دوماهنامه طبّ جنوب
پژوهشکده زیست-پزشکی خلیج فارس
دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بوشهر
سال هجدهم، شماره ۲، صفحه ۲۹۵ - ۲۸۸ (خرداد و تیر ۱۳۹۴)
ISMJ 2015; 18(2): 288-295

شبیه سازی مونت کارلو پروتون درمانی برای سرطان پستان در فانتوم پستان فشرده شده

سید محمد متولی [۱*]، علی اصغر مولوی [۲]، محمد امین رحمانی [۱]

[۱] گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران، بابلسر
[۲] گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار

(دریافت مقاله: ۹۲/۷/۲۹- پذیرش مقاله: ۹۲/۱۱/۲۱)

چکیده

زمینه: به‌طور معمول در یک فرآیند پرتو درمانی با فوتون علاوه بر سلول‌های سرطانی، به سلول‌های سالم نیز آسیب وارد می‌شود؛ اما در پروتون درمانی این آسیب‌های ناخواسته به حداقل خود می‌رسند. زیرا پروتون بیشترین میزان انتقال خطی انرژی را در ناحیه انتهای مسیر خود که به قله براگ مشهور است وارد می‌کند. در این مطالعه، بازه‌ی مفید انرژی برای درمان سرطان پستان و شار ذرات ثانویه تولید شده در فرآیند پروتون درمانی، برای تعیین ریسک ابتلا به سرطان ثانویه و خسارت به قلب و ریه، مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه، ابتدا یک فانتوم پستان فشرده شده به شکل نیم استوانه را با استفاده از کد **MCNPX** شبیه‌سازی کرده و سپس پرتوی پروتون را با بازه‌ی انرژی ۱ مگا الکترون ولت به سمت فانتوم ترابرد کرده و تأثیر این پرتو بر روی تومور مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: محاسبات نشان می‌دهد، بهترین بازه‌ی انرژی برای درمان توموری با ضخامت ۶ میلی‌متر در عمق ۱۴ میلی‌متری از سطح فانتوم پستان در محدوده ۴۱ تا ۴۸ مگا الکترون ولت می‌باشد. در این مطالعه، میزان شار ذرات ثانویه مانند نوترون و فوتون تولیدی برحسب انرژی پروتون ورودی محاسبه شده و نمودار تغییرات شار این ذرات برحسب انرژی رسم شده است. با توجه به نمودار شار نوترون، طیف نوترون یک شدت قابل توجهی برای نوترون‌های با انرژی پایین دارد که با افزایش انرژی نوترون، شار آن کاهش می‌یابد. همچنین در نمودار شار فوتون‌ها، قله‌هایی مشاهده می‌شود که در نتیجه برانگیختگی هسته عناصر ^{31}P، ^{12}C و ^{16}O می‌باشد، که در این برانگیختگی، ^{12}C بیشترین شار فوتون را تولید می‌کند.

نتیجه‌گیری: پروتون درمانی از دقت بالاتری نسبت به رادیوتراپی معمولی برخوردار است و آسیب‌های کمتری به سلول‌های سالم خارج از محدوده تومور وارد می‌کند. زیرا در بازه‌ی انرژی مفید محاسبه شده، بیشترین دوز یا آسیب به تومور وارد می‌شود. اما با این حال در این روش درمانی ذرات ثانویه ناخواسته‌ای تولید می‌شوند که ممکن است به سلول‌های دیگر اطراف تومور صدمه وارد کنند.

واژگان کلیدی: پروتون درمانی، سرطان پستان، فانتوم پستان فشرده شده، محدوده انرژی پروتون، کد **MCNPX**

*بابلسر، گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران

E-mail: motavali@umz.ac.ir

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

مقدمه

بر اساس پیش‌بینی‌ها تا سال ۲۰۱۵ میلادی حدود ۵۴ درصد از کل مرگ و میرها بر اثر بیماری‌های غیرواگیردار رخ خواهد داد و سهم سرطان حدود ۱۳ درصد خواهد بود (۱).

