اثر چرخ تعدیل‌گر و چرخ جبران‌کننده برد برای پوشش دهی سه بعدی هدف در پروتون درمانی تومورهای مغزی با استفاده از کد GEANT4

زهراهاشمی[۱]، منصوره تاتاری[۱]، سید پژمان شیرمردی[۲*]

۱) گروه هسته ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

۲) پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹۵/۹/۲۰ تاریخ پذیرش:۹۶/۱/۱۵

چکیده

مقدمه: پروتون‌درمانی یک روش درمان برای انواع تومورها از جمله تومور مغزی است. مهم ترین ویژگی پرتوهای پر انرژی پروتون تخلیه‌ی انرژی به صورت منحنی براگ و امکان ایجاد قله براگ پهن شده، به منظور پوشش دهی کامل تومور است. هدف از این مطالعه پوشش دهی سه بعدی یک تومور مغزی با استفاده از موادی که انرژی را تغییر می‌دهند، می‌باشد به طوری که بافت سالم مغز حداقل تابش را دریافت کند.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توموری کروی به شعاع یک سانتی متر داخل مغز در نظر گرفته شد. باریکه پروتون با انرژی MeV ۸۶/۵ فانتوم سر اشنایدر (Snyder head phantom) را تحت تابش قرار داد. از چرخ‌های تعدیل گر و جبران کننده برد از جنس PMMA به ترتیب برای پوشش دهی طولی و پوشش دهی جانبی تومور استفاده شد. شبیه سازی‌ها با استفاده از کد GEANT4 انجام شده است.

یافته‌های پژوهش: با استفاده از چرخ تعدیل گر تومور از لحاظ طولی پوشش داده می‌شود و قله براگ پهن شده ایجاد می‌شود. از لحاظ جانبی علاوه بر تومور قسمت‌هایی از بافت سالم مغز نیز تحت تابش قرار می‌گیرند. با وجود چرخ جبران‌کننده برد، پوشش دهی سه بعدی تومور انجام می‌شود. شار و دز جذبی ذرات ثانویه ی تولید شده از بر هم کنش‌های هسته ای پروتون‌ها با عناصر موجود در سر، در حضور چرخ تعدیل گر و چرخ جبران کننده در مقایسه با پروتون‌ها مقادیر کمی دارند.

بحث و نتیجه‌گیری: با استفاده از چرخ تعدیل گر و چرخ جبران کننده برد می‌توان تومور را به طور دقیق در سه بعد تحت تابش قرار داد به‌طوری که کمترین آسیب به بافت‌های مجاور وارد شود. نتایج نشان می‌دهند که بیش از ۹۹٪ دز کل ناشی از ذرات ثانویه و پروتون‌ها توسط تومور جذب می‌شود.

واژه‌های کلیدی: پروتون درمانی، تومور مغزی، قله براگ پهن شده، کد مونت کارلوی GEANT4

* **نویسنده مسئول:** پژوهشکده کاربرد پرتو ها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران

Email: p_shirmardi@aut.ac.ir

Copyright © 2017 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

مقدمه:

در سال ۱۹۴۶ رابرت ویلسون (Robert Wilson) پیشنهاد کرد که از پروتون‌های با انرژی بالا (بیشتر از ۱۰۰ مگا الکترون ولت) برای پرتودرمانی استفاده شود(۱). با عبور پروتون‌ها از داخل ماده، آن‌ها از طریق نیروی کولنی با الکترون‌ها و هسته‌های اتمی برهم کنش می‌کنند. احتمال برخورد پروتون‌ها با هسته‌های اتمی بسیار کم است این برخوردها باعث برهم‌کنش‌های هسته ای می‌شوند و این برهم‌کنش‌های هسته ای منجر به تولید ذرات ثانویه شده و خطرات جانبی را به همراه دارند. بیشترین خطرات جانبی که برای بافت سالم اطراف تومور ممکن است رخ دهد توسط نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه ایجاد می‌شود. به طور کلی، برهم کنش‌های کولنی باعث تخلیه‌ی انرژی پروتون‌ها در داخل ماده شده و اتم‌های بافت را یونیزه می‌کنند. یونش منجر به تاثیرات سلولی می‌شود و در نهایت به DNA آسیب می‌زند.

