

اثر چرخ تعديل‌گر و چرخ جبران کننده 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 هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

(۲) پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۹۶/۱/۱۵

تاریخ دریافت: ۹۵/۹/۲۰

چکیده

مقدمه: پروتون درمانی یک روش درمان برای انواع تومورها از جمله تومور مغزی است. مهم ترین ویژگی پرتوهای پروتون تخلیه‌ی انرژی به صورت منحنی برآگ و امکان ایجاد قله برآگ 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/۸ فاتنوم سر اشنایدر (Snyder head phantom) را تحت تابش قرار داد. از چرخ‌های تعديل 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 تعديل گر تومور از لحاظ طولی پوشش داده می‌شود و قله برآگ پهن شده ایجاد می‌شود. از لحاظ جانبی علاوه بر تومور قسمت‌هایی از بافت سالم مغز نیز تحت تابش قرار می‌گیرند. با وجود چرخ جبران کننده برد، پوشش دهی سه بعدی تومور انجام می‌شود. شار و ذرات ثانویه ای تولید شده از بر هم کنش‌های هسته‌ای پروتون‌ها با عناظر موجود در سر، در حضور چرخ تعديل گر و چرخ جبران کننده در مقایسه با پروتون‌ها مقادیر کمی دارند.

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

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

* نویسنده مسئول: پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، 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.

در مسیر پروتون‌ها حجم تومور پوشش داده می‌شود. تعديل‌گرها در انواع متفاوت ساخته و به کار گرفته می‌شوند. یکی از پرکاربردترین تعديل‌گرها چرخ تعديل‌گر است. ویلسون در سال ۱۹۴۶ پیشنهاد استفاده از چرخ تعديل‌گر را مطرح کرد. یک چرخ تعديل‌گر دارای گام‌هایی با خصامت‌های متفاوت است که هر گام انرژی باریکه را، بسته به خصامت‌ش، کاهش می‌دهد و قله‌ی برآگ اولیه را منتقل می‌کند. قله‌های برآگ اولیه، هر کدام در یک عدد که وزن باریکه نامیده می‌شود ضرب شده و در نهایت با هم جمع می‌شوند. وزن باریکه تعیین کننده‌ی شدت هر باریکه در انرژی مورد نظر است که با برابر قرار دادن مجموع وزن‌های باریکه‌ها با ۳۶۰ درجه (یک دور کامل چرخ تعديل‌گر) و استفاده از تناسب، زاویه‌ی پوشش‌دهنده هر خصامت به دست می‌آید. زمانی که چرخ تعديل‌گر در جلوی باریکه می‌چرخد، گام‌ها پی‌درپی تحت تابش قرار می‌گیرند. خصامت هر گام، بر انتقال یافته نسبت به قله اولیه را تعیین می‌کند. با استفاده از این تعديل‌گر، 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 تعديل‌گر به تنهایی کافی نیست و باید همراه جبران‌کننده (Range Compensator) استفاده شود. جبران‌کننده برد، ذر را با انتهای هدف مطابقت می‌دهد. در جبران‌کننده‌ها، شکل انتهای هدف را دقیقاً از داخلشان خارج می‌کنند تا قله‌ی برآگ هم به همان شکل منتقل شود. جنس جبران‌کننده برد را هم از جنس تعديل‌گر می‌سازند. در این روش برای پوشش دو بعد دیگر تومور (بعد جانبی) از پراکنده‌ها که در اشکال متفاوت ساخته می‌شوند برای پراکنده کردن پرتو استفاده می‌کنند. در روش رویش فعال، ذر به صورت لایه به هدف تحویل داده می‌شود و یا به عبارت دیگر می‌توان گفت که تومور به صورت لایه‌ای توسط باریکه جاروب (روبشن) می‌شود. در روش رویش فعال برخلاف روش پراکنده 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 تعديل-

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 هسته‌ای می‌شوند و این برهم‌کنش‌های هسته‌ای 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، برهم‌کنش‌های کولنی باعث تخلیه‌ی انرژی پروتون‌ها در داخل ماده شده و اتم‌های بافت را یونیزه می‌کنند. یونش منجر به تأثیرات سلولی می‌شود و در نهایت به DNA آسیب می‌زند.

