

مقایسه میزان دوز رسیده به قلب در درمان سرطان سینه در دو حالت تابش پروتون به روش پروتون تراپی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

جاویدی حسن^۱، احمدی گنجی زهرا^{۲*}

مقاله پژوهشی

مقدمه: امروزه برتری‌های پرتودرمانی با ذرات باردار برای درمان تومورهای سرطانی مشخص شده است. طی عبور پرتو پروتون از بافت‌های بدن، ذرات ثانویه‌ای تولید می‌شوند که به بافت‌های سالم بدن نفوذ کرده و موجب خسارت‌هایی می‌شوند. هدف از این پژوهش، محاسبه قله براگ پهن شده جهت پوشش تومور سینه و بررسی میزان دوز رسیده به اجزای مختلف قلب طی فرآیند درمان است.

روش بررسی: در این مطالعه شبیه‌سازی ابتدا تومور کروی به قطر یک سانتی‌متر در بافت سینه راست در فانتوم MIRD در نظر گرفته و از دو سمت راست و روبه روی بدن مورد تابش پروتون قرار گرفت. دوز ناشی از پروتون و ذرات ثانویه در تومور و اجزای مختلف قلب محاسبه گردید. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کد MCNPX انجام شد.

نتایج: قله براگ پهن شده جهت پوشش تومور سینه در دو حالت تابش چشمه محاسبه شد. در تابش از روبه‌رو (nGy) ۴/۲۵ و از راست (nGy) ۴/۱۲ دوز ناشی از پروتون در تومور تخلیه شده است. دوز ناشی از پروتون و ذرات ثانویه در اجزای مختلف قلب برای دو حالت تابش چشمه محاسبه و مقایسه شد. محدوده انرژی نوترون‌ها تا حدود ۵۵ MeV است و برای الکترون‌ها و فوتون‌ها کمتر از ۲۰ MeV است. اگرچه دوز ناشی از ذرات ثانویه در مقایسه با دوز پروتون بسیار کم است.

نتیجه‌گیری: در روش پروتون تراپی بخش اعظم دوز در تومور تخلیه می‌شود. تابش پروتون از روبه‌رو در مقایسه با تابش از سمت راست سبب تخلیه دوز بیشتری در تومور و در قلب می‌شود.

واژه‌های کلیدی: پروتون تراپی، سرطان سینه، قلب، قله براگ پهن شده، دوز ذرات ثانویه، MCNPX

ارجاع: حسن جاویدی، زهرا احمدی گنجی. مقایسه میزان دوز رسیده به قلب در درمان سرطان سینه در دو حالت تابش پروتون به روش پروتون تراپی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو. مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۳۹۷؛ ۲۶(۱۲): ۲۶-۱۹-۱۰.

۱- دانشجوی دکترا، گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بوشهر، بوشهر، ایران

۲- دانشجوی دکترا، گروه هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

* (نویسنده مسئول): تلفن: ۰۹۱۷۹۴۰۹۱۴۸، پست الکترونیکی: z_ahmadi263@yahoo.com، کد پستی: ۸۹۱۵۸۱۸۴۱۱