مزیت کلیدی پروتون درمانی در تمرکز تخلیه‌ی انرژی در یک ناحیه است که آن ناحیه، قله براگ نامیده می‌شود. بیش ترین تکنیک پروتون درمانی متکی به قابلیت تغییراتی بر روی قله براگ است. هدف از این تغییرات، این است که هدف‌های بزرگ پوشش دهی شوند به‌گونه ای که بافت سالم تا حد ممکن پرتو دریافت نکند(۵-۲). به واسطه‌ی تجمع قله‌هایی با انرژی‌های متفاوت، می‌توان یک قله براگ پهن‌شده Spread Out Bragg Peak (SOBP) تولید کرد که از آن برای درمان تومورهای بزرگ استفاده می‌کنند. برای تولید قله پهن شده نیاز به قله‌هایی با بردهای متفاوت داریم که این قله‌ها هر کدام با یک انرژی معین، تولید می‌شوند. دهانه‌ی شتابدهنده‌ها قادر به تولید باریکه ی پروتون با یک انرژی خاص هستند، بنابراین برای تولید قله‌هایی با بردهای متفاوت باید با استفاده از روش‌هایی انرژی رسیده به هدف را تغییر دهیم. به طور کلی دو روش برای این کار وجود دارد: ۱- پراکندگی منفعل (Passive scattering) ۲- روبش فعال(Active scanning) (۹-۶)

در روش پراکندگی منفعل با قرار دادن موادی با اشکال متفاوت (به عنوان تعدیل‌گر modulator و پراکننده) در مسیر پروتون‌ها حجم تومور پوشش داده می‌شود. تعدیل‌گرها در انواع متفاوت ساخته و به‌کار گرفته می‌شوند. یکی از پرکاربردترین تعدیل‌گرها چرخ تعدیل گر است. ویلسون در سال ۱۹۴۶ پیشنهاد استفاده از چرخ تعدیل گر را مطرح کرد. یک چرخ تعدیل گر دارای گام‌هایی با ضخامت‌های متفاوت است که هر گام انرژی باریکه را، بسته به ضخامتش، کاهش می‌دهد و قله‌ی براگ اولیه را منتقل می‌کند. قله‌های براگ اولیه، هر کدام در یک عدد که وزن باریکه نامیده می‌شود ضرب شده و در نهایت با هم جمع می‌شوند. وزن باریکه تعیین کننده ی شدت هر باریکه در انرژی مورد نظر است که با برابر قرار دادن مجموع وزن‌های باریکه‌ها با ۳۶۰ درجه (یک دور کامل چرخ تعدیل‌گر) و استفاده از تناسب، زاویه‌ی پوشش‌دهنده هر ضخامت به‌دست می‌آید. زمانی که چرخ تعدیل گر در جلوی باریکه می‌چرخد، گام‌ها پی‌درپی تحت تابش قرار می‌گیرند. ضخامت هر گام، برد انتقال یافته نسبت به قله اولیه را تعیین می‌کند. با استفاده از این تعدیل‌گر، پوشش دهی هدف از جهت طولی (جهت حرکت باریکه‌ی پروتون) انجام می‌شود؛ اما برای پوشش طولی تومورهایی که از لحاظ طولی نامنظم هستند استفاده از چرخ تعدیل گر به تنهایی کافی نیست و باید همراه جبران‌کننده(Range Compensator)استفاده شود. جبران‌کننده برد، دز را با انتهای هدف مطابقت می‌دهد. در جبران‌کننده‌ها، شکل انتهای هدف را دقیقا از داخلشان خارج می‌کنند تا قله‌ی براگ هم به همان شکل منتقل شود. جنس جبران‌کننده برد را هم از جنس تعدیل گر می‌سازند. در این روش برای پوشش دو بعد دیگر تومور (بعد جانبی) از پراکننده‌ها که در اشکال متفاوت ساخته می‌شوند برای پراکنده کردن پرتو استفاده می‌کنند. در روش روبش فعال، دز به صورت لایه به هدف تحویل داده می‌شود و یا به عبارت دیگر می‌توان گفت که تومور به صورت لایه‌ای توسط باریکه جاروب (روبش) می‌شود. در روش روبش فعال برخلاف روش پراکندگی منفعل سیستم انتقال باریکه و هدف ثابت (منفعل) نیستند و به ازای هر لایه پرتوگیری، سیستم انتقال و یا هدف، یک بار و یا چندین بار تغییر می‌کنند. در این روش، از چرخ تعدیل

