

اثر چرخ تعدیل گر و تیغه‌های جبران کننده برد بر منحني براگ و محاسبه دز ذرات ثانويه در پروتون‌درماني سرطان غده تیموس با استفاده از کدهای MCNPX، FLUKA و GEANT4

منصوره تاتاری*، زهرا هاشمی و راضیه علیمردانی

دانشکده فیزیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران.

* یزد، دانشگاه یزد، دانشکده فیزیک، کدپستی: ۷۴۱-۸۹۱۹۵

پست الکترونیکی: mtatari@yazd.ac.ir

چکیده

غده تیموس از جمله غدد درون‌ریز است که نقش مهمی در ایمنی بدن دارد. سرطان غده تیموس بسیار نادر می‌باشد. یکی از راه‌های درمان آن پرتودرمانی است. پرتودرمانی سرطان غده تیموس، به‌علت موقعیت مکانی این غده و نزدیک بودن آن به اندام‌های مهم بدن، خطر عوارض جانبی را در پی دارد. در این مقاله، با شبیه‌سازی فانتوم میرد و طراحی یک چرخ تعدیل‌گر و تیغه‌های جبران‌کننده برد، نحوه تشکیل قله براگ در ناحیه تومور بررسی شد. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از ابزار مونت‌کارلوی GEANT4، کدهای FLUKA و MCNPX انجام گرفت. از برهم‌کنش غیرکشسان پروتون‌ها با محیط ذرات ثانویه تولید می‌شوند که مهم‌ترین آن‌ها نوترون‌ها و فوتون‌ها هستند. دز پروتون‌های فرودی و ذرات ثانویه که در پروتون‌درمانی تولید می‌شوند، در تومور، بافت سالم تیموس و ۱۲ اندام حساس بدن که در نزدیکی این غده قرار دارند با استفاده از این ابزارهای شبیه‌سازی محاسبه شده و با یکدیگر مقایسه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهند که در طول پروتون‌درمانی این سرطان، حدود ۹۶ درصد دز ناشی از پروتون‌های فرودی و ذرات ثانویه در تومور جذب می‌شود و اندام‌های حساس اطراف آن، دز بسیار ناچیزی را دریافت می‌کنند.

کلیدواژگان: پروتون‌درمانی، غده تیموس، چرخ تعدیل‌گر، تیغه جبران‌کننده برد، دز ذرات ثانویه، مونت‌کارلو.

۱. مقدمه

بررسی کرد. در پروتون‌درمانی، پروتون‌ها به سمت تومور تابیده می‌شوند و با انجام برهم‌کنش‌های کولنی به بافت تومور آسیب می‌رسانند. مزیت اصلی پروتون‌درمانی تمرکز جذب انرژی در یک ناحیه است که در این میان، دز بسیار کمی به بافت‌های اطراف تومور می‌رسد اما در صورتی که تومور در نزدیکی بافت‌های حساس بدن قرار داشته باشد مقدار دز رسیده به این بافت‌ها حائز اهمیت است [۲،۳].

اساس روش پرتودرمانی خارجی استفاده از منابع پرتوهای یوننده است که در خارج از بدن بیمار قرار می‌گیرد. تحقیقات انجام شده برای استفاده از ذرات باردار در مسیر درمان به نیمه اول قرن بیستم برمی‌گردد. در سال ۱۹۴۶ ویلسون توزیع عمق-دز پروتون‌های سریع داخل جسم را با جزییات توصیف کرد [۱]. تویاس^۱ تأثیرات تابش‌های یونیزان را بر زندگی سلول‌ها

^۱ Tobias

می‌توان از ضخامت‌های متفاوت یک ماده (به‌عنوان چرخ تعدیل‌گر) برای مدوله‌کردن پرتوها استفاده کرد. با عبور پرتوهای تک انرژی پروتون از ضخامت‌های متفاوت چرخ تعدیل‌گر، پرتوها دارای انرژی‌های متفاوتی می‌شوند و هر انرژی، قله براگی در یک برد متفاوت ایجاد می‌کند. از تجمع این قله‌ها، یک قله براگ پهن‌شده^۶ به وجود می‌آید که از آن برای پرتودرمانی تومورهای بزرگ استفاده می‌کنند [۸،۹].

در این مطالعه، یک چرخ تعدیل‌گر برای پوشش توموری به طول یک سانتی‌متر در داخل غده تیموس، طراحی شده است و سپس دز ناشی از پروتون‌درمانی این تومور در ۱۲ اندام حساس بدن و بافت سالم غده تیموس محاسبه شده است. تمامی نتایج با استفاده از ابزار شبیه‌سازی GEANT4، کد FLUKA و کد MCNPX انجام گرفته است [۱۰-۱۲].