مزیت کلیدی پروتون درمانی در تمرکز تخلیه‌ی انرژی در یک ناحیه است که آن ناجیه، قله برآگ نامیده می‌شود. بیشترین تکنیک پروتون درمانی متکی به قابلیت تغییراتی بر روی قله برآگ است. هدف از این تغییرات، این است که هدف‌های بزرگ پوشش دهی شوند به‌گونه‌ای که بافت سالم تا حد ممکن پرتو دریافت نکند^(۲-۵). به واسطه‌ی تجمع قله‌هایی با انرژی‌های متفاوت، می‌توان یک قله برآگ پهن شده 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 ستایده‌های قادر به تولید باریکه‌ی 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- پراکنده‌ی منفعل Passive scattering - ۲- رویش فعال Active scanning

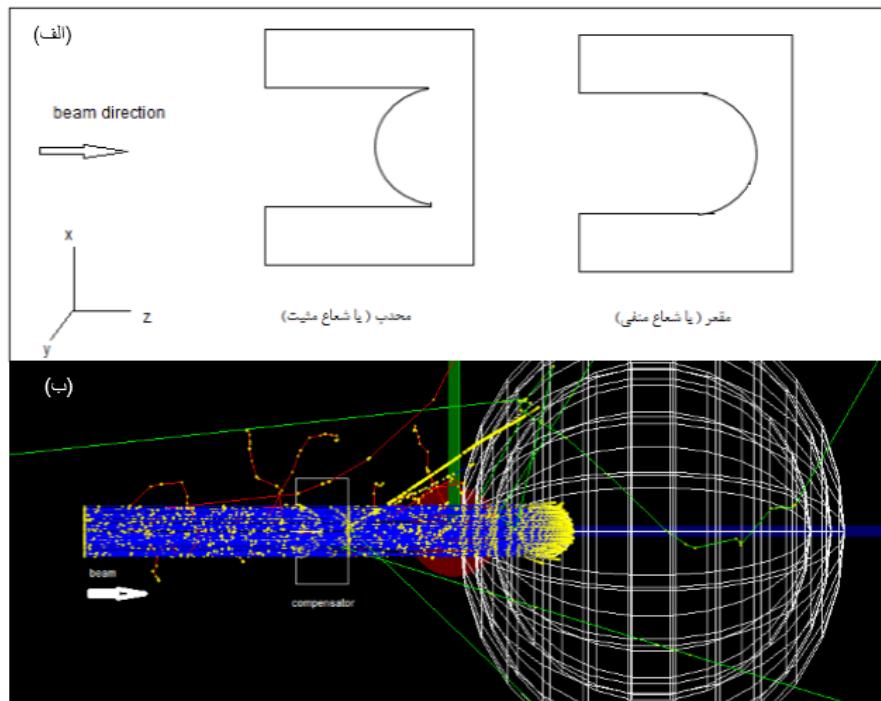
در روش پراکنده‌ی منفعل با قرار دادن موادی با اشکال متفاوت (به عنوان تعديل‌گر modulator و پراکنده)

تومور قرار می‌گیرد. سپس به منظور پوشش دهی جانی تومور، یک چرخ جبران کننده برداز جنس PMMA با صفحات نیم کروی محدب (که با علامت + مشخص می‌شود) و مقعر (که با علامت - مشخص می‌شود) بین چشم و تعدیل گر قرار می‌گیرد طرحی از چرخ جبران کننده برداز شبیه سازی شده‌ی آن در شکل ۱ نشان داده شده است. در قسمت (ب) شکل ۱ شبیه سازی اولین گام از تعدیل گر (ضخامت ۰ میلی‌متر) و اولین گام جبران کننده برداز (شعاع -۱) آمده است. در این حالت باید انرژی چشم می‌باشد $86/5 \text{ MeV}$ در نظر گرفته شود تا افزایش ماده‌ی چرخ جبران کننده برداز، جبران شود. چرخ جبران کننده برداز نیز همانند تعدیل گر دارای ۲۱ مرحله است با این تفاوت که زاویه‌ی مربوط به هر مرحله یکسان و برابر با $17/14^\circ$ درجه است و در زمانی که هر ضخامت از تعدیل گر پرتو می‌بیند یکی از صفحات چرخ جبران کننده بین چشم و تعدیل گر قرار می‌گیرد. اطلاعات مربوط به تعدیل گر و چرخ جبران کننده در جدول ۱ آمده است. در این جدول دیده می‌شود که به ازای هر گام از تعدیل گر، شعاع صفحات چرخ جبران کننده برداز هم تغییر می‌کند. برای ده گام اول تعدیل گر، شعاع صفحات چرخ جبران کننده برداز منفی است یعنی صفحه مقعر در نظر گرفته می‌شود. در این ده گام، نیمه‌ای از تومور که دورتر از چشم می‌پرتواند می‌شود و در گام یازدهم شعاع صفحه‌ی چرخ جبران کننده برداز صفر است در این حالت وسط تومور که در واقع یک صفحه‌ی دایره‌ای به شعاع یک سانتی‌متر است پرتو دهی خواهد شد و در ده گام آخر نیمه‌ای از تومور که نزدیک به چشم است با استفاده از صفحات محدب چرخ جبران کننده برداز پرتو دریافت می‌کند. شبیه سازی‌ها با استفاده از کد GEANT4 و برای 10^7 تاریخچه صورت گرفته است. خطای آماری شبیه سازی کمتر از ۲٪ است.