مقدمه

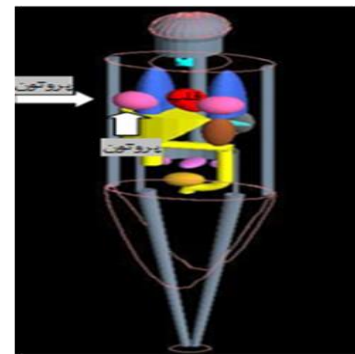
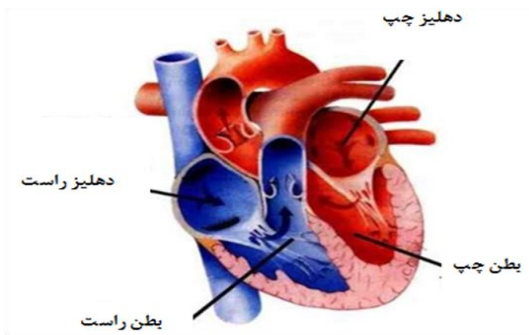
مهم ترین روش های درمان سرطان جراحی، پرتو درمانی و شیمی درمانی است و در اغلب موارد روش های ترکیبی موثرتر و کاربردی تر می باشند. انتخاب روش درمانی به نوع سرطان، موقعیت تومور و مرحله پیشرفت آن بستگی دارد. پرتو درمانی از سال ۱۸۹۵ و با کشف اشعه ایکس شروع شده و تاکنون در حال پیشرفت می باشد. در این روش درمانی با استفاده از پرتوهای پراثری، به DNA سلول ها آسیب رسانده و سبب مرگ سلول های سرطانی می شوند. پرتو درمانی به روش های مختلف از جمله تابش خارجی، تابش داخلی، براکی تراپی، درمان با ذرات باردار و درمان با نوترون انجام می گیرد. هادرون درمانی یک تکنیک پیشرفته پرتو درمانی خارجی با پرتوهای یونی نظیر پروتون با انتقال انرژی خطی (LET) بیشینه می باشد (۱-۲). استفاده از باریکه های یونی به ویژه پروتون در درمان تومور نخستین بار توسط ویلسون پیشنهاد شد. اولین بیمار در سال ۱۹۵۴ در آزمایشگاه لاورنس برکلی تحت درمان با پرتوهای پروتون قرار گرفت و در همان سال سنکروسیکلوترون جدید در آپسالا سوئد، پیشگام پرتو درمانی با استفاده از پهن کردن قله براگ (SOBP) برای درمان تومورهای عمقی بزرگ بود (۳-۵). هدف اصلی در پرتو درمانی از بین بردن ناحیه توموری با کمترین آسیب به سایر بافت های اطراف تومور می باشد (۶). به دلیل برتری های فیزیکی پروتون در مقایسه با فوتون ها در حوزه کاربردهای درمانی، دوز رسیده به بافت های سالم اطراف تومور، به میزان قابل توجهی کاهش می یابد. سرطان سینه از شایع ترین بیماری های بدخیم در جهان است که نرخ مرگ و میر ناشی از آن در سال ۲۰۱۲ حدود ۳۰/۹ بر ۱۰۰۰۰۰ بوده است. پروتون تراپی از روش هایی است که در بسیاری از مطالعات برای درمان سرطان سینه پیشنهاد شده است. در حال حاضر حدود ۸ مرکز آزمایش بالینی در ایالات متحده در حال بررسی درمان سرطان سینه با استفاده از پروتون تراپی است (۷-۱۱). مهم ترین مزیت ذرات باردار در درمان نسبت به سایر ذرات، برد دقیق این ذرات می باشد. توزیع دز عمقی برای فوتون ها به صورت نمایی کاهش می یابد

ولی پروتون ها و کربن ها تا رسیدن به انتهای مسیر خود انرژی ناچیزی را از دست داده و بیشینه انرژی خود را در قله براگ از دست می دهند. ذرات پروتون و کربن بر خلاف باریکه های ایکس و الکترون بیشترین انرژی خود را در نقطه ای در انتهای مسیر خود از دست می دهند. این بدان معنا است که بیشترین مقدار انرژی در ناحیه توموری جذب می شود (۱۵-۱۲). علاوه بر برهم کنش های کولنی پروتون ها با الکترون های اتمی و هم چنین پراکندگی هسته ای کشسان، پروتون ها در طول مسیر خود، دستخوش پراکندگی های ناکشسان هسته ای نیز می شوند، که طی آن ذرات ثانویه نظیر نوترون، فوتون، پروتون های ثانویه و ... تولید می شوند. نوترون ها و فوتون ها می توانند به نقاط دور از بافت هدف برسند و انرژی خود را در بافت های دور از هدف ذخیره کنند و از این رو دارای اهمیت بسیاری در پروتون تراپی هستند. ذرات ثانویه در هادرون درمانی دو منشأ متفاوت دارند که می توانند موجب افزایش ریسک سرطان های ثانویه شوند. اولین مورد ذرات ثانویه تولید شده در سیستم های انتقال پیش از ورود باریکه به بدن بیمار که می توان تا حدودی با قرار دادن حفاظ های مناسب نسبت به حذف آن ها اقدام نمود و دیگری ذرات ثانویه ناشی از برهم کنش های- هسته ای باریکه فرودی با خود بافت های بدن، که به راحتی نمی توان آنها را حذف نمود و با توجه به اهمیت این ذرات باید دوز دریافتی در بافت های مختلف بدن محاسبه شود (۱۹-۱۶). در این پژوهش به بررسی درمان سرطان سینه به روش پروتون تراپی می پردازیم. با قرار دادن چشمه در دو حالت روبه رو و سمت راست بدن بیمار، قله براگ پهن شده جهت درمان سرطان سینه را محاسبه می کنیم و سپس دوز تخلیه شده در قسمت های مختلف قلب با توجه به اهمیت این عضو محاسبه می شود. با توجه به اهمیت دوز ناشی از ذرات ثانویه، دوز ناشی از الکترون، نوترون و فوتون هایی که طی فرآیند درمان تولید شده اند در تومور و قسمت های مختلف قلب محاسبه و برای دو حالت تابش گزارش می شود. از کد مونت کارلوی MCNPX (۲۰) برای شبیه سازی ها و محاسبات استفاده شد.