۲. مواد و روش کار

در این مطالعه، از فانتوم بدن میرد^۷ استفاده شد. فانتوم میرد توسط فیشر^۸ و اشنایدر^۹ در آزمایشگاه^{۱۰} ORNL در دهه ۱۹۷۰ برای محاسبات دز تابشی داخلی پزشکی^{۱۱} (MIRD) معرفی شد که با استفاده از اطلاعات^{۱۲} ICRP نوشته شده بود که یک مرد بالغ با قد ۱۷۰ سانتی‌متر و وزن ۷۰ کیلوگرم با سن بین ۲۰ تا ۳۰ سال را نشان می‌دهد [۱۳]. در فانتوم میرد، غده تیموس به‌صورت یک بیضی‌گون با قطرهای ۸، ۶ و ۱ سانتی‌متر تعریف شده است که مرکز آن در عمق ۴ سانتی‌متری از سطح سینه قرار گرفته است. در این مقاله برای بررسی سرطان تیموس توموری بیضی‌گون به قطرهای ۲، ۲ و ۱ سانتی‌متر در مرکز غده تیموس طراحی شد. قرارگیری غده

سرطان غده تیموس^۱ یکی از سرطان‌های بسیار نادر است. تقریباً سالانه در آمریکا از هر ده میلیون نفر ۱۳ نفر به این سرطان مبتلا می‌شوند که این رقم در آسیا به ۴۹ نفر می‌رسد. علت ایجاد این سرطان در بسیاری از موارد ناشناخته است. بروز این سرطان در مردان بسیار بیشتر از زنان است و عوامل ژنتیکی در بروز آن نقش مهمی دارند. برای درمان سرطان تیموس از روش‌های مختلفی مانند جراحی، پرتودرمانی و غیره استفاده می‌کنند. در پرتودرمانی انواع سرطان‌های تیموس، دز معمول از ۴۵ تا ۶۰ گری متفاوت است [۴،۵]. آزمایشات بالینی نشان داده است که استفاده از پرتو پروتون در درمان سرطان تیموس و همچنین کاهش خطرات بعد از پرتودرمانی، بسیار کارآمد است. در پرتودرمانی، بافت‌های اطراف غده تیموس، مقداری دز دریافت می‌کنند که باعث مشکلاتی مثل التهاب و تورم غشای دور قلب^۲، التهاب مری^۳ و یا التهاب ریه^۴ می‌شود [۶]. وگل^۵ و همکارانش با پروتون‌درمانی ۲۷ بیمار مبتلا به سرطان غده تیموس بین سال‌های ۲۰۱۱ تا ۲۰۱۵ اعلام کردند که دز جذب‌شده در ناحیه تومور بین ۸۲٪ تا ۱۰۰٪ کل دز دریافتی بوده است و ۹۵٪ حجم غده را پوشش داده است. همچنین اعلام کردند که V20 (حجمی که دز ۲۰ گری دریافت کرده است) برای ریه حدود ۱۸٪ و V5 برای ریه حدود ۲۶/۲٪ و V30 برای مری حدود ۱۴٪ بوده است و بنابراین پروتون‌درمانی برای این سرطان را کم‌خطر توصیف کرده‌اند [۷]. این مقادیر دز دریافتی در طول دوره درمان است که چندین هفته به طول می‌انجامد.

به‌علت تیز بودن قله براگ، استفاده از پرتو پروتون تک انرژی بدون اعمال هیچ تغییری روی آن نمی‌تواند برای تومورهای بزرگ کارآمد باشد. به‌منظور پوشش کامل تومور

⁶ Spread Out Bragg Peak (SOBP)

⁷ Mird phantom

⁸ Fisher

⁹ Snyder

¹⁰ Oak Ridge National Laboratory

¹¹ Medical Internal Radiation Dose

¹² International Commission on Radiological Protection

¹ Thymus Gland

² Pericarditis

³ Esophagitis

⁴ Pneumonitis

⁵ Vogel

تیموس در داخل بدن به نحوی است که سه استخوان قفسه سینه در مقابل آن قرار می‌گیرند. ضخامت استخوان‌های قفسه سینه ۵ میلی‌متر است که به فاصله‌ی ۲/۸ سانتی‌متر از یکدیگر قرار گرفته‌اند. چشمه‌ی سطحی پروتون به شعاع ۲ سانتی‌متر در فاصله‌ی ۳۰ سانتی‌متری از مرکز تومور در نظر گرفته شد و به‌گونه‌ای طراحی شده که پرتوها به‌صورت عمود بر قفسه سینه تابیده می‌شوند. در شکل ۱ نحوه‌ی قرارگیری چشمه نسبت به فانتوم نشان داده شده است.