گر و یا تکنیک‌های مکانیکی دیگر برای پوشش طولی هدف و از میدان مغناطیسی برای پوشش جانی 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 جانی تومور از یک چرخ جبران کننده با صفحات نیم کروی محدب و مقعر، در جلو پرتو پروتون استفاده می‌شود. در واقع برای پوشش جانی هدف با استفاده از تغییر جبران کننده برداز، سطح تومور لایه لایه رویش 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 شده است.

مواد و روش‌ها:

در این مطالعه از فانتوم سر اشنایدر استفاده شده است که یک تومور کروی به قطر ۲ سانتی‌متر در عمق ۱ سانتی‌متری از سطح مغز در آن قرار گرفته است. چشم می‌باشد از سطحی پروتون به شعاع یک سانتی‌متر در فاصله‌ی ۱۷/۵ سانتی‌متری از مرکز تومور در نظر گرفته شده است و به‌گونه‌ای 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 چشم می‌باشد $86/5 \text{ MeV}$ در نظر گرفته شده که به ازای این انرژی عمق قله برآگ در انتهای تومور قرار می‌گیرد. بعد از آن با قرار دادن ضخامت کمی از ماده‌ی پلی متیل متاکریلات (PMMA) به عنوان تعدیل گر بین چشم و فانتوم سعی شد که ضخامت هر گام تعدیل گر به دست آید که نتیجه‌ی آن تعدیل گری با گام‌هایی به ضخامت $0/9$ میلی‌متر شد که تا ضخامت 18 میلی‌متر ادامه می‌یابد. در این ضخامت پیک برآگ در ابتدای



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

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

شماره گام	ضخامت تعديلگر (mm)	عمق (cm)	وزن پاریکه	زاویه نسبی (°)	شعاع صفحات نیم کروی چرخ جبران کننده برد (cm)
۱	.	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	.
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	۲/۲۶	+۰/۹
۲۱	۱۸	۲/۱۰	۱۴/۱۶۲	۸/۵۶	+۱

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 استوانه‌ای به شعاع ۱ سانتی‌متر و

یافته‌های پژوهش: زمانی که فقط از تعديلگر استفاده می‌شود، توزیع عمق-دز SOBP به دست آمده در شکل ۲ نشان داده شده است هم چنین توزیع دز جانبی برای تمام طول