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

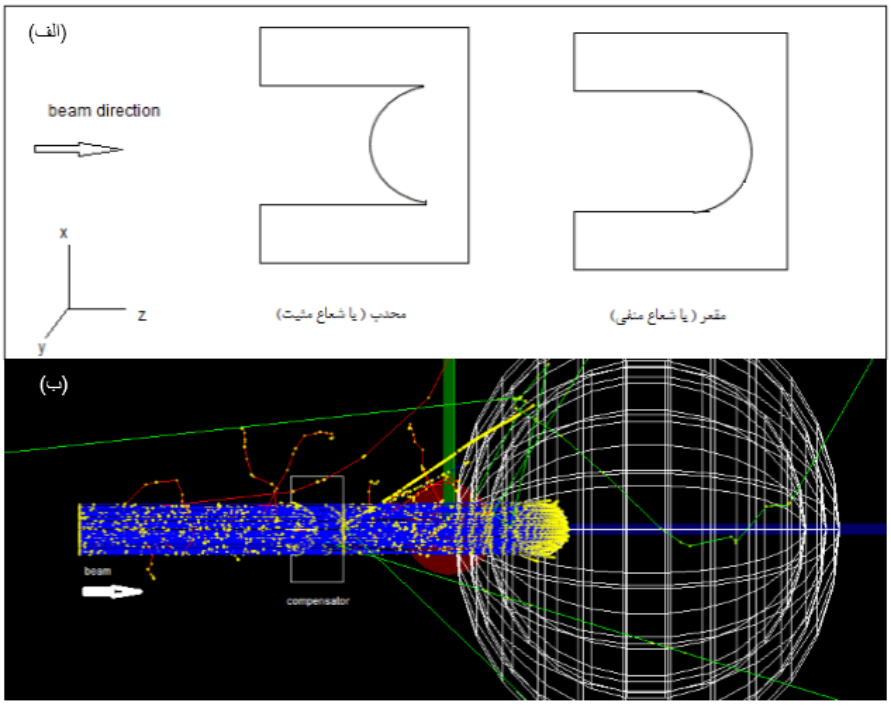
گر و یا تکنیک‌های مکانیکی دیگر برای پوشش طولی هدف و از میدان مغناطیسی برای پوشش جانبی آن استفاده می‌کنند (۱۰). در این مطالعه، ابتدا یک چرخ تعدیل گر برای پوشش دهی طولی توموری کروی به شعاع یک سانتی‌متر در عمق یک سانتی‌متری از بافت مغز در فانتوم سر اشنایدر طراحی شده است. سپس برای پوشش دهی جانبی تومور از یک چرخ جبران کننده با صفحات نیم‌کروی محدب و مقعر، در جلو پرتو پروتون استفاده می‌شود. در واقع برای پوشش جانبی هدف با استفاده از تغییر جبران‌کننده برد، سطح تومور لایه لایه روبش می‌شود؛ و در پایان ذرات ثانویه‌ی تولید شده و خطرات ناشی از آن‌ها در بافت سالم مغز مورد مطالعه قرار می‌گیرد. شبیه سازی با استفاده از ابزار مونت کارلوی GEANT4 انجام شده‌است.

مواد و روش‌ها:

در این مطالعه از فانتوم سر اشنایدر استفاده شده است که یک تومور کروی به قطر ۲ سانتی متر در عمق ۱ سانتی‌متری از سطح مغز در آن قرار گرفته است. چشمه ی سطحی پروتون به شعاع یک سانتی‌متر در فاصله‌ی ۱۷/۵ سانتی متری از مرکز تومور در نظر گرفته شده است و به‌گونه ای طراحی شده که پرتوها از بالای سر بیمار، به مغز نفوذ می‌کنند. مواد استفاده شده در فانتوم سر از ICRP دریافت شده است. در ابتدا انرژی چشمه ۷۶/۵ MeV در نظر گرفته شده که به ازای این انرژی عمق قله براگ در انتهای تومور قرار می‌گیرد. بعد از آن با قرار دادن ضخامت کمی از ماده‌ی پلی متیل متاکریلات (PMMA) به عنوان تعدیل گر بین چشمه و فانتوم سعی شد که ضخامت هر گام تعدیل گر به دست آید که نتیجه‌ی آن تعدیل گری با گام‌هایی به ضخامت ۰/۹ میلی متر شد که تا ضخامت ۱۸ میلی متر ادامه می‌یابد. در این ضخامت پیک براگ در ابتدای تومور قرار می‌گیرد. سپس به منظور پوشش دهی جانبی تومور، یک چرخ جبران‌کننده برد از جنس PMMA با صفحات نیم‌کروی محدب(که با علامت + مشخص می‌شود) و مقعر(که با علامت – مشخص می‌شود) بین چشمه و تعدیل گر قرار می‌گیرد طرحی از چرخ جبران‌کننده برد و شبیه سازی شده ی آن در شکل ۱ نشان داده شده است. در قسمت (ب) شکل ۱ شبیه سازی اولین گام از تعدیل‌گر (ضخامت ۰ میلی‌متر) و اولین گام جبران کننده برد (شعاع ۱-) آمده است. در این حالت باید انرژی چشمه ۸۶/۵ MeV در نظر گرفته شود تا افزایش ماده‌ی چرخ جبران کننده برد، جبران شود. چرخ جبران کننده برد نیز همانند تعدیل گر دارای ۲۱ مرحله است با این تفاوت که زاویه‌ی مربوط به هر مرحله یکسان و برابر با ۱۷/۱۴ درجه است و در زمانی که هر ضخامت از تعدیل گر پرتو می‌بیند یکی از صفحات چرخ جبران کننده بین چشمه و تعدیل گر قرار می‌گیرد. اطلاعات مربوط به تعدیل گر و چرخ جبران‌کننده در جدول ۱ آمده است. در این جدول دیده می‌شود که به ازای هر گام از تعدیل گر، شعاع صفحات چرخ جبران‌کننده برد هم تغییر می‌کند. برای ده گام اول تعدیل گر، شعاع صفحات چرخ جبران کننده برد منفی است یعنی صفحه مقعر در نظر گرفته می‌شود. در این ده گام، نیمه‌ای از تومور که دورتر از چشمه است پرتودهی می‌شود و در گام یازدهم شعاع صفحه‌ی چرخ جبران کننده برد صفر است در این حالت وسط تومور که در واقع یک صفحه‌ی دایره ای به شعاع یک سانتی‌متر است پرتو دهی خواهد شد و در ده گام آخر نیمه‌ای از تومور که نزدیک به چشمه است با استفاده از صفحات محدب چرخ جبران‌کننده برد پرتو دریافت می‌کند. شبیه سازی‌ها با استفاده از کد GEANT4 و برای $۱۰^{۷}$ تاریخچه صورت گرفته است. خطای آماری شبیه‌سازی کمتر از ۲٪ است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]