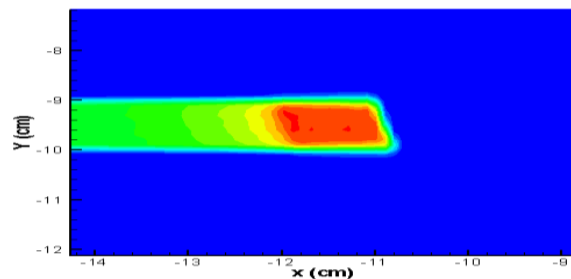
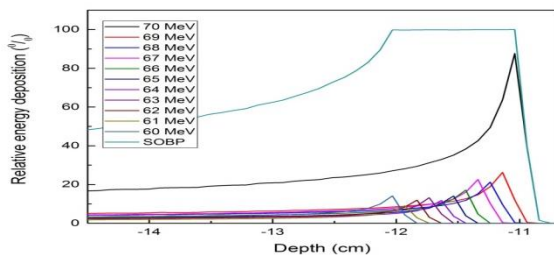
روش بررسی

طریق برهم کنش‌های ناکشسان با الکترون‌های اتمی انرژی از دست نمی‌دهند، بلکه ضمن برهم کنش با هسته‌های اتمی ماده، تابش‌های ثانویه نظیر نوترون و فوتون نیز تولید می‌کنند. این نوع تابش‌های ثانویه، نوعاً، دارای برد زیادی هستند و می‌توانند انرژی را به نقاط دور از منطقه تابش باریکه منتقل کنند، که این امر ناخواسته و غیر مطلوب است، چرا که سبب ایجاد دوز جذبی ناخواسته در اندام سالم مجاور و یا دور از تومور می‌شود. برای آن بخش از تابش‌های ثانویه که در بدن بیمار تولید می‌شوند کاری نمی‌توان کرد و لازم است که مقدار دقیق دوز مربوط به آن‌ها در اعضای بدن محاسبه و لحاظ شود. بنابراین در ادامه این کار میزان دوز رسیده ناشی از ذرات ثانویه در قسمت‌های مختلف قلب به عنوان یکی از اجزای مهمی که در پروتون‌تراپی سینه باید به آن توجه شود با استفاده از تالی ۶ محاسبه شد. میزان دوز رسیده به قلب در دو حالت تابش از روبه‌رو و سمت راست بدن به دست آمده و جهت یافتن موقعیت مناسب قرار گرفتن بیمار در مقابل چشمه مقایسه شده‌اند.