به‌منظور جبران ناهمگنی که در اثر حضور قفسه سینه جلوی پرتوها، در دز عرضی (دو جهتی از تومور که پرتو عمود بر آن تابیده می‌شود) ایجاد می‌شود از تیغه‌هایی با ضخامت ۱/۳ میلی‌متر از جنس پلی‌متیل‌متاکریلات^۱ (PMMA) به‌عنوان جبران‌کننده برد استفاده شد که این ضخامت، جبران‌کننده ضخامت ۵ میلی‌متری استخوان‌های قفسه سینه است. این تیغه‌های جبران‌کننده به‌گونه‌ای در مسیر پرتوهای پروتون قرار گرفتند که روبروی فاصله‌های بین هر استخوان قفسه سینه باشند. اطلاعات مواد مورد استفاده در شبیه‌سازی از داده‌های انجمن ملی استاندارد و تکنولوژی^۲ (NIST) [۱۴] دریافت شده است. اطلاعات مربوط به ماده‌ی غده تیموس و PMMA در جدول ۱ آمده است. در شکل ۲ منحنی‌های براگ مربوط به باریکه‌های پروتون با انرژی‌های متفاوت از ۳۰ MeV تا ۹۰ MeV در فانتوم میرد رسم شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که انرژی بهینه برای پروتون‌درمانی سرطان غده تیموس باید در محدوده‌ی انرژی ۷۰ MeV تا ۸۰ MeV قرار گیرد. انرژی چشمه پروتون باید تا حدی باشد که پروتون‌ها از تیغه‌های جبران‌کننده، بافت سالم بدن و غده تیموس عبور کرده و قله براگ در انتهای تومور تشکیل شود. با استفاده از شبیه‌سازی این انرژی برابر با ۷۷ MeV به‌دست

آمده است. چرخ تعدیل‌گری به شکل چرخ‌ی که دارای پره‌هایی با ضخامت‌های مختلف است [۱۵] بین چشمه و فانتوم شبیه‌سازی شد. جنس چرخ تعدیل‌گر از ماده PMMA است. با تغییر ضخامت چرخ تعدیل‌گر سعی شده که قله‌های براگ در قسمت‌های مختلف در تومور تشکیل شود. به این ترتیب ضخامت هر گام چرخ تعدیل‌گر به‌دست می‌آید که نتیجه‌ی آن چرخ تعدیل‌گری با گام‌هایی به ضخامت ۱ میلی‌متر است که تا ضخامت ۹ میلی‌متر ادامه می‌یابد. به ازای ضخامت ۹ میلی‌متر، قله براگ در ابتدای تومور قرار می‌گیرد. اطلاعات مربوط به چرخ تعدیل‌گر در جدول ۲ آمده است. در این جدول ضرایب وزنی برای هر باریکه محاسبه شده است تا بتوان قله براگ پهن شده را در ناحیه تومور ایجاد کرد. ضرایب وزن باریکه در واقع میزان تأثیر هر ضخامت را نشان می‌دهند و در هر نوعی از چرخ‌های تعدیل‌گر نشان‌دهنده پارامتر خاصی هستند. مثلاً در صورتی که چرخ تعدیل‌گر به صورت پره‌ای ساخته شود ضریب وزنی باریکه نشان‌گر زاویه پره است و در صورتی که به شکل فیلتر شیاردار ساخته شود ضریب وزنی هر باریکه نشان‌گر عرض شیارها است. از برهم‌نهی منحنی‌های براگ مختلف، منحنی براگ پهن‌شده به دست می‌آید که کل ناحیه تومور را پوشش می‌دهد. سپس دز جذب شده در ۱۲ اندام حساس بدن (ناشی از ذرات ثانویه) و همچنین دز کل (ناشی از ذرات ثانویه و ذرات فرودی) در بافت سالم غده تیموس محاسبه شده است. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کدهای FLUKA، MCNPX و ابزار مونت‌کارلوی GEANT4 و برای ۱۰^۷ تاریخچه انجام شد. در کد MCNPX به‌منظور محاسبه دز از تالی F6 استفاده شد. در کد FLUKA (نسخه 2011.2c) شبیه‌سازی در حالت HADROTHE انجام گرفت. در ابزار مونت‌کارلوی GEANT4 مدل فیزیکی QGSP_INCLXX به‌کار برده شد. خطای آماری شبیه‌سازی-ها کمتر از ۲٪ است.

¹ Poly Methyl Methacrylate

² National Institute of Standards and Technology

جدول (۱): درصد عناصر تشکیل دهنده غده تیموس و PMMA [۱۴].