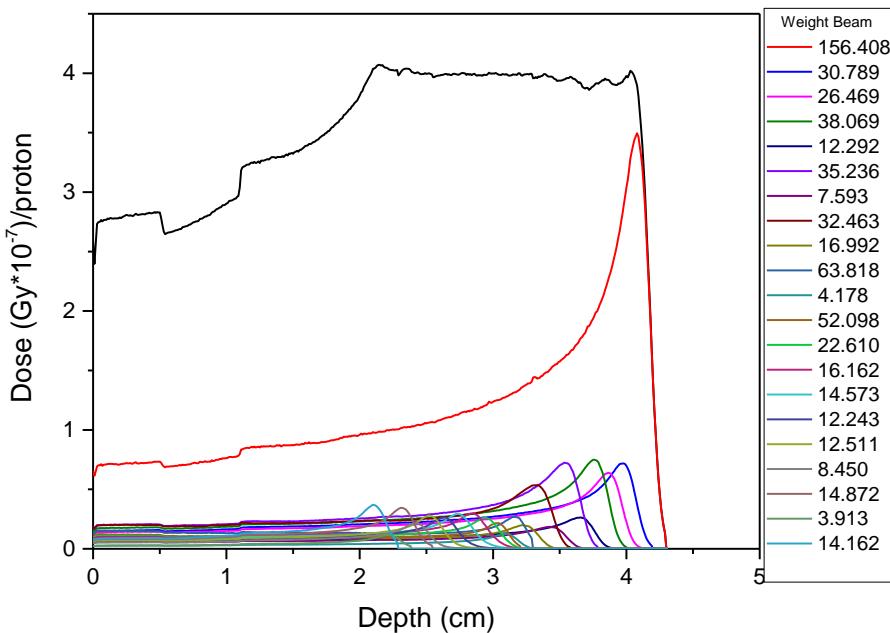
ایجاد ذرات ثانویه می‌شوند و حضور این ذرات در بافت سالم باعث از بین رفتن بافت و ایجاد خطرات بعدی می‌شود. مهم ترین ذرات ثانویه تولید شده فوتون و نوترون هستند. شکل ۷ طیف انرژی نوترون‌های خارج شده از تومور را نشان می‌دهد. در این نمودار دیده می‌شود که بیشترین شار مربوط به نوترون‌های با انرژی $5/5 \text{ MeV}$ 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 ایزوتوب‌های پوزیترون زا می‌شود و در نمودار مشخص شده است. شار نوترون‌های ثانویه در تمام فانتوم سر $\frac{1}{cm^2} \cdot 2/9318 \times 10^{-3}$ به ازای یک پروتون است که این مقدار برای فوتون‌های ثانویه $3/2704 \times 10^{-3}$ است.

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

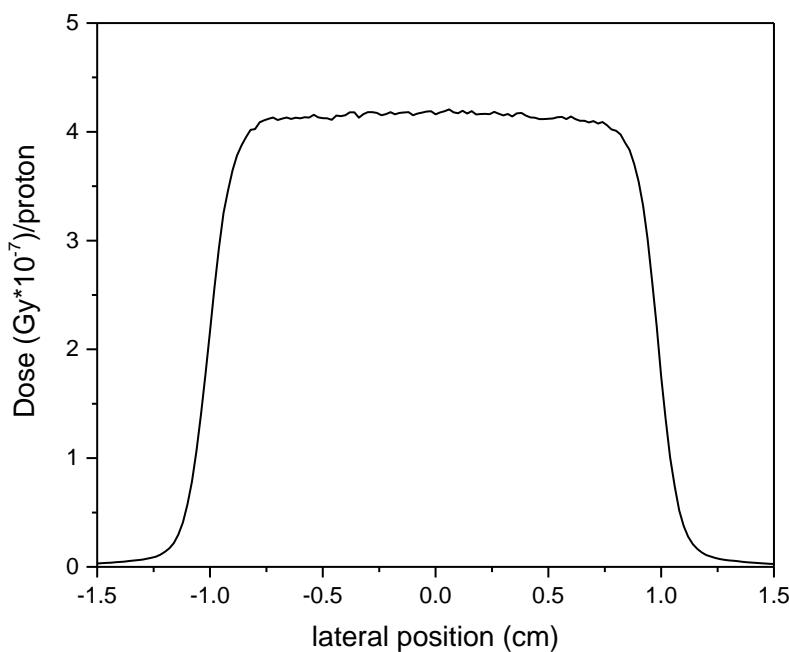
ارتفاع ۲ سانتی متر تحت تابش قرار می‌گیرد. این در حالی است که هدف، کره ای به شعاع یک سانتی متر است.

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 تعديل گر و چرخ جبران کننده برد، انرژی چشمی پروتون تا $5/8 \text{ MeV}$ افزایش داده می‌شود در شکل ۴ منحنی برآگ مربوط به این انرژی در فانتوم سر اشنایدر نشان داده شده است. در شکل ۵ پوشش دهی تومور از لحاظ طولی با حضور تعديل 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.