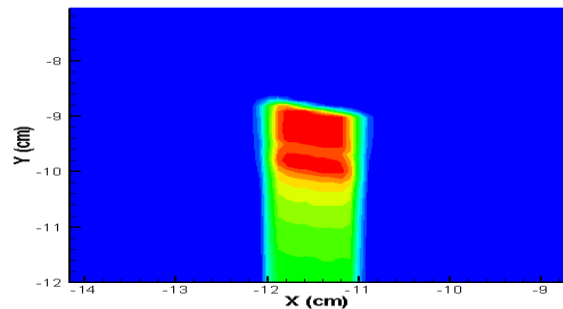
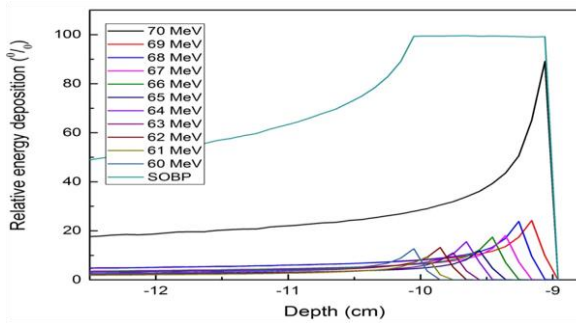
در این پژوهش برای انجام محاسبات از شبیه‌سازی مونت کارلو با کد MCNPX استفاده شده است. در گام نخست از فانتوم بدن انسان MIRD شبیه‌سازی شده توسط کد MCNP برای محاسبات استفاده شده است. تومور به شکل کره‌ای به شعاع ۰/۵ سانتی‌متر به فاصله ۳ سانتی‌متر از سطح سینه نسبت به دو جهت رو به رو و سمت راست داخل سینه شبیه‌سازی شد. سپس به منظور پوشش دهی تومور، گستره انرژی مناسب برای باریکه‌های پروتونی به منظور وقوع قله‌های براگ در دو حالت قرارگیری چشمه در رو به رو و سمت راست بدن با استفاده از مش تالی محاسبه شد. پس از پیدا کردن مکان قله‌های براگ یک مجموعه از معادلات خطی با استفاده از نرم‌افزار متلب حل شد و ضرایب وزنی مناسب جهت ایجاد یک قله براگ پهن شده جهت پوشش کامل تومور محاسبه گردید. در شکل ۱ نمایی از فانتوم بدن انسان به همراه تصویری از اجزای قلب انسان نشان داده شده است. در ادامه، همان‌طور که پیشتر گفته شد، پروتون‌ها و سایر یون‌های باردار تنها از



شکل ۱: (الف) نمایی از فانتوم بدن انسان و موقعیت قرار گرفتن قلب، (ب) شماتیکی از اجزای تشکیل دهنده قلب



شکل ۲: توزیع عمقی دوز و چگونگی توزیع دوز در دو بعد برای قرار گرفتن چشمه در سمت راست بدن



شکل ۳: توزیع عمقی دوز و چگونگی توزیع دوز در دو بعد برای قرار گرفتن چشمه روبه روی بدن

موجب خسارت هایی به بافت های دیگر بدن می شوند. در جدول ۱ میزان دوز پروتون و سایر ذرات ثانویه تولید شده که در فرآیند درمان به تومور و اجزای مختلف قلب می رسند محاسبه شد. محدوده انرژی نوترون ها تا حدود ۵۵ MeV است و برای الکترون ها و فوتون ها کمتر از ۲۰ MeV است. جهت مقایسه بهتر دوز تخلیه شده در دو حالت، نسبت دوز رسیده به اجزای مختلف قلب برای حالتی که چشمه رو به روی بدن قرار گیرد به حالتی که چشمه از سمت راست بتابد محاسبه شد. با دقت در جدول ۲ قابل مشاهده است که دوز در قسمت های مختلف قلب در حالتی که چشمه روبه روی بدن قرار گیرد بیشتر از حالتی است که چشمه سمت راست بدن قرار گیرد. تفاوت ها در دوز ناشی از ذره پروتون و نوترون بیشتر از فوتون و الکترون است.

نتایج

در شکل ۲ نتایج محاسبات برای نمایه های دوز عمقی در فانتوم مورد نظر به ازای باریکه های پروتونی برای دو حالتی که چشمه سمت راست بدن قرار گیرد به همراه تصویر دو بعدی توزیع دوز و برای حالتی که چشمه روبه روی بدن قرار گیرد در شکل ۳ نشان داده شد. همان طور که دیده می شود با توجه به این که تومور درفاصله یکسانی از سطح سینه در دو حالت تابش چشمه از روبه رو و از سمت راست است محدوده انرژی مربوط به SOBP برای دو حالت یکسان است. برای دو حالت تابش چشمه گستره انرژی ۷۰ MeV - ۶۰ MeV در محدوده تومور قرار می گیرد. هنگامی که پرتو پروتون از بافت های بدن عبور می کند ذرات ثانویه ای تولید می شوند که این ذرات به بافت های سالم بدن نفوذ کرده و انرژی خود را تخلیل می کنند و