شایع‌ترین سرطان و یکی از علل مهم مرگ ومیر در بین زنان ۴۴-۴۰ ساله، سرطان پستان می‌باشد. در سال ۲۰۰۰ میلادی بر اساس آمار جهانی، یک میلیون نفر به سرطان پستان مبتلا شده‌اند که رقمی معادل ۲۲ درصد کل سرطان‌ها را شامل می‌شود (۲ و ۳)، در ایران نیز ۲۵ درصد سرطان‌هایی که زنان به آن مبتلا می‌شوند را سرطان پستان تشکیل می‌دهد (۲). از این رو اهمیت پیشگیری در مراحل قبل از ابتلا و درمان بعد از آن، بیش از پیش آشکار می‌شود.

امروزه برای درمان سرطان پستان روش‌های گوناگونی از جمله ماستکتومی، لامپکتومی، شیمی درمانی، رادیوتراپی و همچنین در مواقعی از ترکیب این روش‌ها برای درمان استفاده می‌شود (۳). رادیوتراپی یکی از مهم‌ترین روش‌های درمانی است، اما در رادیوتراپی معمولی احتمال آسیب رسیدن به بافت‌های سالم وجود دارد. در این مطالعه، به جای استفاده از پرتو گاما که در رادیوتراپی استفاده می‌شود، از پرتوی پروتون که در هادرون تراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد، برای درمان سرطان پستان استفاده شده و برای شبیه‌سازی این فرایند از کد MCNPX استفاده گردید. کد MCNPX برای شبیه‌سازی ترابرد تابش بسیار قدرتمند بوده و در مطالعات مختلف به‌ویژه در بررسی پرتو پروتون بر روی یک ضخامت مشخص مانند اندام‌های گردن تطابق خوبی با نتایج تجربی دارد (۶-۴). محققین در پژوهش‌های انجام شده در زمینه درمان سرطان پستان به‌وسیله رادیوتراپی همواره به دنبال آن بوده‌اند که بتوانند میزان دوز ناشی از پرتو را در محدوده بافت‌های سالم کاهش دهند که بدین‌منظور از IMRT و یا رادیوتراپی سه بعدی (3D CRT) استفاده می‌شود، اما پژوهش‌های جدید نشان داده که پروتون درمانی در این رابطه بهتر عمل می‌کند یعنی توزیع دوز بهتری دارد (۷). البته در این پژوهش‌ها بیشتر بحث در رابطه با نحوه توزیع دوز پرتوی فرودی بوده است، که در این مطالعه علاوه بر بررسی پرتوی فرودی، پرتوها یا ذرات ثانویه‌ای که ممکن است در زمان درمان تولید شوند نیز مورد مطالعه قرار گرفت.

تأثیر درمانی پروتون، برای اولین بار توسط ویلسون (Wilson) طی مقاله‌ای در سال ۱۹۴۶ معرفی شد (۸). همچنین اولین کاربرد این روش برای درمان غده هیپوفیز در سال ۱۹۵۴ در آزمایشگاه پرتوی برکلی[1] مورد استفاده قرار گرفت. بعد از آن مرکز درمانی لوما لیندا[2] به‌عنوان اولین بیمارستان پروتون درمانی در سال ۱۹۹۰ ساخته شد (۹). پروتون درمانی در کارآزمایی‌های بالینی برای ملانوم درون چشم (ملانومی که در داخل چشم ایجاد شده)، ایتنوبلاستوم (تومور بدخیم شبکیهٔ چشم که بیشتر در کودکان زیر ۵ سال بروز می‌کند)، رابدومیوسارکوم (نوعی تومور در بافت عضلانی)، برخی سرطان‌های سر و گردن و سرطان‌های پروستات، مغز و ریه در حال انجام است (۱۰).