شکل شماره (۱): (الف) شکل نمادینی از صفحات چرخ جبران‌کننده برد (ب) شبیه سازی سر به همراه یک مرحله از جبران کننده برد

جدول شماره (۱): اطلاعات مربوط به تعدیل‌گر و چرخ جبران کننده برد

شماره گام	ضخامت تعدیل‌گر (mm)	عمق (cm)	وزن باریکه	زاویه نسبی (°)	شعاع صفحات نیم‌کروی چرخ جبران‌کننده برد (cm)
۱	۰	۴/۰۸	۱۵۶/۴۰۸	۹۴/۴۹	−۱
۲	۰/۹	۳/۹۸	۳۰/۷۸۹	۱۸/۶۰	−۰/۹
۳	۱/۸	۳/۸۷	۲۶/۴۶۹	۱۵/۹۹	−۰/۸
۴	۲/۷	۳/۷۶	۳۸/۰۶۹	۲۲/۹۹	−۰/۷
۵	۳/۶	۳/۶۶	۱۲/۲۹۲	۷/۴۳	−۰/۶
۶	۴/۵	۳/۵۴	۳۵/۲۳۶	۲۱/۲۹	−۰/۵
۷	۵/۴	۳/۴۲	۷/۵۹۳	۴/۵۹	−۰/۴
۸	۶/۳	۳/۳۴	۳۲/۴۶۳	۱۹/۶۱	−۰/۳
۹	۷/۲	۳/۲۲	۱۶/۹۹۲	۱۰/۲۶	−۰/۲
۱۰	۸/۱	۳/۱۶	۶۳/۸۱۸	۳۸/۵۵	−۰/۱
۱۱	۹	۳/۱۰	۴/۱۷۸	۲/۵۲	۰
۱۲	۹/۹	۳/۰۳	۵۲/۰۹۸	۳۱/۴۷	+۰/۱
۱۳	۱۰/۸	۲/۹۴	۲۲/۶۱۰	۱۳/۶۶	+۰/۲
۱۴	۱۱/۷	۲/۸۵	۱۶/۱۶۲	۹/۷۶	+۰/۳
۱۵	۱۲/۶	۲/۷۳	۱۴/۵۷۳	۸/۸	+۰/۴
۱۶	۱۳/۵	۲/۶۳	۱۲/۲۴۳	۷/۴	+۰/۵
۱۷	۱۴/۴	۲/۵۲	۱۲/۵۱۱	۷/۵۶	+۰/۶
۱۸	۱۵/۳	۲/۴۳	۸/۴۵۰	۵/۱	+۰/۷
۱۹	۱۶/۲	۲/۳۱	۱۴/۸۷۲	۸/۹۸	+۰/۸
۲۰	۱۷/۱	۱/۲۲	۳/۹۱۳	۲/۳۶	+۰/۹
۲۱	۱۸	۲/۱۰	۱۴/۱۶۲	۸/۵۶	+۱

یافته‌های پژوهش:

زمانی که فقط از تعدیل گر استفاده می‌شود، توزیع عمق–دز SOBP به دست آمده در شکل ۲ نشان داده شده است هم چنین توزیع دز جانبی برای تمام طول تومور در شکل ۳ نشان داده شده است. از آنجایی که هدف کروی شکل است پس توزیع دز برای دو جهت جانبی به علت تقارن یکسان است. در این حالت می‌توان گفت که استوانه ای به شعاع ۱ سانتی‌متر و