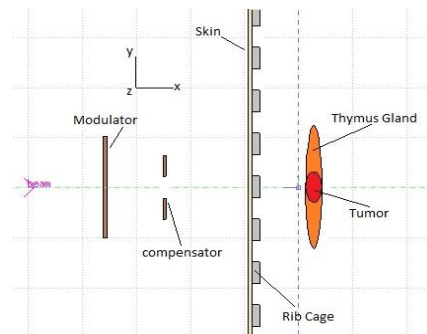
ضخامت (میلی متر)	ضریب وزنی باریکه
۰	۴/۱۴۸
۱	۱/۴۹۹
۲	۱/۱۴۹
۳	۰/۹۷۹
۴	۰/۸۵۰
۵	۰/۸۳۷
۶	۰/۶۷۴
۷	۰/۶۲۰
۸	۰/۵۳۷
۹	۰/۵۹۴

جدول (۲): ضرایب وزنی باریکه در ضخامت‌های مختلف چرخ تعدیل گر.

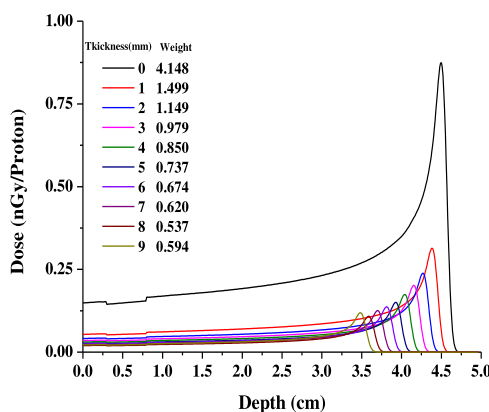
نوع بافت	H	C	N	O	ρ (g/cm ³)
تیموس	۱۰/۱	۱۱/۱	۲/۶	۷۶/۲	۱/۰۰
PMMA	۵۳/۳	۳۳/۳	-	۱۳/۳	۱/۱۹

۳. نتایج و بحث

در شکل ۳ منحنی‌های براگ برای پروتون‌های با انرژی ۷۷ MeV و به ازای ضخامت‌های متفاوت چرخ تعدیل گر با اعمال ضریب وزنی هر باریکه نشان داده شده است. در این شکل عمق صفر نشانگر سطح قفسه سینه و در عمق ۳/۵ سانتی‌متری تا ۴/۵ سانتی‌متری مکان تومور است. از برهم‌نهی منحنی‌های براگ مختلف با ضرایب وزنی متفاوت (ضرایب وزنی هر منحنی براگ محاسبه شده و در شکل ۳ نشان داده شده است) که قله آن‌ها در عمق‌های مختلف تومور ایجاد می‌شود، یک منحنی براگ ایجاد می‌شود که دارای قله براگ پهن شده است که کل تومور را به طور کامل پوشش می‌دهد. با توجه به شعاع چشمه طراحی شده و قرارداد تیغه‌های جبران‌کننده در مسیر پرتو، سطح جانبی تومور نیز به‌طور کامل پوشش داده می‌شود.

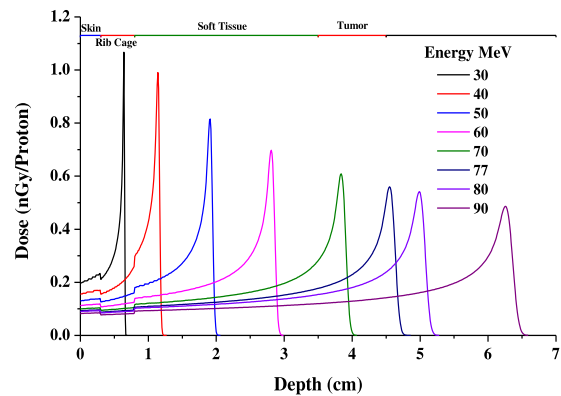


شکل (۱): فانتوم میرد و نحوه قرارگیری چرخ تعدیل گر و تیغه‌های جبران‌کننده برد.



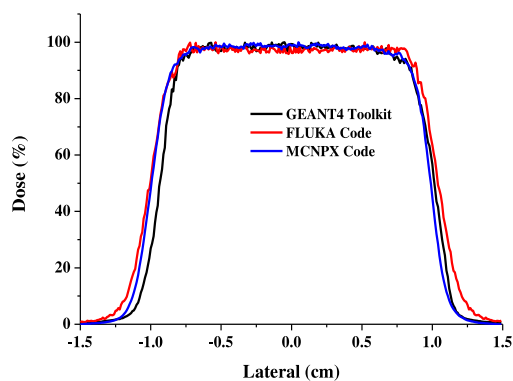
شکل (۳): شبیه‌سازی قله‌های براگ مدوله شده با استفاده از ابزار

GEANT4

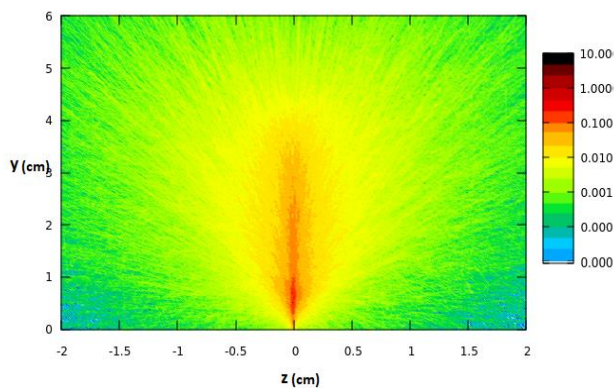


شکل (۲): منحنی‌های براگ به ازای انرژی‌های مختلف چشمه پروتون.

