

بررسی اثر آلودگی الکترون بر نحوه توزیع دوز تابش فوتونی در طراحی درمان بیماران سرطانی

ناهید چگنی^۱، فرزانه میرخاقانی^{۲*}، خدیجه حسینی^۳، ساسان رزمجو^۳،
رضا مسکنی^۱، مریم طلایی گماری^۴

چکیده

زمینه و هدف: الکترونهاي ثانويه نگرانيهايي براي توزيع دوز ايجاد مي کنند که به فيلد درمانی و حضور کولیماتورهای چند برکه ای در مسیر حرکت فوتون‌ها بستگی دارد. هدف مقایسه اثر حضور و عدم حضور آلودگی الکترونی بر توزیع دوز با استفاده از توموگرافی کامپیوتری است.

روش بررسی: شتابدهنده واریان (2100C/D) با کدهای Primo و BEAMnrc برای فوتون‌هایی با انرژی اسمی ۵/۹ MV شبیه سازی شد. در این مطالعه تومور در ناحیه پشت کره چشم ۱۵ بیمار با تک فیلد پرتوگیری شد.

یافته ها: بیشینه عمق انبوهش دوز حجم درمانی در حضور و غیاب آلودگی الکترون به ترتیب در 1.3cm^3 و 2cm^3 اتفاق افتاد. از نتایج هیستوگرام حجم-دوز ۸۰٪ دوز در حضور الکترون $0.5 \pm 0.9\%$ ولی در غیاب الکترون به $2 \pm 0.8\%$ از حجم چشم راست تقلیل یافت.

نتیجه گیری: از اهداف اصلی رادیوتراپی رساندن بیشترین دوز به حجم درمان و حداقل دوز تابش به ارگان در خطر است. در این مورد با حذف آلودگی الکترون درصدی از حجم چشم که ۸۰٪ دوز را گرفته ۱۰٪/۱۰٪ کاهش، اما حجم درمان در ۹۰٪ دوز گرفته ۵٪ افزایش دارد.

کلید واژگان: آلودگی الکترون، توزیع دوز، تومور چشم، توموگرافی کامپیوتری.

۱- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۲- دانشجوی ارشد فیزیک پزشکی.

۳- استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.

۴- کارشناس ارشد گروه رادیوتراپی.

۱- گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی،

دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳- گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۴- گروه رادیوتراپی، گروه بیمارستان گلستان اهواز، اهواز، اهواز، ایران.

*نویسنده مسؤول:

فرزانه میرخاقانی؛ دانشکده پزشکی، دانشگاه

علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۷۷۰۰۹۹۱۰

Email:

farzanehmirkhaghani@gmail.com

مقدمه

جمله تکنیک های محاسباتی مونت کارلو استفاده می شود. این تکنیک ها بر مبنای شبیه سازی بوده و از آنها به عنوان یک ابزار قوی در دوزیمتری و طراحی درمان یاد می شود. استفاده از این تکنیک ها در شاخه های پزشکی رشد فزاینده ای داشته است و در رادیوتراپی در محاسبات مهم و حیاتی توزیع دز و طراحی درمان استفاده می شوند (۶). چندین کد مونت کارلو برای شبیه سازی شتابدهنده و محاسبه دوز برای پرتودرمانی بالینی توسعه یافته اند (۷). از جمله کد BEAM که به طور گسترده برای مطالعه پرتوهای فوتونی شتاب دهنده های کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته شده است (۸-۱۷). در مطالعه سیف و بیاتیانی، آلودگی الکترونی برای اندازه میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ برابر با دوز سطحی ۰.۶٪ محاسبه شد، همچنین گزارش کردند که دوز آلودگی الکترونی با افزایش اندازه میدان افزایش می یابد (۱۸).

یکی از بهترین روش ها برای تعیین کانتور بدن و دیگر ساختارهای داخلی، شکلبرداری سه بعدی به روش توموگرافی کامپیوتری می باشد. نرم افزار به عنوان بخشی از اسکنر (Computer Tomography) یا یک سیستم طراحی درمان مستقل، ترسیم از کانتورهای خارجی، حجم های درمان و ساختارهای حیاتی، نمایش های پرتال تعاملی و جایگیری، مرور طرح های درمان چندگانه و نمایشی از توزیع دز را فراهم می سازد. دمارکو و همکارانش در شبیه سازی مونت کارلو برای طراحی درمان و تجزیه و تحلیل داده از CT استفاده کردند (۷). محمدرضا آی و حبیب زیدی برای اعتبار سنجی در شبیه سازی مونت کارلو، داده های CT را مورد مطالعه قرار دادند (۱۹).

در مطالعه حاضر با استفاده از ورود اطلاعات CT بیماران در کدهای شبیه سازی Primo و BEAMnrc به بررسی اثر آلودگی الکترونی در چگونگی تغییر توزیع دوز در طراحی درمان بیماران سرطانی پرداخته شده است. هدف از این مطالعه محاسبه و مقایسه تجزیه و

هدف از پرتو درمانی اعمال دز بالا به بافت سرطانی است که همزمان با آن باید دز دریافتی بافت های سالم بسیار کم باشد تا از عوارض پس از درمان جلوگیری گردد. هنگام پرتو درمانی با استفاده از پرتوهای ایکس مگا ولتاژ فوتون های مورد استفاده در طول مسیر خود تا سطح پوست بیمار با مواد مختلفی برخورد می کنند که عمده ترین آنها کولیماتور اولیه، کولیماتورهای ثانویه، آجرهای سربی شکل دهنده میدان و سینی نگهدارنده آنها، فیلتر مسطح کننده، اتاقک یونیزاسیون و ستون هوای موجود در مسیر حرکت پرتو می باشند. برخورد فوتون ها با اجزای مذکور سبب تولید الکترون های ثانویه ای می گردد که این الکترون ها بیشتر حاصل پدیده کامپتون هستند و به عنوان الکترون های آلوده کننده (contaminant electrons) شناخته می شوند (۱).