جدول ۱: دوز رسیده به اجزای قلب ناشی از ذرات تولید شده در فرآیند درمان برای دو حالت تابش چشمه

عضو	دوز چشمه سمت راست بدن قرار دارد (nGy)				دوز چشمه روبه روی بدن قرار دارد (nGy)			
	پروتون	نوترون	فوتون	الکترون	پروتون	نوترون	فوتون	الکترون
تومور	۴/۱۲	۳/۱۳× ^{۵-۱۰}	۵/۱۶× ^{۵-۱۰}	۱/۷۳× ^{۵-۱۰}	۴/۲۵	۲/۸۲× ^{۵-۱۰}	۵/۰۵× ^{۵-۱۰}	۱/۶۳× ^{۵-۱۰}
بطن چپ قلب	۸/۱۹× ^{۸-۱۰}	۳/۵۳× ^{۸-۱۰}	۷/۰۳× ^{۸-۱۰}	۹/۰۳× ^{۸-۱۰}	۲/۸۱× ^{۸-۱۰}	۱/۲× ^{۸-۱۰}	۷/۵۳× ^{۸-۱۰}	۷/۴۹× ^{۸-۱۰}
دیوار بطن چپ	۶/۸× ^{۸-۱۰}	۲/۱۳× ^{۸-۱۰}	۷/۳۲× ^{۸-۱۰}	۶/۱۸× ^{۸-۱۰}	۳/۰۶× ^{۸-۱۰}	۱/۳۶× ^{۸-۱۰}	۷/۲۹× ^{۸-۱۰}	۷/۵۴× ^{۸-۱۰}
بطن راست	۷/۸۹× ^{۸-۱۰}	۴/۸۲× ^{۸-۱۰}	۱/۱۱× ^{۸-۱۰}	۱/۲۴× ^{۸-۱۰}	۵/۷۴× ^{۸-۱۰}	۲/۱۴× ^{۸-۱۰}	۱/۱۱× ^{۸-۱۰}	۹/۶۷× ^{۸-۱۰}
دیوار بطن راست	۱/۲۷× ^{۸-۱۰}	۳/۶۴× ^{۸-۱۰}	۱/۰۸× ^{۸-۱۰}	۱/۲۱× ^{۸-۱۰}	۴/۳۶× ^{۸-۱۰}	۲/۱۶× ^{۸-۱۰}	۱/۰۸× ^{۸-۱۰}	۱/۱۳× ^{۸-۱۰}
دهلیز چپ	۲/۳۹× ^{۸-۱۰}	۱/۰۴× ^{۸-۱۰}	۹/۷۱× ^{۸-۱۰}	۸/۳۴× ^{۸-۱۰}	۳/۲۱× ^{۸-۱۰}	۱/۴۷× ^{۸-۱۰}	۱/۰۱× ^{۸-۱۰}	۹/۳۵× ^{۸-۱۰}
دیوار دهلیز چپ	۲/۷۴× ^{۸-۱۰}	۷/۹۳× ^{۸-۱۰}	۹/۲× ^{۸-۱۰}	۷/۷۹× ^{۸-۱۰}	۳/۴۹× ^{۸-۱۰}	۱/۰۸× ^{۸-۱۰}	۱/۰۵× ^{۸-۱۰}	۱/۱۵× ^{۸-۱۰}
دهلیز راست	۳/۰۲× ^{۸-۱۰}	۱/۳× ^{۸-۱۰}	۱/۶۱× ^{۸-۱۰}	۱/۷۲× ^{۸-۱۰}	۸/۳۷× ^{۸-۱۰}	۲/۹۱× ^{۸-۱۰}	۱/۶۴× ^{۸-۱۰}	۱/۶۷× ^{۸-۱۰}
دیوار دهلیز راست	۳/۶۴× ^{۸-۱۰}	۱/۴۸× ^{۸-۱۰}	۱/۷۹× ^{۸-۱۰}	۱/۶۲× ^{۸-۱۰}	۸/۰۷× ^{۸-۱۰}	۳/۵۷× ^{۸-۱۰}	۱/۷۳× ^{۸-۱۰}	۱/۴۲× ^{۸-۱۰}