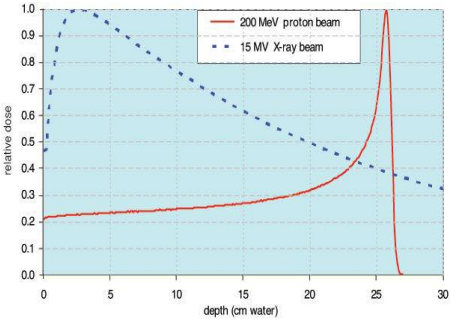
کمیت انتقال خطی انرژی به صورت رابطه LET=dE/dx تعریف می‌شود، که در آن dE، متوسط انتقال انرژی به محیط توسط ذره بارداری با انرژی معلوم در گذار از فاصله dx است (۱۱). هرچه پرتو، انرژی بیشتری از دست داده باشد سلول‌های بیشتری را نابود کرده است. پرتوهای مختلف، سطوح انتقال خطی انرژی متفاوتی دارند. مثلاً پرتوهای x، گاما،

[1] Berkeley Radiation Laboratory
[2] Loma Linda University Medical Center

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

الکترون‌ها و پروتون‌ها، پرتوهایی با انتقال خطی انرژی پایین هستند. نوترون‌ها، یون‌های سنگین و پیون‌ها در دسته‌ی پرتوهای با انتقال خطی انرژی بالا جا می‌گیرند. همان‌طورکه اشاره کردیم توزیع دوز پروتون نسبت به گاما بهتر است. مزیت پروتون نسبت به روش‌های معمول و IMRT، این است که پروتون‌ها دارای بار می‌باشند و می‌توان به هر صورت دلخواه با استفاده از یک میدان مغناطیسی، پرتو را به بافت سرطانی تاباند. مزیت دیگر پرتو پروتون، پر انرژی و قابل کنترل بودن آن است. پروتون‌ها از طریق پوست وارد بدن شده، به تومور برخورد کرده و در آنجا متوقف می‌شوند و لذا آسیب به بافت‌های اطراف به حداقل می رسد (۶ و ۸).

هنگامی‌که پروتون در درون ماده حرکت می‌کند، انرژی خود را بیشتر تحت تأثیر برهمکنش کولنی با الکترون‌های اتم‌های ماده از دست می‌دهد. تئوری بته- بلاخ کاهش سرعت و توان توقف پروتون را توصیف می‌کند. پروتون بیشترین میزان دوزش را تا قبل از توقف کامل در ناحیه‌ای به نام قله براگ به ماده منتقل می‌کند (۸، ۹ و ۱۳). نحوه‌ی توزیع دوز برای پروتون و فوتون در شکل ۱ نشان داده شده است. علاوه بر این پروتون در برهمکنش با هسته‌های محیط، ذرات ثانویه‌ای مانند نوترون و فوتون تولید می‌نماید؛ که محاسبه میزان تولید این ذرات بسیار مهم است زیرا این ذرات ریسک ابتلا به سرطان ثانویه را تعیین می‌کند (۱۵-۱۳).



شکل ۱) نمودار تغییرات دوز نسبی برای فوتون و پروتون (۱۲)

مواد و روش‌ها

در این پژوهش برای انجام محاسبات از شبیه‌سازی مونت کارلو با کد MCNPX استفاده شده است.

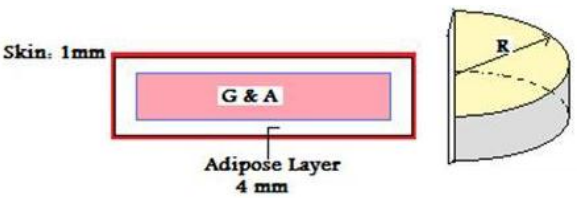
روش شبیه‌سازی مونت کارلو تقریباً در همه موضوعات فیزیک پزشکی و مهندسی هسته‌ای از جمله حفاظت در برابر اشعه، رادیوتراپی و پزشکی هسته‌ای کاربرد دارد و از دقت آماری بالایی برخوردار است (۱۶). این کد محصول آزمایشگاه لوس آلاموس در ایالات متحده می‌باشد و هدف اصلی آن بررسی ترابرد ذرات گوناگون است. در این کد، داده‌های مربوط به سطح مقطع‌های برخورد ذرات و برهمکنش بین آن‌ها و همچنین برهمکنش فوتون با عناصر از عدد اتمی z=1 تا z=100 موجود است (۵).