پتی (Petti) گزارش داد که مهم ترین سهم الکترون از فیلتر مسطح و محفظه مانیتور پرتو حدود ۷۰٪ می باشد، ۱۳٪ بستگی به کولیماتورهای اولیه و جاووه های فوتون و ۱۷٪ الکترون های باقیمانده از هوا تولید می شوند (۲).

با افزایش استفاده از پرتوهای پرنانرژی، آلودگی الکترونی پرتو فوتونی به عنوان یک مشکل مهم اهمیت پیدا کرد. حفاظت از پوست یکی از مهم ترین ویژگی های پرتوهای فوتونی پرنانرژی می باشد. با این وجود در صورتی که پرتو بیش از حد با الکترون های ثانویه آلوده گردد این اثر ممکن است کاهش یافته و یا حتی از بین برود. تمام پرتوهای ایکس و گاما مورد استفاده در پرتودرمانی آلوده به الکترون های ثانویه اند و با عمق نفوذ بسیار کمی که در بافت دارند برخوردشان با بدن بیمار سبب افزایش دز جذبی پوست می گردد. به منظور کاهش آلودگی الکترونی روش های مختلفی از جمله استفاده از فیلترها (۳)، کیسه هلیوم (۴) و میدان مغناطیسی (۵) پیشنهاد شده است. در این رابطه با ارائه تکنیک های جدید پرتو درمانی و در جهت اطمینان از توزیع دوز بهینه در ناحیه درمان از روش های مختلف دوزیمتری از

سیستم طراحی درمان، در یک فایل DICOM ذخیره شده و به **Primo** وارد شد. گام بعدی ایجاد موقعیت ایزوستتر و فک با توجه به شکل PTV (در این مورد حفره چشم و با ۱cm از مغز) است. تنظیمات میدان در شکل ۱ نشان داده شده است. در تنظیمات کاهش واریانس روش تقسیم چرخشی، اندازه میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ با **MLC (Source to Skin Distance) = 100cm** اندازه پرتو $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ حجم شمارش دوز $31 \times 16, 2 \times 16, 2 \text{ cm}^3$ و فانتوم CT انتخاب شد. به جز این موارد، تمام مقادیر طبق پیش فرض برنامه **Primo** استفاده شده است. همچنین مرکز ستون، در امتداد جهت Z و بر روی محور مرکزی پرتو واقع شده است. اندازه فانتوم CT همواره بسیار بزرگتر از اندازه میدان انتخاب شده می باشد. پس از ذخیره اطلاعات اعمالی در برنامه، شبیه سازی راه اندازی شد. برای کاهش عدم قطعیت آماری در برآورد توزیع دوز جذبی، تقسیم ذرات به فایل فاز-فضایی تا انتهای اجرا در **S2** اعمال شد. بخش **S2** برای تولید یک فایل فضای-فاز شبیه سازی شد. همه عدم قطعیت آماری گزارش شده توسط **Primo** با انحراف استاندارد ۲٪ داده شده است.

وکسل بندی هندسه توسط ارتباط ماده و چگالی جرم به هر وکسل در حجم CT ایجاد شده است. بخش **S3** با گزینه محاسبه تراکم و مواد انجام می شود. برای این مطالعه چهار ماده هوا، بافت نرم، استخوان درونی و استخوان فشرده در نظر گرفته شد. منحنی کالیبراسیون CT به طور پیش فرض مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۲).

برای محاسبه دوز شبیه سازی بخش **S3**، تقسیم با عامل ۳۰۰ وارد شد که عوامل تقسیم با آزمون و خطا پیدا شده است. شرط توقف شبیه سازی با عدم قطعیت نسبی دوز که ۴٪ است، مشخص شد.

در مرحله حذف آلودگی الکترون اجزای سر شتاب دهنده، هدف، پنجره خروج، کولیماتور اولیه، فیلتر

تحلیل فازی-فضا، هیستوگرام حجم دوز (DVH) و هیستوگرام حجم-دوز تفاضلی در حضور و عدم حضور آلودگی الکترون می باشد.

روش بررسی

با توجه به بنیادی کاربردی بودن این مطالعه، قبل از شروع درمان برای هر بیمار، طراحی درمان به طور دقیق صورت گرفت. به طوری که منطقه درمان، شامل تومورها و بافت های سالم در مسیر پرتو، از روی CT هر بیمار مشخص شد. سپس به کمک کد شبیه سازی **Primo** امکان طراحی درمان برای جهت تابش، ابعاد میدان و نحوه توزیع دز در محل درمان محاسبه شد. طرح های درمان شامل PTV (Planning Tumor Volume)، GTV (Gross Tumor Volume) و ارگان های در خطر (در اینجا چشم راست و مغز) با حاشیه های مناسب در ارزیابی یک طرح درمان مناسب انتخاب شدند.