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

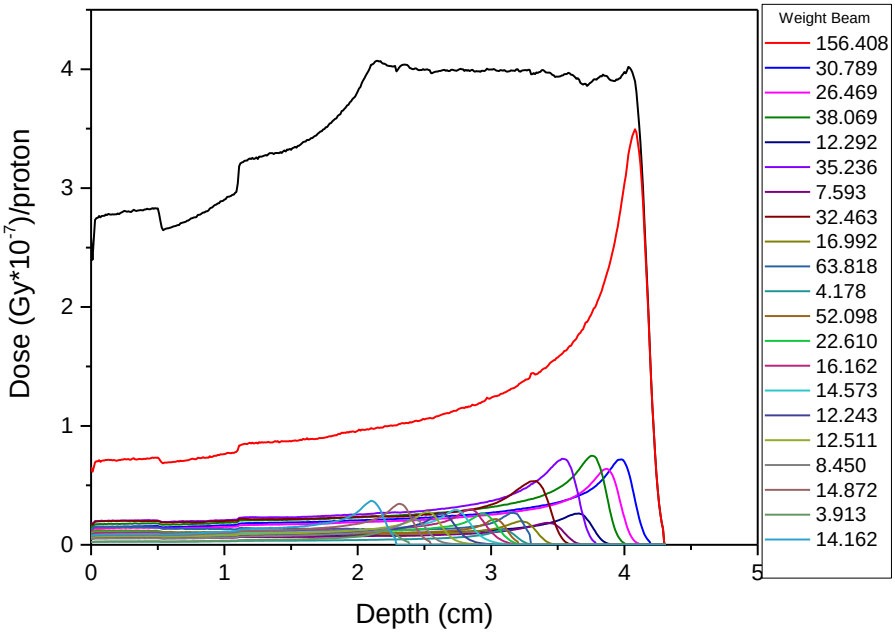
[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

ارتفاع ۲ سانتی متر تحت تابش قرار می‌گیرد. این در حالی است که هدف، کره ای به شعاع یک سانتی متر است.

به منظور پوشش دهی دقیق تومور و جلوگیری از آسیب به بافت سالم مغز از چرخ جبران کننده برد استفاده می‌شود. در این حالت، در هر مرحله پوسته‌های نیم کروی از تومور تحت تابش قرار می‌گیرند که در هر مرحله، شعاع این پوسته‌ها (در جدول ۲ آمده است) تغییر می‌کند. در حضور تعدیل‌گر و چرخ جبران‌کننده برد، انرژی چشمه پروتون تا ۸۶/۵ MeV افزایش داده می‌شود در شکل ۴ منحنی براگ مربوط به این انرژی در فانتوم سر اشنایدر نشان داده شده است. در شکل ۵ پوشش دهی تومور از لحاظ طولی با حضور تعدیل گر و چرخ جبران کننده برد بررسی شده است. در شکل ۶ دز جانبی (در دو جهتی که پرتود هی نداریم) در پنج عمق متفاوت از تومور نشان داده شده است.

بر هم کنش‌های هسته ای غیرکشسانی که در اثر برخورد باریکه ی پروتون با ماده رخ می‌دهند موجب ایجاد ذرات ثانویه می‌شوند و حضور این ذرات در بافت سالم باعث از بین رفتن بافت و ایجاد خطرات بعدی می‌شود. مهم ترین ذرات ثانویه تولید شده فوتون و نوترون هستند. شکل ۷ طیف انرژی نوترون‌های خارج شده از تومور را نشان می‌دهد. در این نمودار دیده می‌شود که بیشترین شار مربوط به نوترون‌های با انرژی ۰/۵ MeV است. در شکل ۸ طیف انرژی فوتون‌های ثانویه خارج شده از تومور را داریم که قله‌های دیده شده در این نمودار مربوط به بر هم کنش پروتون با یکی از عناصر موجود در بافت تومور است که منجر به تولید ایزوتوپ‌های پوزیترون زا می‌شود و در نمودار مشخص شده است. شار نوترون‌های ثانویه در تمام فانتوم سر $۲/۹۳۱۸\times۱۰^{-۳}\ \frac{1}{cm^2}$ به ازای یک پروتون است که این مقدار برای فوتون‌های ثانویه $۳/۲۷۰۴\times۱۰^{-۳}\ \frac{1}{cm^2}$ است.

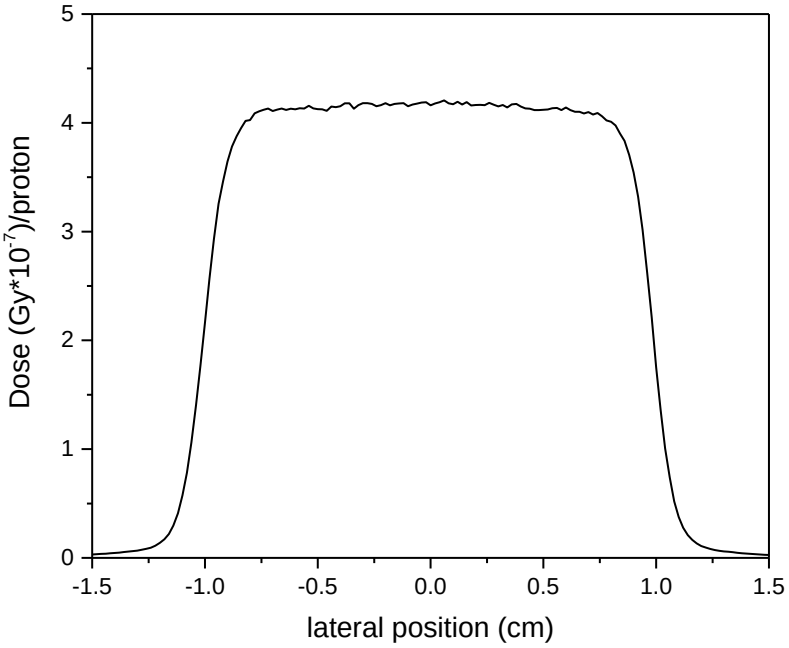
در جدول ۲ دز ناشی از ذرات ثانویه و پروتون‌ها در بافت‌های متفاوت سر آمده است.