می‌گذارند می‌تواند خطرات جانبی برای بافت‌های سالم در پی داشته باشد. در شکل‌های ۷ و ۸ به ترتیب پربند توزیع شار نوترون‌های ثانویه و فوتون‌های ثانویه نشان داده شده است که با استفاده از کد FLUKA رسم شده‌اند. از این شکل‌ها مشاهده می‌شود که بیشترین شار ذرات ثانویه در ناحیه تومور است. در جدول ۳ دز دریافت شده ناشی از پروتون‌های فرودی و ذرات ثانویه به ازای یک پروتون فرودی، در ۱۲ اندام حساس بدن که در نزدیکی غده تیموس هستند و همچنین در تومور و در بافت سالم غده تیموس، نشان داده شده است. محاسبات با استفاده از ابزار GEANT4، کد FLUKA و کد MCNPX انجام شده است. از جدول ۳ دیده می‌شود که بیشترین میزان دز توسط تومور جذب می‌شود و دز جذب شده در اندام‌های ذکر شده بسیار ناچیز است.



شکل (۴): شبیه‌سازی توزیع دز جانبی در تومور.

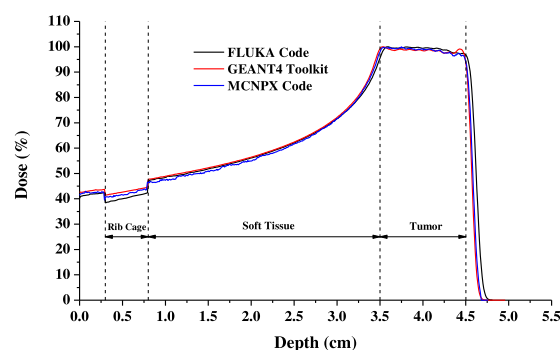


شکل (۵): پربند انرژی جذب شده در محیط توسط پروتون‌ها در راستای محوره‌های Z و Y.

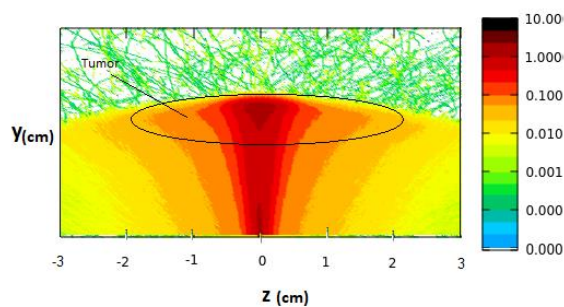
شکل (۶): شبیه‌سازی توزیع شار نوترون‌های ثانویه با استفاده از

FLUKA-USRBIN

شکل ۴ قله براگ پهن‌شده و شکل ۵ پربند انرژی پروتون‌ها را نشان می‌دهند. در شکل ۴ دیده می‌شود که از عمق ۰/۳ سانتی‌متری تا ۰/۸ سانتی‌متری کاهش دز وجود دارد علت این کاهش، عبور پرتوها از استخوان قفسه سینه با چگالی $1/48 \text{ g/cm}^3$ و ضخامت ۰/۵ سانتی‌متری آن است و در حالی که پرتوها از استخوان قفسه سینه عبور نمی‌کنند حضور تیغه‌های جبران‌کننده با چگالی $1/19 \text{ g/cm}^3$ ، این کاهش دز را جبران می‌کنند. در شکل ۵ دیده می‌شود که بیشترین انرژی پروتون‌ها در ناحیه تومور قرار می‌گیرد.



شکل (۶): شبیه‌سازی قله براگ پهن‌شده در ناحیه تومور.