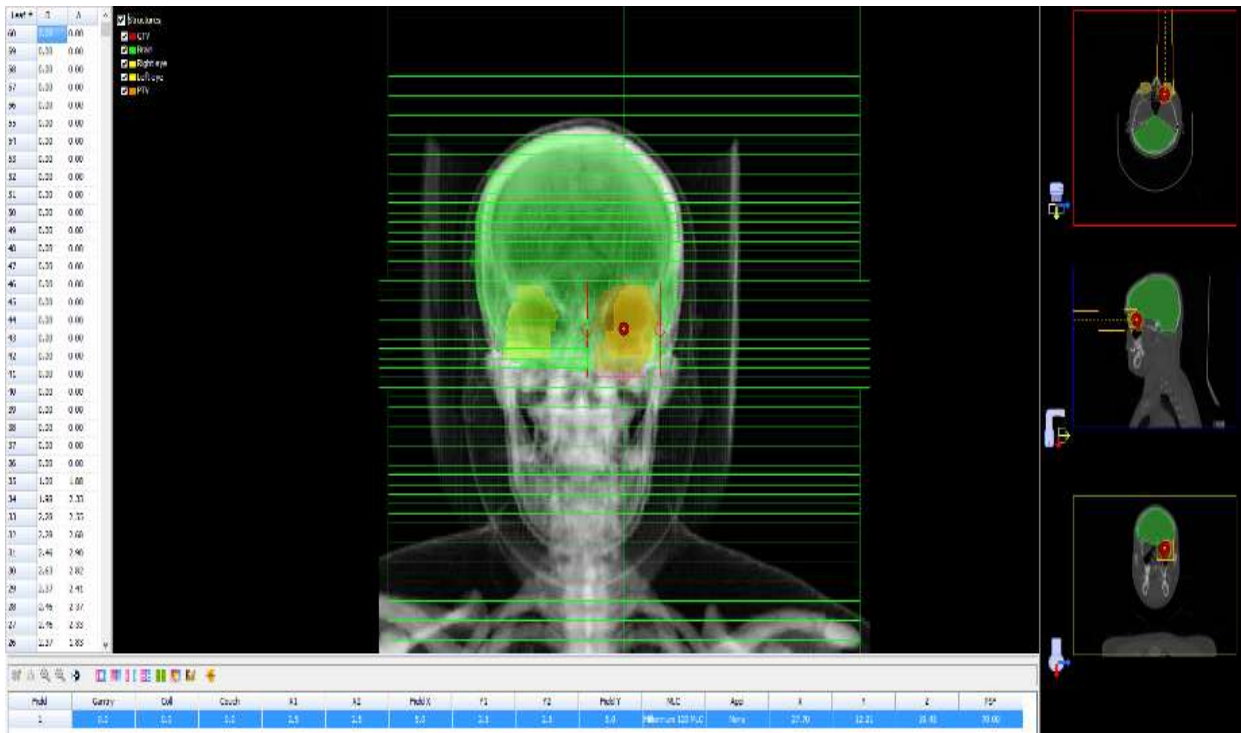
کد شبیه سازی **Primo** برای شبیه سازی پرتو فوتونی و الکترونی دستگاه های واریان، زیمنس و الکتا موجود می باشد که با تغییر انرژی و توزیع آن می توان کد را برای دستگاه مورد نظر اعتبار سنجی کرد. در این مطالعه از اطلاعات گرفته شده از کد **BEAMnrc** در بالای فک ها بهره برده شد (۲۰). توزیع دوز در حجم CT و همچنین شکل دهی **MLC (MultiLeaf Collimators)** در کد **Primo** نسبت به کد **BEAMnrc** آسان تر است. طراحی برای پرتودرمانی توموری واقع در محل حفره و پشت چشم و حاشیه مغز با تابش تک فیلد انجام داده شد. دوز مطلوب به صورت ۳۰-۳۵ گری در کل فرایند درمان و در تقسیم روزانه با ۱/۷۵-۱/۵ گری اعمال شد. علاوه بر این، برای بیمار درگیر متاستاز، دوز تابش تجویزی نباید کمتر از ۴۰ گری باشد.

برای شبیه سازی از **CT** بیماران در مرکز درمان سرطان بیمارستان گلستان اهواز استفاده شد. ساختار