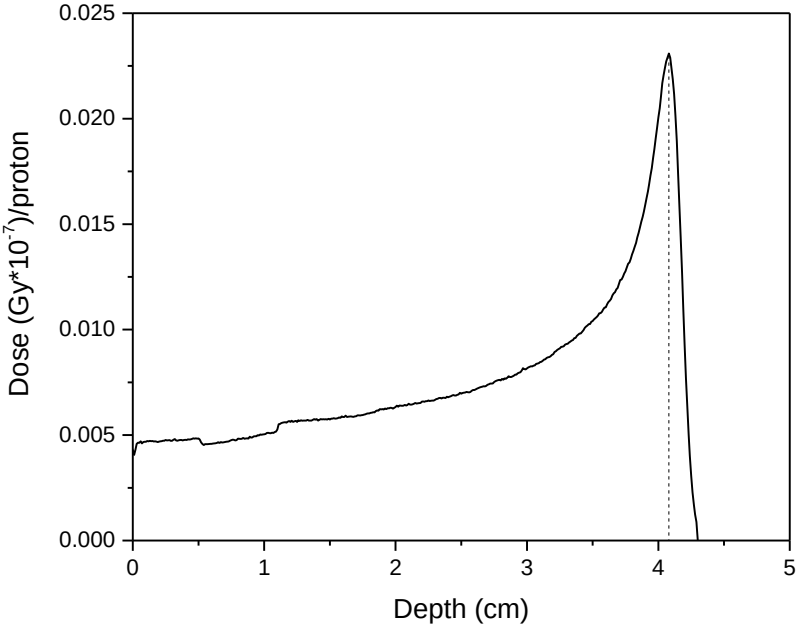
شکل شماره (۲): توزیع عمق- دز SOBP با استفاده از تعدیل گر

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]



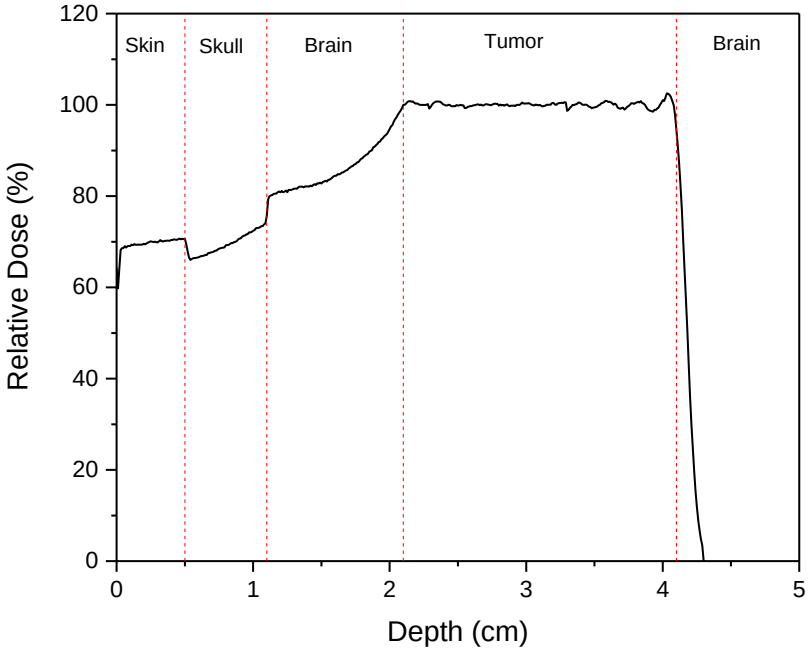
شکل شماره (۳): توزیع دز جانبی با استفاده از تعدیل گر