برای اجرای کد ابتدا باید هندسه مسئله تعریف شود، که شامل مجموعه کارت‌های سلول و کارت سطح می‌باشد. سپس پارامترهای فیزیکی مانند چشمه، تعریف و در نهایت برای محاسبه فاکتور مورد نظر، تالی (فرمان‌هایی که توسط کاربر به کد داده می‌شود تا خروجی مور نظر تولید شود) مناسب را وارد کرده و برنامه را اجرا می‌کنیم.

در ابتدا یک فانتوم پستان فشرده شده به شکل نیم استوانه را با استفاده از این کد شبیه سازی نموده‌ایم (۱۷). با فشردن مناسب پستان، بافت آن یکنواخت گسترده شده، ضخامت آن کاهش یافته و زمان پرتودهی کم می‌شود. این فانتوم از یک لایه پوست به ضخامت ۱ میلی‌متر، یک لایه چربی به ضخامت ۴ میلی‌متر، بافت اصلی پستان به ضخامت ۳۰ میلی‌متر تشکیل شده است؛ همچنین توموری به ضخامت ۶ میلی‌متر در عمق ۱۴ میلی‌متری از سطح فانتوم قرار دارد. شکل ۲ فانتوم مورد نظر را نمایش می‌دهد (۱۸).

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

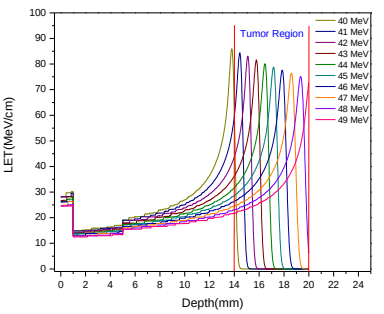
در این کار تحقیقاتی، چشمه پروتون از بیرون فانتوم به‌صورت عمود بر فانتوم پستان، از انرژی ۴۰ تا ۴۹ مگاالکترون ولت با گام‌های ۱ مگاالکترون ولت و به‌صورت تک انرژی ترابرد می‌کند و در نهایت مقادیر محاسبه شده برای LET توسط یک MESH تالی دکارتی با ضخامت ۰/۰۱ میلی‌متر به‌دست می‌آید.



شکل۲) نمایی از فانتوم شبیه‌سازی شده

یافته‌ها

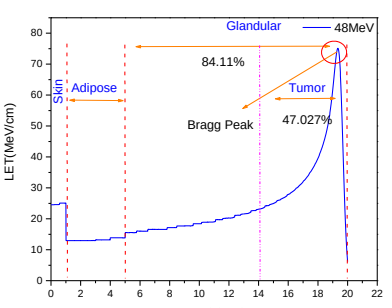
در بررسی پروتون درمانی، فاکتور مهم برای محاسبه، انتقال خطی انرژی می‌باشد. انتقال خطی انرژی، انرژی منتقل شده به مواد در اثر عبور ذره باردار در ماده را بیان می‌کند. این کمیت برای بررسی اثرات ناشی از تابش یونیزان بر روی نمونه‌های بیولوژیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۵). شکل ۳ نمودار انتقال خطی انرژی بر حسب عمق نفوذ در بافت را برای پروتون با انرژی‌های مختلف نشان می‌دهد.