شکل (۷): شبیه‌سازی توزیع شار نوترون‌های ثانویه با استفاده از

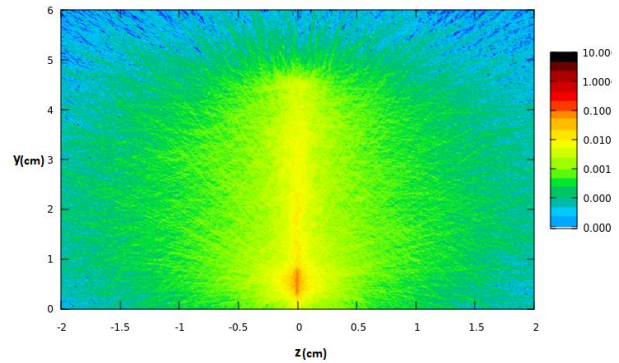
FLUKA-USRBIN

در شکل ۶ توزیع دز جانبی در ناحیه تومور نیز نشان داده شده است که توافق خوبی بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی با کدهای مختلف دیده می‌شود. در اثر برهم‌کنش هسته‌ای غیرکشسان پروتون‌ها با عناصر تشکیل‌دهنده بافت‌ها ذرات ثانویه تولید می‌شوند که مهم‌ترین آن‌ها نوترون‌ها و فوتون‌ها هستند. دزی که ذرات ثانویه در اندام‌های سالم اطراف تومور به جای

ثانویه در ناحیه تومور جذب می‌شوند. باید دقت شود که نتایج جدول‌های ۳ و ۴ به ازای یک پروتون فرودی هستند و در صورت داشتن مشخصات یک شتابدهنده و انجام آزمایش، بایستی تأثیر جریان شتابدهنده در نتایج شبیه‌سازی اعمال شود تا با نتایج تجربی قابل مقایسه شوند.

۴. نتیجه‌گیری

پروتون‌ها شبیه همه ذرات باردار با عبور از ماده، افت سریع انرژی را در انتهای مسیر خود دارند. این جذب انرژی در عمق‌های مختلف ماده وابسته به انرژی پروتون‌ها است. از این ویژگی پروتون‌ها در درمان سرطان‌هایی که در قسمت‌های عمیق بدن قرار دارند استفاده می‌شود. حضور ناهمگنی در بافت در شکل کلی منحنی براگ تغییری ایجاد نمی‌کند و می‌توان با تغییر در انرژی باریکه پروتون مشکل حضور بافت ناهمگن در مسیر پرتوها را برطرف کرد. در این مقاله با شبیه‌سازی چرخ تعدیل‌گر و تیغه‌های جبران‌کننده برد در مسیر پرتوها، تومور طراحی شده در داخل غده تیموس به‌طور کامل در هر سه بعد توسط قله براگ پهن‌شده پوشش داده شد. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کدهای مونت‌کارلوی MCNPX و FLUKA و ابزار GEANT4 انجام شد. در اثر برهم‌کنش‌های هسته‌ای پروتون با ماده، سهم قابل توجهی از انرژی پروتون توسط ذرات ثانویه حمل می‌شود. ذرات ثانویه در ماده حرکت کرده و انرژی خود را تخلیه می‌کنند. برد برخی از این ذرات بیشتر از برد پروتون خواهد بود به گونه‌ای که ممکن است انرژی آن‌ها خارج از حجم هدف جذب شود. این مورد، در پرتودرمانی موجب جذب دز در بافت سالم بدن بیمار و در نتیجه عوارض جانبی می‌گردد. با محاسبه دز پروتون‌های فرودی و دز ذرات ثانویه تولید شده در ۱۲ اندام حساس بدن که در نزدیکی این غده قرار دارند مشاهده می‌شود که این اندام‌ها دز بسیار کمی را دریافت می‌کنند. نتایج نشان می‌دهند



شکل (۸): شبیه‌سازی توزیع شار فوتون‌های ثانویه با استفاده از

FLUKA-USRBIN

جدول (۳): دز جذب‌شده در اندام‌های مختلف بدن (nGy/Proton)