جدول ۲: نسبت دوز رسیده به اجزای قلب در حالتی که چشمه سمت راست قرار گرفته است به حالتی که چشمه روبه روی بدن قرار گیرد

عضو	پروتون	نوترون	فوتون	الکترون
تومور	۰/۹۶۸	۱/۱۱	۱/۰۲	۱/۰۳
بطن چپ قلب	۰/۲۹۱	۰/۲۹۴	۰/۹۷۲	۱/۲۱
دیوار بطن چپ	۰/۲۲۲	۰/۱۵۷	۰/۹۶۵	۰/۸۲
بطن راست	۰/۱۳۸	۰/۲۲۵	۰/۹۷۸	۱/۲۸
دیوار بطن راست	۰/۲۹۱	۰/۱۶۹	۱/۰۵	۱/۰۸
دهلیز چپ	۰/۷۳۴	۰/۷۰۹	۰/۹۱۳	۰/۸۳۳
دیوار دهلیز چپ	۰/۷۸۴	۰/۷۳۵	۰/۹۲۲	۰/۷۲۵
دهلیز راست	۰/۳۷۴	۰/۴۴۵	۰/۹۸۶	۱/۰۳
دیوار دهلیز راست	۰/۴۳۵	۰/۴۱۵	۱/۰۳	۱/۱۵

وجود دارد دوز زیادی دریافت کند. در این کار دوز ناشی از چهار ذره پروتون، نوترون، فوتون و الکترون در قسمت های مختلف قلب در حالت تابش چشمه از روبه رو و از سمت راست بدن مورد محاسبه قرار گرفت. محدوده انرژی نوترون ها تا حدود ۵۵ MeV و برای الکترون ها و فوتون ها کمتر از MeV ۲۰ محاسبه شد که نشان می دهند افزایش انرژی چشمه باعث افزایش انرژی نوترون ها تا انرژی های بالا می شود. نتایج نشان می دهند دوز رسیده به تومور و اجزای تشکیل دهنده قلب، در حالتی که چشمه روبه روی بدن قرار گیرد بیشتر است. اگرچه در کل دوز رسیده به قلب در مقایسه با دوز رسیده به تومور بسیار کم است و دوز رسیده به تومور برای دو حالت تابش تقریباً یکسان است. نسبت دوز رسیده به تومور به برای حالتی که چشمه از سمت راست بدن می تابد نسبت به حالتی که چشمه از سمت روبه روی بدن می تابد ۰/۹۶ محاسبه شد. تفاوت مربوط به دوز تخلیه شده در اجزای قلب در دو حالت تابش بیشتر مربوط به ذرات پروتون و نوترون است که در حالت چشمه از روبه رو این دوز بیشتر است. به طوری که برای مثال دوز رسیده به بطن چپ قلب برای حالت تابش از سمت راست نسبت به تابش از رو به رو برای ذرات پروتون و نوترون حدود ۰/۲۹ است و برای ذرات فوتون و الکترون حدود ۰/۹۷ و ۱/۲۱ است. پرتو پروتون بیشترین مقدار انرژی را بدون آسیب به سایر بافت های سالم در ناحیه توموری تخلیه می کند. پروتون تراپی