شکل ۳) نمودارهای یونیزاسیون تابش پروتون در پستان

همان‌طورکه از نمودارهای این شکل ملاحظه می‌شود، پروتون بیشترین میزان انرژی را در انتهای مسیر خود (ناحیه قله براگ) آزاد می‌کند. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که در بازه انرژی ۴۱ تا ۴۸ مگاالکترون ولت برای پروتون فرودی، قله براگ در محدوده‌ی تومور مورد نظر قرار می‌گیرد. یعنی برای از بین بردن این تومور، چشمه پروتون باید پرتو را در این محدوده انرژی ساطع کند تا تمام سطح تومور در معرض تابش قرار گیرد.

همان‌طورکه در شکل ۴ ملاحظه می‌شود، از آنجائیکه ما در این پژوهش از چشمه پروتون تک انرژی (Pencil Beam) استفاده نموده‌ایم، پرتوی پروتون با انرژی ۴۸ مگاالکترون ولت، حدود ۴۷/۰۲ درصد و ۸۴/۱۱ درصد از انرژی کل را به ترتیب در تومور و در بافت اصلی پستان وارد می‌کند، بنابراین بیشترین انرژی آزاد شده در تومور متعلق به این انرژی می‌باشد و بیشترین صدمه نیز در این انرژی به تومور وارد خواهد شد.

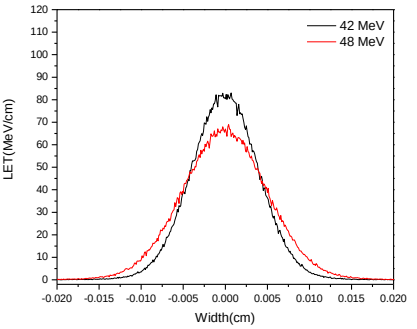


شکل ۴) منحنی انتقال انرژی خطی در انرژی ۴۸ MeV

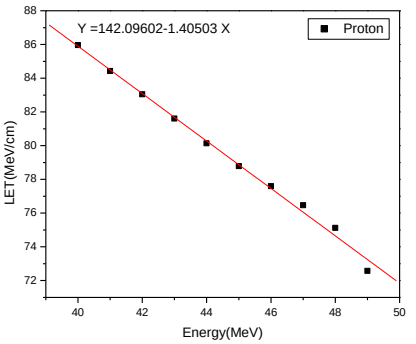
در ادامه، قله‌ی براگ در انرژی‌های متفاوت مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج حاصل نشان می‌دهد که با افزایش انرژی پروتون، قدرت نفوذ ذره افزایش یافته و نهایتاً با افزایش نفوذ ذره، تعداد برخوردهای غیر الاستیک با هسته‌های ماده افزایش و این موضوع سبب کاهش ارتفاع قله براگ و پهن شدگی عرضی می‌شود. این پهن شدگی برای انرژی‌های ۴۲ و ۴۸ مگاالکترون ولت در شکل ۵ نشان داده شده است. در

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

شکل ۶ نیز تغییرات ارتفاع قله براگ بر حسب انرژی پروتون نشان داده شده است.