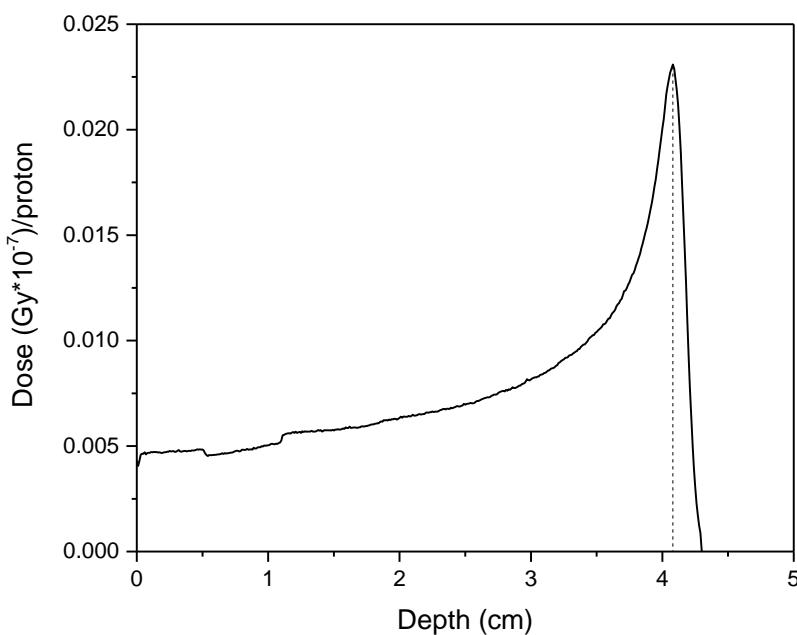
بر هم کنش‌های هسته‌ای غیرکشسانی که در اثر برخورد باریکه‌ی پروتون با ماده رخ می‌دهند موجب



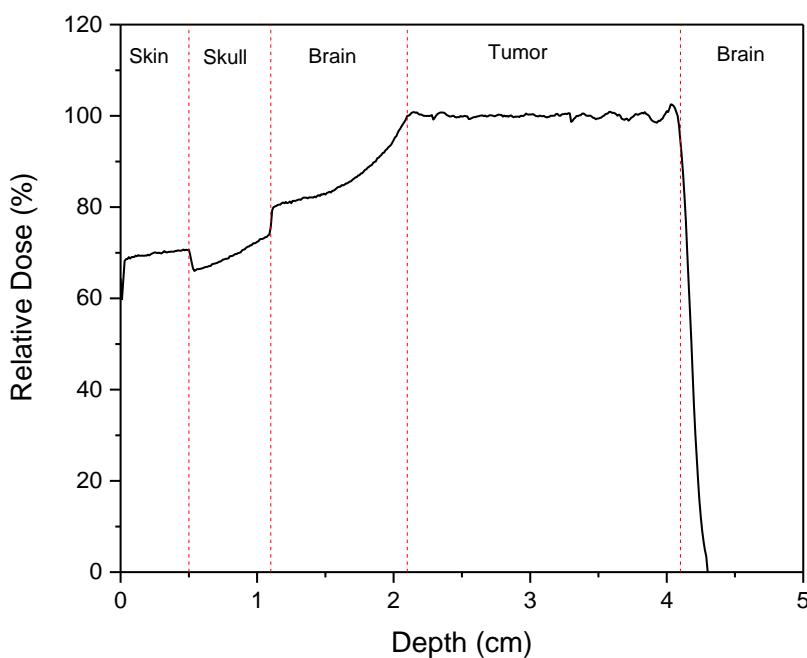
شکل شماره (۲): توزیع عمق-دز SOBP با استفاده از تعديل گر



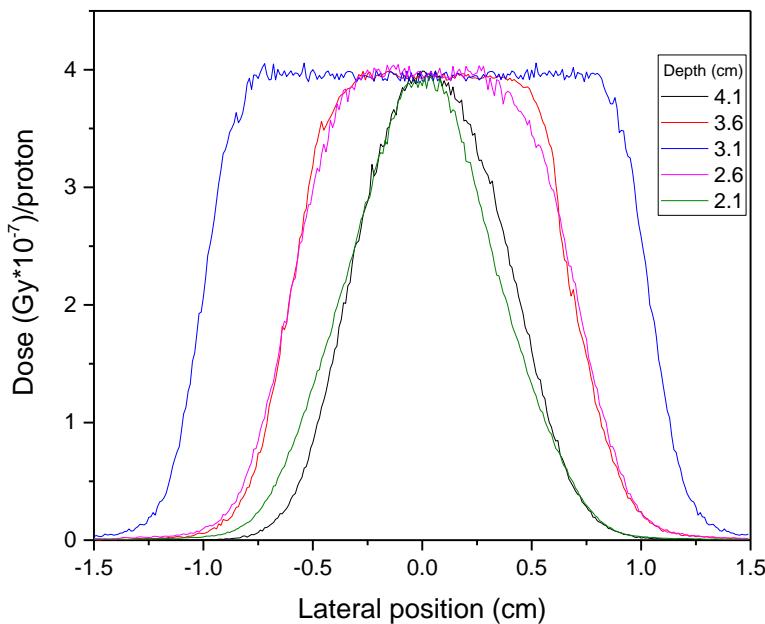
شکل شماره (۳): توزیع دز جانبی با استفاده از تعديل گر