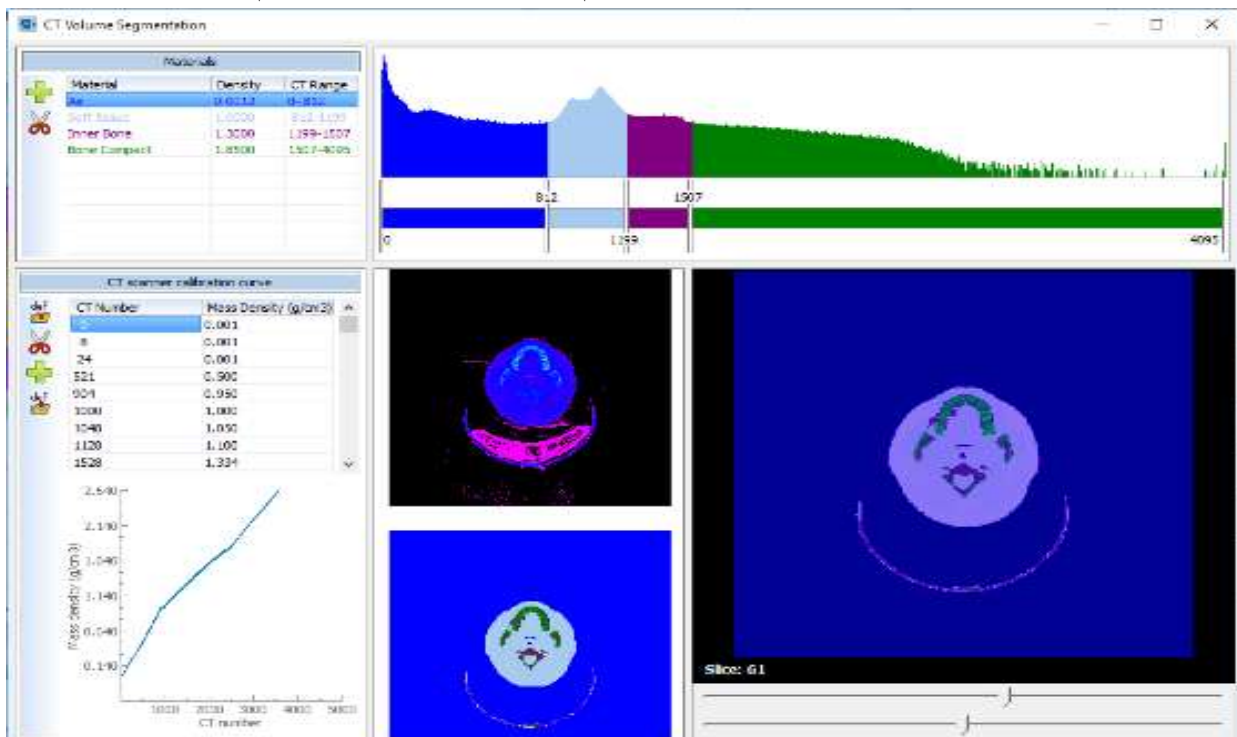
چرخشی با تقسیم عامل ۳۰۰ استفاده شد. در مرحله اعتبار سنجی برنامه BEAMnrc، فاصله منبع تا سطح صفحه فازی ۷۰cm در نظر گرفته شد که از اطلاعات ذخیره شده در این صفحه فازی بعداً برای برنامه Primo استفاده شد. برای محاسبه PDD (Percentage Depth Dose) و پروفایل از نرم افزار DOSExyz و از فانتوم از جنس آب استفاده شد. در قسمت DOSExyz نیز از تکنیک های کاهش واریانس مورد استفاده در این پژوهش range rejection و کات آف انرژی الکترون ۰/۷ مگاالکترون ولت (MeV) و کات آف انرژی فوتون ۰/۱ استفاده شد که تقسیم عامل برابر ۱۰۰ بود. در انتها PDD و پروفایل به دست آمده از شبیه سازی با نتایج دوزیمتری با خطای ۲٪ اختلاف درصد دوز و 2mm جابجایی مقایسه شد. برای مقایسه اختلاف مدل شبیه سازی با اندازه گیری از شاخص گاما پیشنهادی توسط لو و همکارانش (۲۴-۲۸) استفاده شده است. در آخرین مرحله، نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل فاز-فضا، هیستوگرام حجم دوز (DVH) و هیستوگرام حجم-دوز تفاضلی در حضور و عدم حضور آلودگی الکترون مقایسه شده است.

مسطح کننده، اتافک های یونش، آینه و کولیماتورهای ثانویه با نرم افزار BEAMnrc شبیه سازی شدند. به دلیل اینکه چشمه دستگاه شتاب دهنده به طور کامل موجود نیست در نتیجه نیاز به محک مدل شبیه سازی با مدل اندازه گیری شده است (۲۱). در پرتو درمانی مطالعات گسترده ای برای اعتبار بخشی به مدل های شبیه سازی با شتاب دهنده خطی انجام شده است (۲۲، ۲۳).

در این کار ابتدا با استفاده از کد شبیه سازی BEAMnrc کلاهک شتابدهنده واریان ۲۱۰۰ شبیه سازی و از تکنیک کاهش واریانس directional استفاده شد. در این تکنیک ۳ مورد باید وارد شود ابتدا اندازه میدان که باید حداقل برابر اندازه میدان روی سطح فانتوم باشد. در قسمت بعدی فاصله سطح تا فانتوم ۱۰۰cm سپس تعداد تقسیم فوتون ۱۰۰۰ برای انرژی ۵/۹ مگا ولتاژ (MV) وارد شد. تعداد هیستوری ۳۰ میلیون در برنامه وارد شد و یک صفحه فاز در ارتفاع S2 با حذف الکترون گرفته شد. این صفحه فاز در برنامه Primo دوشیده و صفحه فاز مربوط به S2 محاسبه شد. در آخر در قسمت S3 به جای فانتوم از اطلاعات CT گرفته شده از هر بیمار و تکنیک کاهش واریانس تقسیم



شکل ۱: پارامترهای میدان در BEV (Beam Eye View) و حجم های درمانی GTV, PTV, چشم راست-چپ و مغز



شکل ۲: تعیین مواد-تراکم و منحنی کالیبراسیون CT

یافته ها

اعتبار سنجی کد شبیه سازی Primo با نتایج دوزیمتری و استفاده از شاخص گاما کمتر از ۱ (معیار اختلاف درصد دوز DD=2% و فاصله از تطابق DTA=2mm) با ۹۹٪ نقاط شبیه سازی شده، تطابق داشت (شکل ۳).

بعد از مراحل شبیه سازی، تجزیه و تحلیل داده ها در حضور آلودگی الکترون انجام شد. در این مطالعه تجزیه و تحلیل فازی-فضا در پنجره اصلی Primo به دست آمد. اطلاعات آماری نقشه توزیع مکانی و انرژی که بیان کننده نقش آلودگی الکترونی است بر به طور گرافیکی در پایان S2 در شکل ۴ دیده می شود. انرژی و توزیع زاویه ای در مقیاس نیمه لگاریتمی رسم شده است (شکل ۴).