اندام	MCNPX	FLUKA	GEANT4
تومور	۰/۹۸۴۶۶	۱/۶۶۵۲۱	۱/۱۱۵۹۸
تیموس	۰/۰۴۵۴۸	۰/۰۷۲۱۸	۰/۰۵۴۶۷
قلب	۱/۱۱۲۰۵×۱۰ ^{-۶}	۰/۹۶۴۹۷×۱۰ ^{-۶}	۰/۶۳۵۰۱×۱۰ ^{-۶}
کبد	۰/۰۴۱۶۱×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۸۲۶۹×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۶۴۹۷×۱۰ ^{-۶}
تیروئید	۰/۵۴۵۸۲×۱۰ ^{-۶}	۰/۶۱۲۲×۱۰ ^{-۶}	۰/۷۳۳۶۱×۱۰ ^{-۶}
لوزالمعده	۰/۰۸۶۹۰×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۷۶۱۹×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۸۸۱۱×۱۰ ^{-۶}
معده	۰/۰۸۳۹۷×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۷۱۲۰×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۵۷۶۹×۱۰ ^{-۶}
طحال	۰/۰۹۰۰۹×۱۰ ^{-۶}	۰/۱۳۲۹×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۸۳۰۸×۱۰ ^{-۶}
ریه راست	۰/۳۱۵۲۱×۱۰ ^{-۶}	۰/۵۶۹۱۰×۱۰ ^{-۶}	۰/۴۴۷۹۶×۱۰ ^{-۶}
ریه چپ	۰/۷۴۲۸۳×۱۰ ^{-۶}	۰/۹۷۹۵۳×۱۰ ^{-۶}	۰/۹۲۲۶۸×۱۰ ^{-۶}
کلیه راست	۰/۰۶۸۴۲×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۷۲۹۴×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۵۰۰۸×۱۰ ^{-۶}
کلیه چپ	۰/۰۴۷۱۱×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۶۱۹۷×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۳۷۹۹×۱۰ ^{-۶}
فوق کلیه راست	۰/۰۷۱۳۶×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۹۴۱۰×۱۰ ^{-۶}	۰/۱۳۱۲۵×۱۰ ^{-۶}
فوق کلیه چپ	۰/۰۷۴۲۹×۱۰ ^{-۶}	۰/۰۶۴۹۷×۱۰ ^{-۶}	۰/۱۹۴۴۴×۱۰ ^{-۶}

برای مقایسه مدل‌های استفاده شده در کدهای مختلف شبیه‌سازی که از آن‌ها استفاده شده است و همچنین برای بررسی تأثیر ذرات ثانویه تولید شده در پروتون‌درمانی سرطان غده تیموس، دز ناشی از نوترون‌ها و فوتون‌های تولید شده در واکنش‌های هسته‌ای در حین پروتون‌درمانی غده تیموس در بافت‌های مختلف بدن به‌طور جداگانه توسط کدهای مختلف محاسبه شده است و نتایج در جدول ۴ آورده شده است. جدول ۴ نشان می‌دهد که توافق خوبی بین نتایج حاصل از کدهای مختلف وجود دارد و همچنین بیشترین میزان دز ذرات

که ۹۶ درصد دز کل در ناحیه تومور جذب می‌شود که بیانگر نتایج حاصل از شبیه‌سازی با کدهای مختلف در توافق خوبی با کم خطر بودن پروتون‌درمانی برای درمان این سرطان است. یکدیگر هستند.

جدول(۴): دز جذب شده نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه در اندام‌های مختلف بدن (nGy/Proton).

GEANT4		FLUKA		MCNPX		کد شبیه‌سازی
نوترون	فوتون	نوترون	فوتون	نوترون	فوتون	اندام
$1/0.0519 \times 10^{-4}$	$0/9.0441 \times 10^{-6}$	$1/228.01 \times 10^{-4}$	$0/837.09 \times 10^{-6}$	$0/73497 \times 10^{-4}$	$0/91361 \times 10^{-6}$	تومور
$0/820.08 \times 10^{-6}$	$0/453.01 \times 10^{-6}$	$0/9422.0 \times 10^{-6}$	$0/421.05 \times 10^{-6}$	$0/71039 \times 10^{-6}$	$0/47331 \times 10^{-6}$	بافت سالم غده تیموس
$0/418.09 \times 10^{-7}$	$0/30.079 \times 10^{-7}$	$0/70.021 \times 10^{-7}$	$0/20.67 \times 10^{-7}$	$0/51932 \times 10^{-7}$	$0/249.01 \times 10^{-7}$	قلب
$0/0.963 \times 10^{-7}$	$0/0.884 \times 10^{-7}$	$0/2498.0 \times 10^{-7}$	$0/0.915 \times 10^{-7}$	$0/10038 \times 10^{-7}$	$0/0.8519 \times 10^{-7}$	کبد
$0/20.459 \times 10^{-7}$	$0/1529.0 \times 10^{-7}$	$0/25349 \times 10^{-7}$	$0/1327.0 \times 10^{-7}$	$0/15119 \times 10^{-7}$	$0/10397 \times 10^{-7}$	تیروئید
$0/1799.0 \times 10^{-7}$	$0/140.9 \times 10^{-7}$	$0/351.08 \times 10^{-7}$	$0/1098.0 \times 10^{-7}$	$0/275.09 \times 10^{-7}$	$0/11942 \times 10^{-7}$	لوزالمعده
$0/11787 \times 10^{-7}$	$0/0.979 \times 10^{-7}$	$0/237.01 \times 10^{-7}$	$0/149.06 \times 10^{-7}$	$0/10418 \times 10^{-7}$	$0/116.04 \times 10^{-7}$	معده
$0/10678 \times 10^{-7}$	$0/0.9451 \times 10^{-7}$	$0/190.21 \times 10^{-7}$	$0/11319 \times 10^{-7}$	$0/15107 \times 10^{-7}$	$0/140.01 \times 10^{-7}$	طحال
$0/390.04 \times 10^{-7}$	$0/210.6 \times 10^{-7}$	$0/2871.0 \times 10^{-7}$	$0/15039 \times 10^{-7}$	$0/35181 \times 10^{-7}$	$0/30.84 \times 10^{-7}$	ریه راست
$0/43221 \times 10^{-7}$	$0/259.05 \times 10^{-7}$	$0/331.01 \times 10^{-7}$	$0/18032 \times 10^{-7}$	$0/37319 \times 10^{-7}$	$0/38107 \times 10^{-7}$	ریه چپ
$0/26450 \times 10^{-7}$	$0/12956 \times 10^{-7}$	$0/1118.0 \times 10^{-7}$	$0/0.9664 \times 10^{-7}$	$0/24029 \times 10^{-7}$	$0/19341 \times 10^{-7}$	کلیه راست
$0/10488 \times 10^{-7}$	$0/0.9028 \times 10^{-7}$	$0/1031.0 \times 10^{-7}$	$0/0.8333 \times 10^{-7}$	$0/15209 \times 10^{-7}$	$0/0.9983 \times 10^{-7}$	کلیه چپ
$0/19522 \times 10^{-7}$	$0/0.9429 \times 10^{-7}$	$0/0.9891 \times 10^{-7}$	$0/0.7322 \times 10^{-7}$	$0/10032 \times 10^{-7}$	$0/13706 \times 10^{-7}$	فوق کلیه راست
$0/11755 \times 10^{-7}$	$0/0.9677 \times 10^{-7}$	$0/0.8821 \times 10^{-7}$	$0/0.7211 \times 10^{-7}$	$0/14217 \times 10^{-7}$	$0/17949 \times 10^{-7}$	فوق کلیه چپ