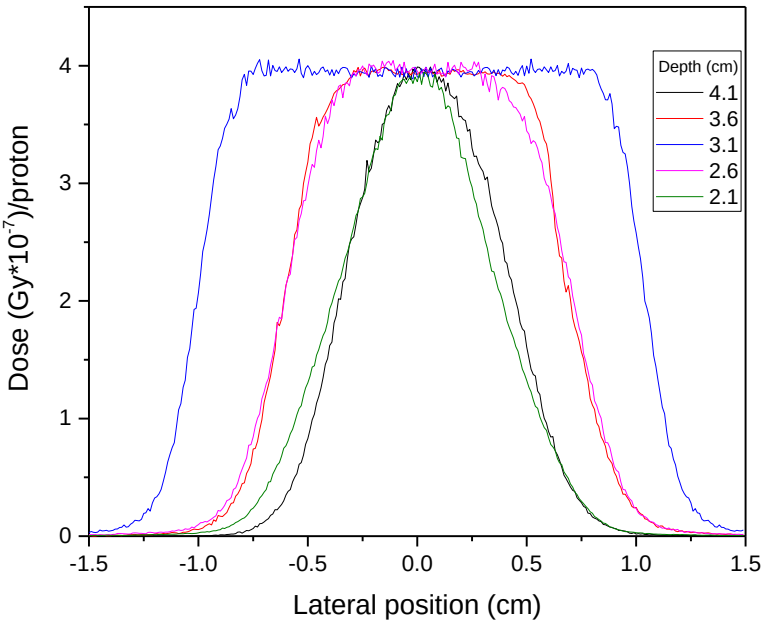
شکل شماره (۴): منحنی براگ مربوط به انرژی MeV ۸۶/۵ در فانتوم سر اشنایدر

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]



شکل شماره (۵): توزیع عمق-دز منحنی براگ در فانتوم سر اشنایدر در حضور تعدیل‌گر و چرخ جبران کننده برد



شکل شماره (۶): دز جانبی در ۵ عمق متفاوت از تومور در حضور تعدیل گر و چرخ جبران کننده برد

جدول شماره (۲): کل دز ناشی از ذرات ثانویه و پروتون‌ها داخل بافت‌های مختلف سر به ازای یک پروتون در حضور تعدیل گر و چرخ جبران کننده برد

تومور (nGy/proton)	مغز (nGy/proton)	جمجمه (nGy/proton)	پوست (nGy/proton)
۱/۴۶۲۳	۰/۰۰۱۴۴۳	۰/۰۰۰۶۷۰۲	۰/۰۰۰۲۴۸۲

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

بحث و نتیجه‌گیری:

پروتون‌ها، شبیه همه ی ذرات بار دار، با عبور از ماده، یک کاهش سریع انرژی در انتهای مسیر شان ثبت می‌کنند که بسته به انرژی پروتون‌ها، این تخلیه ی زیاد انرژی در عمق‌های متفاوت ماده رخ می‌دهد. از این ویژگی پروتون می‌توان برای درمان سرطان‌ها استفاده کرد؛ اما این تخلیه ی زیاد انرژی در قله براگ، برای تومورهای بزرگ نتیجه مطلوبی ندارد به همین علت از تجمع چندین پیک برای درمان چنین تومورهایی استفاده می‌شود. یکی از روش‌های تولید قله براگ پهن شده استفاده از تعدیل گر است. در این مطالعه ابتدا از چرخ تعدیل گر با ضخامت‌های متفاوت به منظور انتقال قله براگ به عمق‌های مختلف استفاده شده است که نتیجه ی آن در شکل ۲ آمده است طبق این نمودار تومور در جهتی که ذرات پروتون به آن تابانده می‌شوند به طور کامل تحت تابش قرار می‌گیرد، این در حالی است که از دو بعد دیگر علاوه بر تومور قسمت‌هایی از بافت سالم هم تحت تابش قرار می‌گیرند. در مرحله‌ی بعد برای پوشش دهی دقیق جانبی تومور از یک چرخ جبران کننده برد با صفحات نیم کروی محدب و مقعر، استفاده شده است. طبق نمودار شکل ۶ می‌توان دید که در هر مرحله عبور پرتو پروتون از چرخ جبران‌کننده برد دز جانبی تغییر می‌کند، در واقع در هر مرحله یک پوسته ی نیم کروی تحت تابش قرار می‌گیرد. اگر انرژی تمام ذرات پروتون فرودی دقیقا یکسان باشد، همه ی پروتون‌ها دقیقا در یک عمق متوقف نمی‌شوند این امر موجب پهن شدگی در برد می‌شود که به آن برد تفرق (Range Straggling) می‌گویند (۱۰). متفاوت بودن برد تفرق، موجب ایجاد نوساناتی در نمودارهای شکل ۶ شده است.