صفحه فازی S2 قبل از حذف آلودگی ناشی از الکترون شامل ۵۴۹۶۸۷۰ فوتون با انرژی متوسط (MeV) $۰/۰۴۴ \pm ۱/۶۷۲$ و ۴۳۸۲۴ الکترون با انرژی متوسط (MeV) $۰/۱۸۶ \pm ۰/۷۹۴$ و پس از حذف اثر آلودگی الکترون شامل ۵۱۵۹۲۳۰ فوتون با انرژی متوسط (MeV) $۰/۰۴۵ \pm ۱/۷۱۲$ به دست آمد.

در مرحله پس از حذف آلودگی الکترونی، توزیع انرژی، DVH و هیستوگرام دوز-حجم تفاضلی بدون آلودگی الکترون تولید شده توسط ستون هوا و فیلتر مسطح کننده محاسبه شد. منحنی DVH در حضور و غیاب آلودگی الکترون در شکل ۵ نشان داده شده است.

منحنی هیستوگرام دوز-حجم تفاضلی در حضور و غیاب آلودگی الکترون در شکل ۶ و در حجم های GTV، PTV و چشم راست نشان داده شده است.

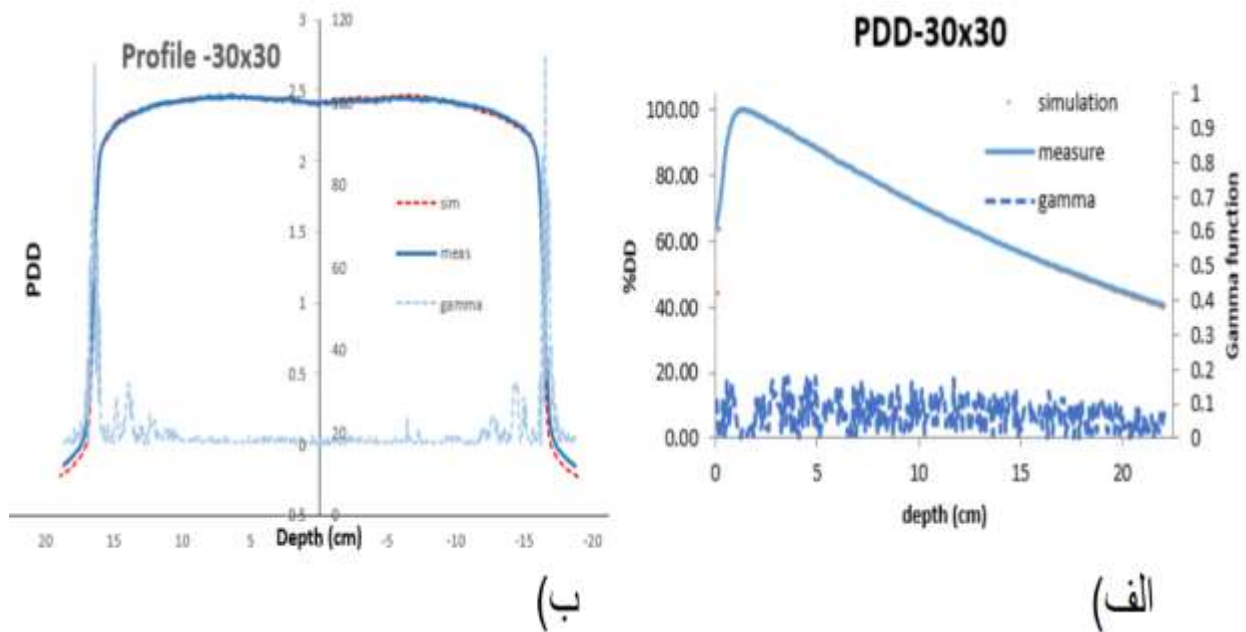
همانطور که در منحنی های شکل ۵-ب) در نتایج حاصل از حذف آلودگی الکترون ها مشاهده می شود حجم بیشتری تحت پرتوگیری قرار گرفته است. در نهایت نتایج حاصل از حذف آلودگی الکترون ها در منحنی GTV با اختلاف کم شاهد افزایش درصد حجم پرتوگیری هستیم (شکل ۵).

در منحنی های شکل ۶-الف) و ب) هیستوگرام دوز-حجم تفاضلی برای حجم های GTV، PTV و چشم راست در حضور و غیاب الکترون رسم شده است. در مقایسه این منحنی ها دیده می شود که با حذف الکترون ها سهم حجم PTV نسبت به سهم حجم چشم راست بسیار بیشتر است. همچنین تفاوت زیادی در میزان حجم های PTV و چشم راست دوز گرفته در حضور و حذف آلودگی الکترون مشاهده می شود.