۵. مراجع

- [1] R.R. Wilson. Radiological use of fast protons. *Radiology* 47 (1946) 487–491.
- [2] M.A. Nunes. *Hadron therapy physics and simulations*. Springer (2014).
- [3] M. Durante, H. Paganetti. Nuclear physics in particle therapy: a review. *Rep. Prog. Phys* 79 (2016) 096702–096725.
- [4] S.M. Gadalla, A. Rajan, R. Pfeiffer, S.Y. Kristinsson, M. Bjorkholm, O. Landgren, G. Giaccone. A population-based assessment of mortality and morbidity patterns among patients with thymoma. *Int. J. Cancer* 128 (2010) 2688–2694.
- [5] M. Myojin, N.C. Choi, C.D. Wright, J.C. Wain, N. Harris, E.B. Hug, D.J. Mathisen, T. Lynch, R.W. Carey, M. Grossbard, D.M. Finkelstein, H.C. Grillo. Stage III Thymoma: pattern of failure after surgery and postoperative radiotherapy and its implication for future study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 4 (2000) 927–933.
- [6] R.R. Parikh, R. Rhome, E. Hug, H. Tsai, O. Cahlon, B. Chon, A. Goenka. Adjuvant proton beam therapy in the management of thymoma: A dosimetric comparison and acute toxicities. *Clin. Lung. Cancer* 17 (2016) 362–366.
- [7] J. Vogel, L. Lin, L.A. Litzky, A.T. Berman, C.B. Simone. Predicted rate of secondary malignancies following adjuvant proton versus photon radiation therapy for thymoma. *Int. J. Radiation. Oncol. Biol. Phys* 99 (2017) 427–433
- [8] T. Bortfeld. An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams. *Med. Phys* 24 (1997) 2024–2033.
- [9] R. Garcia-Molina, I. Abril, P. Vera, I. Kyriakou, D. Emfietzoglou. A study of the energy deposition profile of proton beam sinmaterials of hadron therapeutic interest. *Appl. Radiat. Isotopes* 83 (2014) 109–114.
- [10] Geant4-Collaboration. *Physics reference manual for Geant4*. CERN, (2015).
- [11] A. Ferrari, P.R. Sala, A. Fass, J. Ranft. *FLUKA: A multi-particle transport code*, CERN, (2011).
- [12] D.B. Pelowitz. *MCNPX user's manual version 2.6.0*, LA-CP-07-1473, (2008).
- [13] ICRP publication 110, *Realistic reference phantoms: An ICRP/ICRU joint effort*, *Annals of the ICRP*, (1975).
- [14] National Institute of Standards and Technology (NIST), Online available at <https://www.nist.gov>.
- [15] S.B. Jia, F. Romano, G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, M. H. Hadizadeh, A.A. Mowlavi, L. Raffaele. Designing a range modulator wheel to spread-out the Bragg peak for a passive proton therapy facility. *Nucl. Instrum. Meth. A* 806 (2016) 101–108.