بحث

هدف اصلی در پرتو درمانی از بین بردن تومور با کمترین آسیب به سایر بافت های اطراف تومور می باشد. در این کار به بررسی دوز رسیده به قلب در فرآیند پروتون تراپی سرطان سینه پرداخته شد. در ابتدا از فانتوم کامل بدن انسان MIRD که توسط کد MCNP شبیه سازی شده است برای محاسبات دوزیمتری استفاده شد. تومور به شکل کره ای به شعاع ۰/۵ سانتی متر به فاصله ۳ سانتی متر از سطح سینه نسبت به دو جهت رو به رو و سمت راست داخل سینه شبیه سازی شد. در ابتدا، با استفاده از شبیه سازی مناسب ترین محدوده انرژی پروتون در درمان تومور در دو حالت تابش چشمه از روبه رو و از سمت راست بدن محاسبه شد. از برهم نهی منحنی های براگ و محاسبه ضرایب وزنی مناسب هر منحنی با استفاده از نرم افزار متلب، قله براگ پهن شده به دست آمد. این محدوده انرژی در گستره ۷۰ MeV - ۶۰ MeV قرار گرفت که کل حجم تومور را در برمی گیرد. در اثر برهم کنش های هسته ای پروتون با ماده، سهم قابل توجهی از انرژی پروتون توسط ذرات ثانویه حمل می شود. ذرات ثانویه در ماده حرکت کرده و انرژی خود را تخلیه می کنند. این مورد، در پرتو درمانی موجب تخلیه دوز در بافت سالم بدن بیمار و در نتیجه عوارض جانبی می گردد. قلب یکی از اجزای مهم بدن است که در فاصله کمی از بافت سینه قرار گرفته است و بنابراین در فرآیند درمان امکان این

سالم بدن دوز ناچیزی دریافت کرده و بخش اعظم دوز در دو حالت تابش پروتون در بافت توموری تخلیه شد.

سپاسگزاری

بدین وسیله از تمام دوستانی که به نحوی در فرآیند انجام این تحقیق ما را یاری نمودند قدردانی می‌گردد. این تحقیق حامی مالی ندارد و حاصل پایان نامه و یا طرح تحقیقاتی نمی‌باشد.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

در درمان تومورهایی که در نواحی عمیق و نزدیک ارگان‌های حساس قرار دارند می‌تواند گزینه‌ای مناسب باشد.

نتیجه گیری

در این پژوهش، با استفاده از شبیه‌سازی مناسب‌ترین محدوده انرژی پروتون جهت استفاده در درمان پروتون‌تراپی سرطان سینه در دو حالت حالت تابش چشمه پروتون محاسبه شد و میزان دوز رسیده به قلب ناشی از پروتون و سایر ذرات ثانیه محاسبه گردید. نتایج نشان داد میزان دوز رسیده به تومور و اجزای سالم قلب برای حالت تابش چشمه از روبه‌رو نسبت حالت تابش چشمه از سمت راست بیشتر است. اگرچه اجزای

References:

- 1-Symonds RP, Foweraker K. *Principles of chemotherapy and radiotherapy*. Curr Obstet Gynaecol. 2006; 16(2): 100-6.
- 2-Symonds RP. *Recent advances in radiotherapy*. BMJ 2001; 323(7321): 1107-10.
- 3-Wilson RR. *Radiological use of fast protons radiology*. Radiol 1946; 47(5): 487-91.
- 4-Lawrence JH, Tobias C, ABorn JL, McCombs R, Roberts JE, Anger HO, et al. *Pituitary Irradiation with High Energy Proton Beams: a Preliminary Report*. Canc Res 1958; 18(2):121-34.
- 5-Jia SB, Romano F, Giuseppe AP, Cuttone G, Hadizadeh MH, Mowlavi AA, et al. *designing a range modulator wheel to spread-out the Bragg peak for a passive proton therapy facility*. Nucl Instrum Methods Phys Res A 2016; 806: 101-8.
- 6-Sridhar T, Paul Symonds R. *Principles of chemotherapy and radiotherapy*. Obstet Gynaecol Reprod Med. 2009; 19 : 61-67.
- 7-Luo L, Cuaron J, Braunstein L, Gillespie E, Kahn A, McCormick B, et al. *Early outcomes of breast cancer patients treated with post-mastectomy uniform scanning proton therapy*. Radiother Oncol 2019; 132: 250-6.
- 8-Francesco Tommasino F, Fellin F, Lorentini S, Farace P. *Impact of dose engine algorithm in pencil beam scanning proton therapy for breast cancer*. Phys Med 2018; 50: 7-12.
- 9-Gustavo R. Sarria G, Ángel Berenguer Francés M, Linares Galiana I. *Enhancing radiotherapy effect in breast cancer with nanoparticles: A review*, Phys Med 2019; 24: 65-7.
- 10- MacDonald SM, Patel SA, Hickey S, Specht M, Isakoff SJ, Gadd M, et al. *Proton therapy for breast cancer after mastectomy: early outcomes of a prospective clinical trial*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2013; 86(3): 484-90.
- 11- Krämer M, Jäkel O, Haberer T, Kraft G, Schardt D, Weber U. *Treatment planning for*