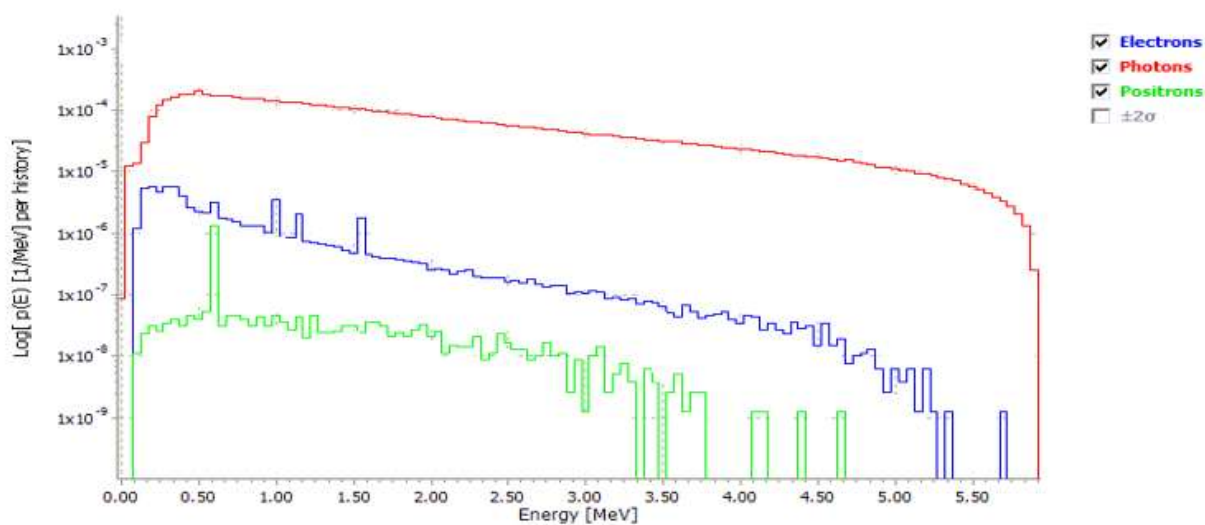
در جدول ۱ دوز بر حسب ev/gr نقاط تقریباً مرکزی ارگان های مختلف به ازای یک تاریخچه، در حضور و عدم حضور آلودگی الکترون با هم مقایسه شده است. همان طور که مشاهده می شود مقادیر عددی مربوط به حذف آلودگی الکترون منجر به دوزهای بالاتری شده علت این است که با حذف آلودگی، تعداد کل ذراتی که انرژی خود را واگذار می کنند کاهش یافته و البته تعداد زیادی هم فوتون کم انرژی حذف می شود که حاصل این اتفاق افزایش نتیجه نهایی است.

در جدول ۲ دیده می شود که با حذف آلودگی الکترون $2cm^3$ از PTV مقدار ۸۵٪ دوز ولی در حضور الکترون $1.3cm^3$ ، همان مقدار دوز را گرفته است. همچنین در ۹۰٪ دوز در حضور الکترون $۰/۷۵ \pm ۲$ ٪ و در غیاب الکترون $۰/۸۰ \pm ۱$ ٪ از حجم PTV پوشش داده شد (جدول ۲). در نتیجه از آنجا که هدف رساندن بیشترین دز با حذف آلودگی الکترون به حجم PTV است، در این طراحی افزایش حدود ۵٪ حجم PTV در ۹۰٪ دوز دریافتی حاصل شد.

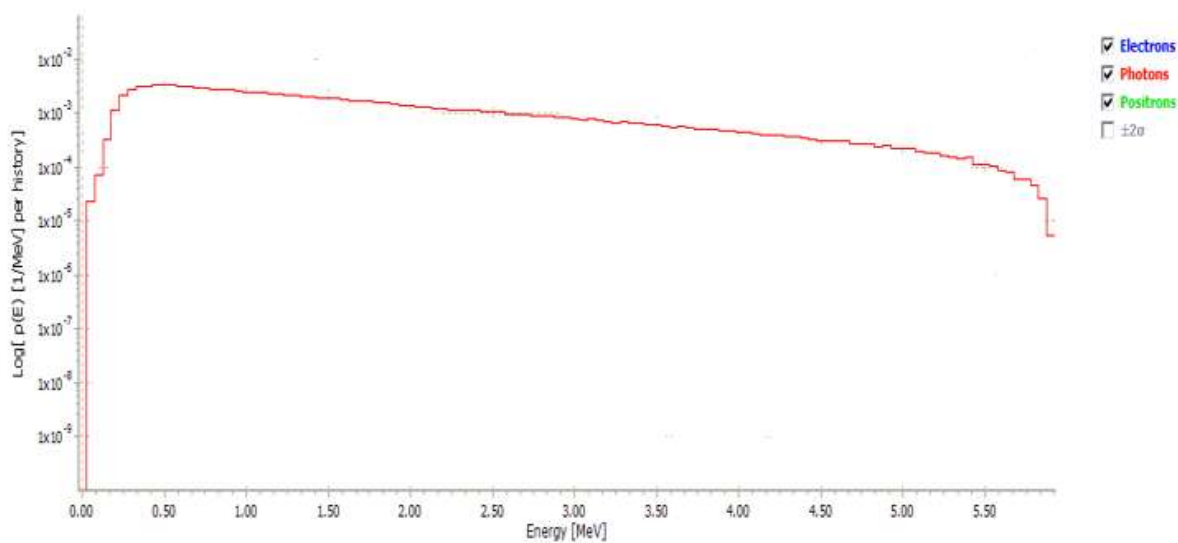
از دیگر اهداف اصلی در رادیوتراپی رساندن حداقل دوز تابشی به ارگان های در خطر است. در ۸۰٪ دوز در حضور الکترون $۰/۹۰ \pm ۰/۵$ ٪ به $۰/۸۰ \pm ۲$ ٪ در غیاب الکترون از حجم چشم در این بیماران تقلیل پیدا کرده است (جدول ۲). در نتیجه با حذف آلودگی الکترون درصدی از حجم چشم که ۸۰٪ دوز را گرفته ۱۰٪ کاهش یافته است.