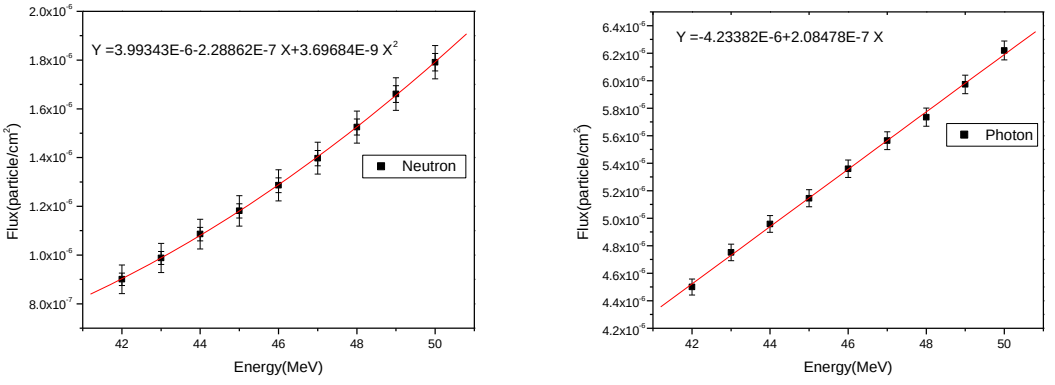
شکل ۵) تغییرات قله براگ به‌صورت عرضی



شکل ۶) تغییرات ارتفاع قله براگ با تغییر انرژی پروتون

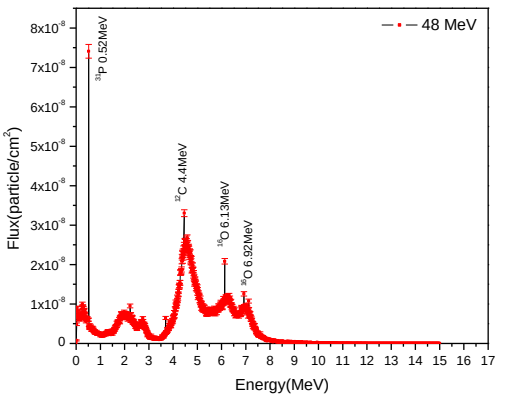
در برخورد پروتون با هسته‌ها علاوه بر کاهش ارتفاع قله براگ، ذرات ثانویه‌ای هم مانند نوترون و فوتون تولید می‌شوند، که شار این ذرات را در اطراف هندسه فانتوم پستان شبیه‌سازی شده محاسبه نموده‌ایم. در شکل ۷ نمودارهای مربوط به شار ذرات ثانویه نوترون و فوتون برای انرژی‌های متفاوت پروتون رسم شده است، که با افزایش انرژی پروتون، شار نوترون به‌صورت سهموی و شار فوتون به‌صورت خطی افزایش می‌یابد. از آنجائی‌که بهترین مقدار انرژی پروتون در بازه مذکور جهت درمان تومور مورد نظر، انرژی ۴۸ مگاالکترون ولت می‌باشد، طیف انرژی ذرات ثانویه نوترون و فوتون برای پروتون با این انرژی را محاسبه و در شکل‌های ۸ و ۹ نشان داده‌ایم.

نتایج حاصل از محاسبات نشان می‌دهد، بیشترین شار، مربوط به نوترون‌های کند بوده و با افزایش انرژی نوترون، شار نوترون‌ها کاهش می‌یابد. در نمودار مربوط به فوتون‌ها نیز چند قله وجود دارد که مربوط به انرژی برانگیختگی عناصر موجود در ماده تشکیل دهنده پستان می‌باشد، که در اثر برخورد پروتون، برانگیخته شده و در مدت زمان کوتاهی به حالت پایه و انگیخته شده و فوتون ساطع می‌کنند (۱۳، ۲۱-۱۹).

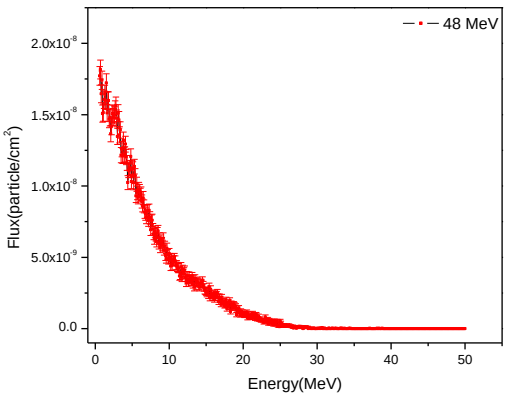


شکل ۷) تغییرات شار نوترون و فوتون بر حسب انرژی پروتون

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]