- heavy-ion radiotherapy: physical beam model and dose optimization*. Phys Med Biol 2000; 45(11): 3299.
- 12- Durante M, Loeffler JS. *Charged particles in radiation oncology*. Nat Rev Clin Oncol 2010; 7(1): 37-43.
- 13- Dosanjh M, Jones B, Meyer R. *ENLIGHT and other EU-funded projects in hadron therapy*. Br J Radiol 2010; 83(994): 811-13.
- 14- Doyen J, Doyen J, Falk AT, Floquet V, Hérault J, Hannoun-Lévi JM, et al. *Proton beams in cancer treatments: Clinical outcomes and dosimetric comparisons with photon therapy*. Cancer Treat Rev 2016; 43: 104-12.
- 15- Mohan R, Grosshans D. *Proton therapy – Present and future*. Adv Drug Delivery Rev 2017; 109: 26-44.
- 16- Paganetti H, proton therapy physics, Boston: CRC Press 2018.
- 17- Janni JF. *Proton Range-Energy Tables and 1KeV - 10 GeV: Energy Loss and Range and Path Length and Time-of-Flight and Straggling and Multiple Scattering and Nuclear Interaction Probability.Part I*. Atomic Data and Nuclear Data Tables 1982; 27: 147-349.
- 18- Paganetti H, *Nuclear interactions in proton therapy: dose and relative biological effect distributions originating from primary and secondary particles*, Phys Med Biol 2002; 47: 747-764.
- 19- Jia SB, Hadizadeh MH, Mowlavi AA, Loushab M. *Evaluation of energy deposition and secondary particle production in proton therapy of brain using a slab head phantom*. Rep Pract Oncol Radiother 2014; 19(6): 376-84.
- 20- Pelowitz D. *MCNPX Users manual*, LA-CP-07-1473. Ver. 2.6.0. USA: Los Alamos National Laboratory. 2008

A comparison of arrived dose to the heart in the treatment of breast cancer in different modes of proton radiation by proton therapy using Monte Carlo simulation

Hassan Javidi¹, Zahra Ahmadi Ganjeh^{*2}

Original Article

Introduction: Today, the Advantages of radiation therapy by charged particles is indicated for the treatment of cancerous. During the passing of proton beam in the body tissues, secondary particles produce, which penetrate to the body healthy tissues and cause damage. The aim of this research was calculating the Spread out Bragg Peak for covering the breast cancer and investigating arrived dose to the different parts of the heart during the treatment process.

Methods: In this simulation study, a spherical tumor with a diameter of 1 cm considered in right breast tissue in MIRD phantom and then irradiated by proton of right and front sides of the body. Simulations are performed using the MCNPX code.

Results: The Spread out Bragg Peak calculated to cover the breast cancer in two cases of radiation. In the radiation of front and right, the deposited Dose due to The Proton Particle in tumor are 4.25 nGy and 4.12 nGy, respectively. The dose due to the protons and secondary particles in different parts of the heart calculated and compared for two modes of radiation. Energy Ranges of neutrons was about 55 MeV and for electrons and photons was less than 20 MeV. Although, the dose due to the secondary particles was very low in comparison of protons dose.

Conclusion: In proton therapy, a large portion of the dose is evacuated in the tumor. Proton radiation of the front in comparison of the right leads to the more dose deposit in the tumor and heart.

Keywords: Proton therapy, Breast cancer, Heart, Spread out Bragg Peak, Secondary particles dose, MCNPX

Citation: Javidi H, Ahmadi ganjeh Z. A comparison of arrived dose to the heart in the treatment of breast cancer in different modes of proton radiation by proton therapy using Monte Carlo simulation. J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2019; 26(12): 1019-26

¹Department of Nuclear Engineering , Faculty of Engineering, Islamic Azad University Bushehr Branch, Bushehr, Iran

²Faculty of Physics, Yazd University, Yazd, Iran

*Corresponding author: Tel: 09179409148 email: z_ahmadi263@yahoo.com