شکل ۳: مقایسه نتایج الف) PDDs و ب) پروفایل شبیه سازی شده با دوزیمتری و گاما فاکتور

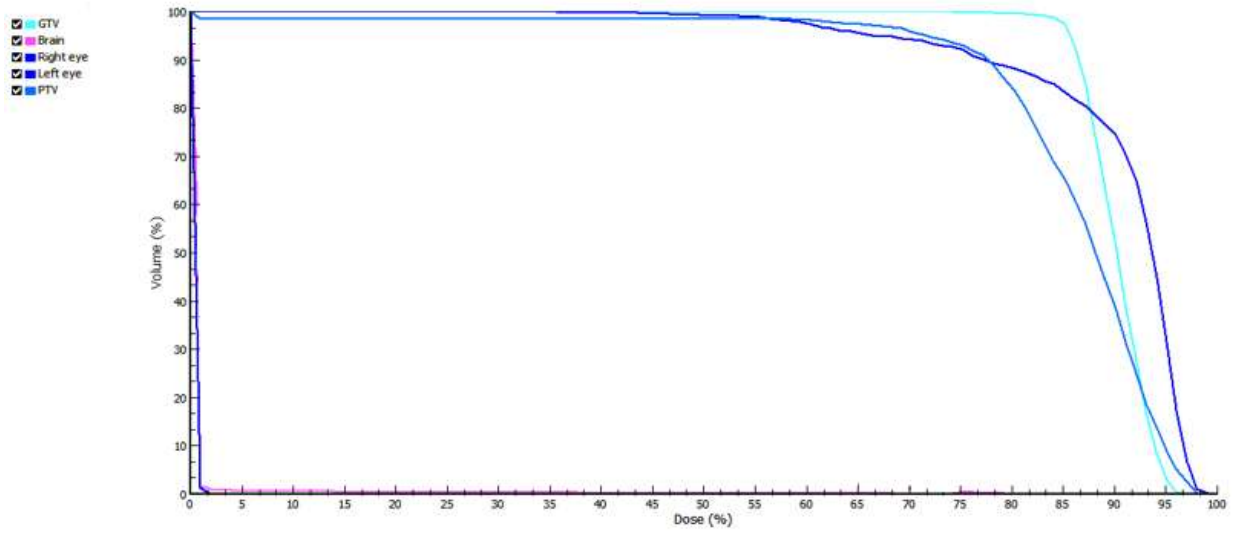


(الف)

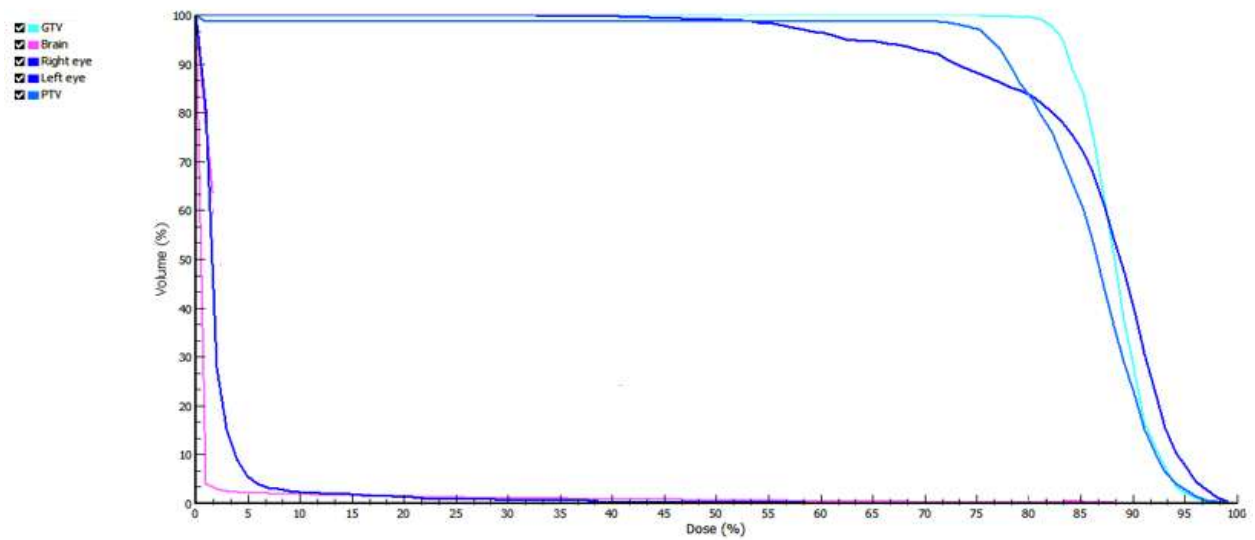


(ب)

شکل ۵: توزیع انرژی در مقیاس لگاریتمی الف) در حضور آلودگی الکترون ب) در غیاب آلودگی الکترون