شکل ۸) نمودار شار فوتون برحسب انرژی فوتون برای پروتون ۴۸ MeV



شکل ۹) نمودار شار نوترون برحسب انرژی نوترون برای پروتون ۴۸ MeV

بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش، با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX، مناسب‌ترین محدوده انرژی پروتون در درمان توموری به ضخامت ۶ میلی‌متر در عمق ۱۴ میلی‌متری از سطح فانتوم پستان فشرده شده نیم استوانه‌ای محاسبه شده است. نتایج نشان می‌دهد که برای این هندسه مفروض، بهترین بازه‌ی انرژی پروتون فرودی بین ۴۱ تا ۴۸ مگاالکترون ولت می‌باشد. در کارهای قبلی، تمرکز عمده بر روی مقایسه نحوه‌ی توزیع دوز پروتون بوده است، اما در این پژوهش علاوه‌بر بررسی نحوه توزیع دوز پروتون، به‌منظور بررسی ریسک ابتلا به سرطان ثانویه و میزان خسارت به قلب و ریه، فوتون و نوترون تولید شده برای انرژی‌های مختلف پرتوی پروتون در بازه‌ی مذکور، مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل از محاسبات نشان می‌دهد، تابع تغییرات انرژی فوتون نسبت به انرژی پروتون، خطی و تابع تغییرات انرژی نوترون، سهموی می‌باشد.

همچنین نوترون‌های کند، سهم بیشتری از شار کل را دارا بوده و بیشترین قله تولید شده برای فوتون‌ها مربوط به برانگیختگی عناصر ^{31}P، ^{12}C و ^{16}O می‌باشد، که در این بین برانگیختگی ^{12}C بیشترین شار فوتون را تولید می‌کند. برای بررسی بیشتر صحت این روش، در کنار انجام کارهای آزمایشگاهی که متأسفانه در ایران امکان اجرای آن نمی‌باشد، می‌توان با استفاده از دیگر کدهای شبیه‌سازی محاسبات را انجام داد و همچنین همانند IMRT از مجموعه پرتوهای پروتون برای درمان استفاده کرد تا تمام سطح تومور را بپوشاند.

References:

1.Van Lier EA, Van Kranen HJ, Van Vliet JA, et al. Estimated number of new cancer cases attributable to infection in the Netherlands in 2003. Cancer Lett 2008; 272: 226-31.
2.Hajian K, Gholizadeh Pasha AR, Bozorgzadeh Sh. Association of Obesity and Central Obesity with Breast Cancer Risk in Pre- and Postmenopausal Women. J Babol Univ Med Sci 2013; 15: 7-15.(Persian)
3.Weber D, Ares C, Lomax AJ, et al. Radiation therapy planning with photons and protons for early and advanced breast cancer: an overview. Radiat Oncol 2006; 1: 22.
4.Evseev IG, Schelin HR, Paschuk SA, et al. Comparison of SRIM, MCNPX and GEANT simulation with experimental data for thick Al absorbers. Appl Radiat Isot 2010; 68: 948-50.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