شکل شماره (۴): منحنی برآگ مربوط به انرژی $86/5 \text{ MeV}$ در فانتوم سر اشنایدر



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



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

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

می‌گویند (۱۰). متفاوت بودن برد تفرقه، موجب ایجاد نوساناتی در نمودارهای شکل ۶ شده است.

اگر انرژی پروتون به اندازه‌ای 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 بازیکه‌ی 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 کمتر از MeV ۰/۵ دارای بیشترین شار هستند. شار فوتون در انرژی ۴/۴ MeV دارای یک بیشینه است که این انرژی مربوط به بر هم کنش بین پروتون و کربن ۱۲-۱۳ بافت است همچنین در انرژی‌های ۵/۲۵ MeV و ۶/۲۵ MeV افزایش نسبی شار فوتون وجود دارد که می‌توان شار فوتون با انرژی ۵/۲۵ MeV را به بر هم کنش پروتون با کلر-۳۵-۳۶ بافت و شار فوتون با انرژی ۶/۵ MeV را به بر هم کنش پروتون با اکسیژن-۱۶ نسبت داد.

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

بحث و نتیجه‌گیری:

پروتون‌ها، شبیه همه می‌ذرات بار دار، با عبور از ماده، یک کاهش سریع انرژی در انتهای مسیر شان ثبت می‌کنند که بسته به انرژی پروتون‌ها، این تخلیه‌ی زیاد انرژی در عمق‌های متفاوت ماده رخ می‌دهد. از این ویژگی پروتون می‌توان برای درمان سرطان‌ها استفاده کرد؛ اما این تخلیه‌ی زیاد انرژی در قله برآگ، برای تومورهای بزرگ نتیجه مطلوبی ندارد به همین علت از تجمع چندین پیک برای درمان چنین تومورهایی استفاده می‌شود. یکی از روش‌های تولید قله برآگ پهن شده استفاده از تعديل گر است. در این مطالعه ابتدا از چرخ تعديل گر با ضخامت‌های متفاوت به منظور انتقال قله برآگ به عمق‌های مختلف استفاده شده است که نتیجه‌ی 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 جبران کننده برد در جانبی تغییر می‌کند، در واقع در هر مرحله یک پوسته‌ی نیم کروی تحت تابش قرار می‌گیرد. اگر انرژی تمام ذرات پروتون فرودی دقیقاً یکسان باشد، همه می‌پروتون‌ها دقیقاً در یک عمق متوقف نمی‌شوند این امر موجب پهن شدن (Range) در برد می‌شود که به آن برد تفرقه.

References:

- Wilson R, Radiological use of fast protons radiology. 2th ed. Sunders Publication. 1946; P.231-6.
- Pawlack T, Scanderbeg D, Starkschall G. Hendeess radiation therapy physics. 4th ed. New York Wiley Publication. 2016; P. 205.
- Mayles P, Nahum A, Rosenwald J, Hand book of radiotherapy physics. New York Taylor Francis Publication. 2007;P. 1005-18.
- 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.
- Bortfeld T, An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams. Mad Phys 1997;12: 2024-33.
- Breuer H, Smit B. Proton therapy and radiosurgery. New York Springer Publication. 2000; P. 58-61.
- Malyapa R, Lowe M, Bolsi A, Lomax A, Weber D, Albertini A. Evaluation of

robustness to setup and range uncertainties for head and neck patient treated with pencil beam scanning proton therapy. Rad Oncol 2016;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.

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

Hashemi Z¹, Tatari M¹, Shirmardi p²

(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, Faculty of Physics, Yazd University, Yazd, Iran

2. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran

* Corresponding author Email: p_shirmardi@aut.ac.ir