اگر انرژی پروتون به اندازه ای باشد که بتواند به سد کولنی هسته نفوذ کند و به هسته برخورد کند بر هم کنش ای رخ می‌دهد، در اثر بر هم کنش‌های هسته ای غیرکشسانی که باریکه ی پروتون با بافت انجام می‌دهد، ذرات ثانویه تولید می‌شوند. بیشترین خطرات جانبی که برای بافت سالم اطراف تومور ممکن است رخ دهد توسط نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه ایجاد می‌شود. طبق شبیه سازی‌های انجام شده با استفاده از کد GEANT4 نوترون‌های با انرژی کم تر از MeV ۰/۵ دارای بیشترین شار هستند. شار فوتون در انرژی MeV ۴/۴ دارای یک بیشینه است که این انرژی مربوط به بر هم کنش بین پروتون و کربن-۱۲ بافت است همچنین در انرژی‌های MeV ۵/۲۵ و MeV ۶/۵۶ افزایش نسبی شار فوتون وجود دارد که می‌توان شار فوتون با انرژی MeV ۵/۲۵ را به برهم کنش پروتون با کلر-۳۵ بافت و شار فوتون با انرژی MeV ۶/۵۶ را به برهم‌کنش پروتون با اکسیژن-۱۶ نسبت داد.

نتایج نشان می‌دهند که در حضور تعدیل گر و چرخ جبران کننده برد تومور به طور دقیق، در هر سه بعد پوشش دهی می‌شود و بیش از ۹۹٪ از کل دز ناشی از تمامی ذرات اعم از پروتون‌ها و ذرات ثانویه در داخل تومور و کم تر از ۰/۵٪ از آن در بافت سالم مغز تخلیه می‌شود.

References:

1.Wilson R, Radiological use of fast protons radiology. 2th ed. Sunders Publication. 1946; P.231-6.

2.Pawlicki T, Scanderbeg D, Starkschall G. Hendees radiation therapy physics. 4th ed. New York Wiley Publication. 2016; P. 205.

3.Mayles P, Nahum A, Rosenwald J, Hand book of radiotherapy physics. New York Taylor Francis Publication. 2007;P. 1005-18.

4.Jia B, Hadizadeh M, Mowlavi A, Ebrahimi M. Evaluation of energy deposition and secondary particle production in proton therapy of brain using a slab head phantom. Rep Pract Oncol Radiotherap 2014; 19:376-84.

5.Bortfeld T, An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams. Mad Phys1997;12: 2024-33.

6.Breuer H, Smit B. Proton therapy and radiosurgery. New York Springer Publication. 2000; P. 58-61.

7.Malyapa R, Lowe M, Bolsi A, Lomax A, Weber D, Albertini A. Evaluation of

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

robustness to setup and range uncertainties for head and neck patient treated with pencil beam scanning proton therapy. Rad Oncol2016;95:154-62.
8.Paganetti H, Bortfeld T. Proton beam radiotherapy the state of the art. New Technol Rad Oncol 2005;2:123-8.
9.Bonfrate A, Farah J, Demarzi L, Delacroix S, Herault J, Sayah R, et al. Influence of beam incidence and irradiation parameters on stary neutron doses to healthy organs of pediatric patients treated for an intracranial tumor with passive scattering proton therapy. Phys Med 2016; 32:590-9.
10.Paganetti H. Proton therapy physics. 3th ed. New York CRC Publication. 2012 ; P. 125-50.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]

Effects of the Modulator Wheel and Range Compensator Wheel for 3-Dimentional Coverage Target in the Proton Therapy of the Brain Tumors Using Geant4 Code

Hashemi Z[1], Tatari M[1], Shirmardi p[2]

(Received: December 10, 2016 Accepted: April 4, 2017)

Abstract

Introduction: Proton therapy is a treatment method for variety of tumors such as brain tumor. The most important feature of high-energy proton beams is the energy deposition as a Bragg curve and the possibility of creating the spread out Bragg peak (SOBP) for full coverage of the tumor. The aim of this study is the three dimensional (3-D) coverage of a brain tumor while healthy brain tissue absorbs less radiation.

Materials & methods: In this study, a spherical tumor with the radius of 1 cm in the brain is considered. A SNYDER head phantom has been irradiated with 86.5 MeV proton beam energy. APMMA modulator wheel and a PMMA range compensator wheel are used for longitudinal and lateral covering of the tumor, respectively. The simulations are performed using GEANT4 code.

Findings: Using a modulator wheel, the tumor is covered longitudinally and Spread Out Bragg Peak is created. In terms of lateral, in addition to the tumor, portions of healthy brain tissue are irradiated. 3-D coverage of spherical shape tumor is performed using a range compensator wheel. In the presence of modulator and range compensator wheels, the flux and absorbed dose of secondary particles produced by nuclear interactions of protons with elements in the head are considerably small compared to protons.

Discussion & conclusions: Using a modulator and a range compensator wheels the tumor can be treated accurately in the 3-D, so that the minimal damage reaches the surrounding tissues. The results show that more than 99% of the total dose of secondary particles and protons is absorbed in the tumor.

Keywords: Proton therapy, Brain tumor, Spread out bragg peak, GEANT4 code

1. Dept of Nuclear, Fuculty of Physics, Yazd University, Yazd, Iran
2. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran
** Correspondin author Email: p_shirmardi@aut.ac.ir*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.73]