1222-1223 (1958).
5. S.M. Motevalli, A.A. Mowlavi, M.A. Rahmani, *Monte Carlo Simulation of proton therapy for breast cancer in compressed breast phantom*, *Iranian South Medical Journal*, **18**(2), 288-295 (2015).
6. R.R. Wilson, *Radiological use of fast protons*, *Radiology*, **47**, 487-491 (1946).
7. J.H. Lawrence, et al., *Pituitary irradiation with high-energy proton beams: a preliminary report*, *Cancer Res.* **18**, 121-134 (1958).
8. S.L. Choi, Q.-N. Nguyen, In: *Proton Therapy*, eds S.J. Frank, X.R. Zhu (Elsevier, Philadelphia, 2021).
9. A. Beddok, et al., *Proton therapy for head and neck squamous cell carcinomas: A review of the physical and clinical challenges*, *Radiotherapy and Oncology*, **147**, 30-39 (2020).
10. H. Paganetti, *Proton Therapy Physics*, **Second Edition** (CRC Press, 2018).
11. U. Weber, *Volumenkonforme Bestrahlung mit Kohlenstoffionen*, *PhD Thesis, Universität Gh Kassel* (1996).
12. J.R. Castro, et al., *Treatment of cancer with heavy charged particles*, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, **8**, 2191-2198 (1982).
13. G. Kraft, *Tumor therapy with heavy charged particles*, *Progress in Particle and Nuclear Physics*, **45**, S473-S544 (2000).
14. N. Matsufuji, *Selection of carbon beam therapy: biophysical models of carbon beam therapy*, *J. Radiat. Res.*, **59**, i58-i62 (2018).
15. T.D. Malouff, et al, *Carbon Ion Therapy: A Modern Review of an Emerging Technology*, *Frontiers in Oncology*, **10** (2020).
16. H. Paganetti, *Proton Therapy Physics* (CRC Press, 2016).
17. Z. Ahmadi Ganjeh, M. Eslami-Kalantari, A.A. Mowlavi, *Dosimetry calculations of involved and noninvolved organs in proton therapy of liver cancer: a simulation study*, *Nuclear Science and Techniques*, **30**, 173 (2019).
18. J. Voss, *An introduction to statistical computing: a simulation-based approach* (John Wiley & Sons, 2013).



شکل ۹. دز تخلیه شده در تومور و اندامهای غیرهدف، ۱: بافت مواد اصلی مغز و جمجمه، ۲: بافت نرم، ۳: آب.

۴. نتیجه گیری

با توجه به افزایش روزافزون بیماران سرطانی، امروزه تلاش‌ها برای یافتن بهترین روش درمانی رو به گسترش است. از مهم‌ترین روش‌های پرتودرمانی، کربن‌تراپی است که به دلیل ویژگی‌های قابل‌توجهی که در شیوه تخلیه‌ی دز دارد بسیار موردتوجه قرار گرفته است. برای فانتوم حاوی مواد مغز، مکان قله براگ در عمق ۸٫۵ mm واقع شد درحالی‌که برای فانتوم بافت نرم و آب به ترتیب در عمق‌های ۸٫۸ cm و ۹٫۲ cm می‌باشد. با توجه به اهمیت ذرات ثانویه که می‌تواند منجر به سرطان‌های ثانویه شوند، توزیع دز عمقی مربوط به این ذرات نیز محاسبه شد. فوتون‌ها بخش اعظم دز خود را در اعماق کم تخلیه می‌کنند در حالی‌که برای ذرات آلفا و پروتون مکان بیشینه دز تخلیه شده به مکان قله براگ بستگی دارد. هم‌چنین محاسبه دز کل در تومور و سایر بافت‌ها نشان می‌دهد که تومور بیشینه دز را دریافت می‌کند به طوری‌که دز تخلیه شده در قسمت سالم بافت مغز به کم‌تر از ۰٫۰۱ مقدار دز دریافت شده در تومور می‌رسد. دز دریافت شده در سایر اندام‌ها بسیار ناچیز است به گونه‌ای که دز دریافت شده در غده‌های مهمی مانند تیموس و تیروئید که نزدیکی بافت مغز قرار دارند، به کم‌تر از ۰٫۰۰۰۱ رسیده است. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد برای مطالعات دزیمتری باید تلاش در راستای استفاده از فانتوم‌های واقعی‌تر صورت پذیرد و این قضیه می‌تواند باعث ایجاد اختلاف زیادی در پیش‌بینی دز دریافتی شود.



19. S. Agostinelli, et al., *Geant4-a simulation toolkit*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **506**, 250-303 (2003).
20. J. Allison, et al., *Recent developments in Geant4*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **835**, 186-225 (2016).
21. Z. Ahmadi Ganjeh, et al., *Calculation of direct DNA damages by a new approach for carbon ions and protons using Geant4-DNA*, *Radiation Physics and Chemistry*, **179**, 109249 (2021).
22. S. Guatelli, et al., *In: 2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, (IEEE, 2006).
23. D.R. White, et al., *Report 44*, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, **os23**, NP (2016).
24. D. Schardt, et al., *Nuclear fragmentation of high-energy heavy-ion beams in water*, *Advances in Space Research*, **17**, 87-94 (1996).
25. H. Suit, et al., *Proton vs carbon ion beams in the definitive radiation treatment of cancer patients*, *Radiotherapy and Oncology*, **95**, 3-22 (2010).
26. F.S. Rasouli, et al., *Effect of elemental compositions on Monte Carlo dose calculations in proton therapy of eye tumors*, *Radiation Physics and Chemistry*, **117**, 112-119 (2015).
27. Z. Ahmadi Ganjeh, M. Eslami-Kalantari, A.A. Mowlavi, *The Effect of Phantom Compositions on Dose Calculations in Proton Therapy of Liver Cancer*, *Journal of Arak University of Medical Sciences*, **22**, 274-287(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

ماریا احمدی، سید محمد متولی، پیوند طاهرپرور (۱۴۰۰)، کربن تراپی تومورهای مغزی و اثر عناصر تشکیل دهنده فانتوم بر محاسبات دز با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو، ۹۸، ۶۴-۷۱

DOI: 10.24200/nst.2021.1312

Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1312.html