5.Briesmeister JF. MCNPTM-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory 2000.
6.Mirzaie M, Mowlavi AA, Mohammadi S, et al. Absorbed dose calculation from beta and gamma rays of ^{131}I in ellipsoidal thyroid and other organs of neck with MCNPX code. Iran South Med J 2012; 15: 201-8(Persian).
7.Ares C, Khan S, MacArtain AM, et al. Postoperative proton radiotherapy for localized and locoregional breast cancer: potential for clinically relevant improvement? Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010; 76: 685-97.
8.Wilson RR. Radiological Use of Fast Protons. Radiology 1946; 47: 487-91.
9.American cancer Society. Breast Cancer Facts & Figure 2009-2010. (Accessed Feb 18, 2013 http://www.cancer.org/research/cancerfactsfigure/breastcancerfactsfigure/braest-cancer-fact figures-2009-2010).
10.McDonald MW, Fitzek MM. proton therapy. Curr Probl Cancer 2010; 34: 257-96.
11.Cember H, Johnson TE. Introduction to Health Physics. 4th ed. New York: Mac Graw Hill, 2009, 143-202.
12.Medical physics Web. (Accessed December 2, 2013, at http://medicalphysicsweb. org/cws/article/opinion/34237).
13.Tatischeff V, Casse M, Kiener J, et al. Gamma-ray lines of carbon and oxygen from orion. Ast Phys J 1996; 472: 205.
14.Rychman JM. Using MCNPX to Calculate Primary and Secondary Dose in Proton Therapy [Thesis]. Georgia Institute of Technology, 2011.
15.Mowlavi AA, Fornasie MR, De Denaro M. Calculate Energy Deposition, Photon and Neutron Production in Proton Therapy of Thyroid Gland Using MCNPX. Appl Radiat Isot 2011; 69: 122-5.
16.Gheisari R, Firoozabadi MM, Mohammadi H. Optimization of Geometry and Composition of a Neutron System for Treatment by Boron Neutron Capture Therapy. Iran south Med J 2015; 17: 1113-9(Persian).
17.KW A, Alghamdi A. Development of a Realistic Computational Breast Phantom for Dosimetric Simulations. Nucl Sci Thech 2011; 2: 147-52.
18.Motevalli SM, Mowlavi AA, Rahmani MA. Calculation and Comparison of Energy Deposition from Light Hadrons in Breast Cancer Therapy using MCNPX. Proceeding of the 4th International Conference on Science & Technology: Applications in Industry & Education (ICSTIE 2012), 230.
19.Schardt D, Elsässer T. Heavy Ion Tumor Therapy: Physical and Radiobiological Benefits. Rev Mod Phys 2010; 82: 383.
20.Jeffery MR. Using MCNPX to Calculate Primary and Secondary Dose in Proton Therapy [Thesis]. Georgia Institute of Technology, 2011.
21.Middlekoop GV, Spilling p. Investigation of the Reaction ^{31}P (n, γ) ^{32}P and ^{32}S (n, γ) ^{33}S. Nucl Phys 1965; 72: 1-22.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]

ISMJ 2015; 18(2): 288-295

Original Article

Monte Carlo Simulation of proton therapy for breast cancer in compressed breast phantom

SM. Motevalli [1], AA. Mowlavi [2], MA. Rahmani [1]*

[1] *Department of Nuclear Physics, Faculty of Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran*
[2] *Department of Physics, Faculty of Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran*

(Received 12 Oct, 2013 Accepted 10 Feb, 2014)

Abstract

Background: Generally in radiotherapy via photon, healthy cells can be damage besides cancer cells; but in proton therapy these additional harms reach to its minimum. Because, proton deposit its maximum linear energy at the end of its trajectory known as Bragg pick. In this study, efficient range of energy in breast cancer treatment and estimation of secondary particle flux in proton therapy for indicating subsequent cancer risk is considered.

Materials and Methods: In this study, at first we have simulated a semi-cylinder compressed breast phantom via MCNPX code and then we applied proton energy with 1MeV step in semi-cylinder phantom. Afterward, we have studied effects of this beam on tumor.

Results: The calculations show that the proper energy interval for tumor treatments with a thickness of 6mm with depth of 14 mm from the surface of the breast phantom is 41-48 MeV. In this study, secondary particle flux like neutron and photon with respect to proton initial energy has been calculated. Furthermore, flux diagram of these particle versus energy have been plotted. In neutron flux graph, the neutron spectrum has a significant intensity peak at low energy and flux intensity decreases smoothly as neutron energy increases. Also, in the photon flux spectrum, observed peaks are as a result of excitations in ^{31}P, ^{12}C, ^{16}O nuclei. ^{12}C nuclei produce maximum photon flux.

Conclusion: Proton therapy is more precise than conventional radiotherapy and cause less damage to healthy non tumor cells. Because in the useful calculated range of energy, maximum dose or damage is exerted on tumor. However, this treatment method produces secondary particles that maybe damage other cells around the tumor.

Key words: Proton therapy, Breast cancer, compressed breast phantom, proton energy interval, MCNPX code.

Address for correspondence: Department of Nuclear Physics, Faculty of Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, IRAN, E.mail: motavali@umz.ac.ir

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-10]