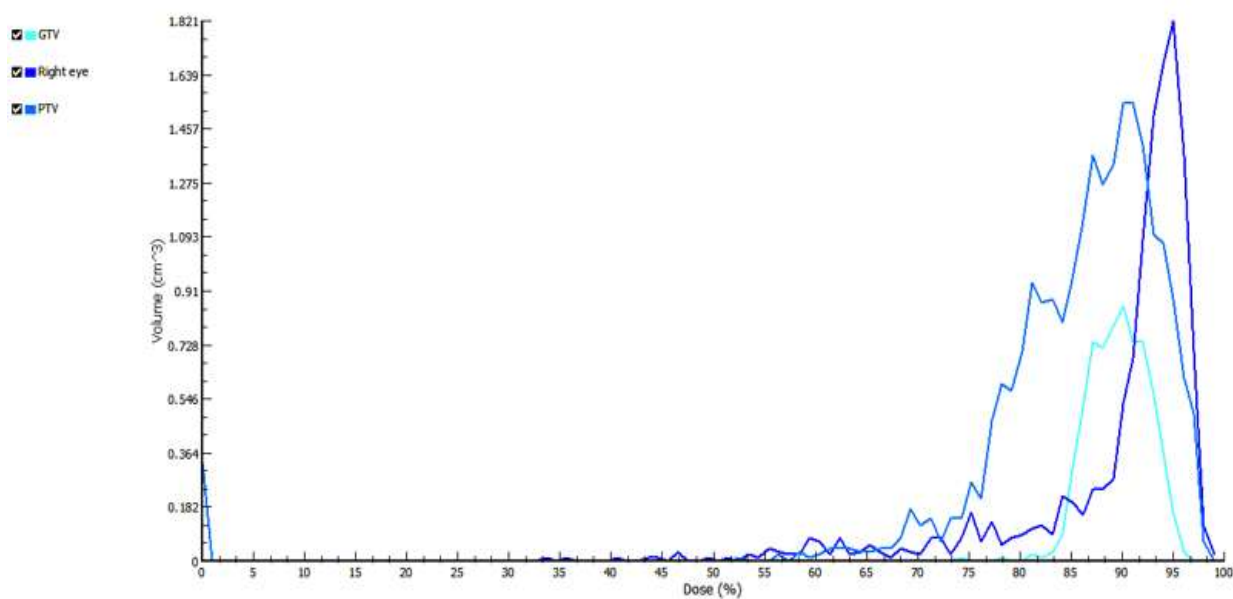


(الف)

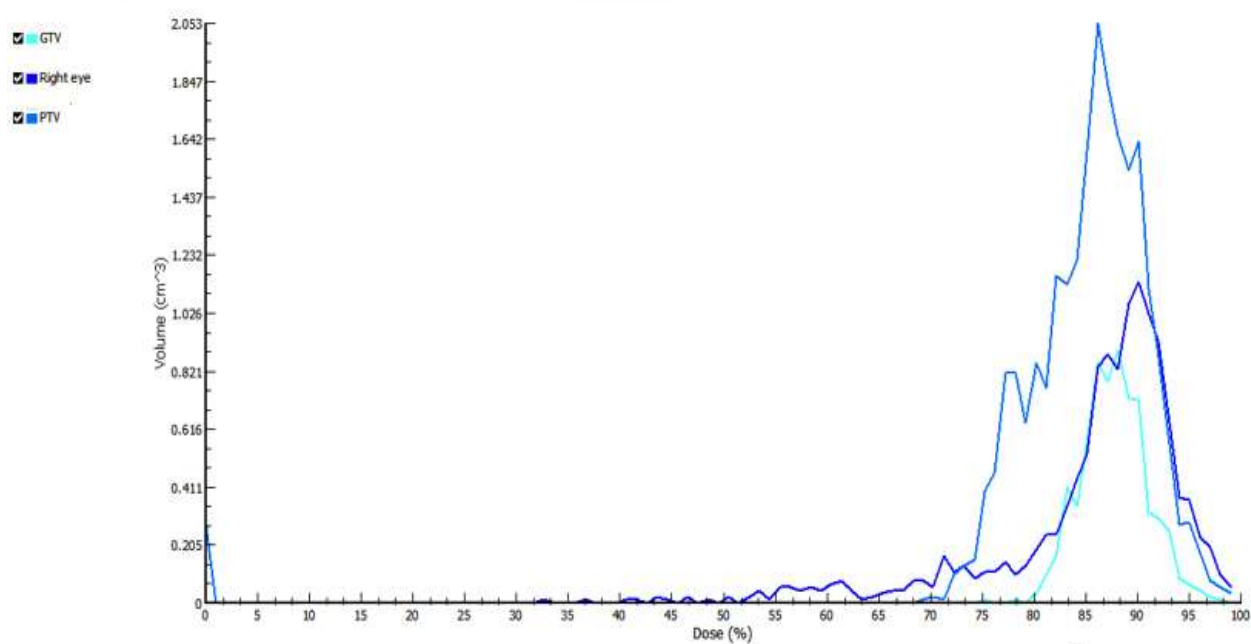


(ب)

شکل ۵: هیستوگرام دوز-حجم الف) در حضور آلودگی الکترون ب) در غیاب آلودگی الکترون



(الف)



(ب)

شکل ۶: هیستوگرام دوز-حجم تفاضلی الف) در حضور آلودگی الکترون ب) در غیاب آلودگی الکترون

جدول ۱: محاسبه دوز در نقاط تقریباً مرکزی ارگان‌های مختلف در حضور و عدم حضور آلودگی الکترونی

حجم	مختصات (cm)			دوز در حضور الکترون (ev/gr/his)	دوز در غیاب الکترون (ev/gr/his)
	x ⁱⁱ	y ⁱⁱ	z ⁱⁱⁱ		
Right eye	۱/۶	-۱/۰۲	۱/۵۳	۰/۷۲۷±۰/۰۱۶	۴/۷۶۴±۰/۳۳۰
GTV	۳/۴۲	-۰/۷۳	۰/۶۶	۰/۶۸۷±۰/۰۱۵	۴/۷۷۶±۰/۳۰۴
PTV	۳/۳۵	-۱/۳۲	۱/۰۹	۰/۶۸۶±۰/۰۱۵	۴/۸۵۸±۰/۳۱۰
Brain	۳/۸۸	-۱/۳۲	۱/۰۹	۰/۶۶۴±۰/۰۱۴	۴/۷۷۲±۰/۲۹۶
left eye	۱/۶	-۱/۰۲	-۱/۵۳	۰/۰۰۲±۰/۰۰۱	۰/۰۶۲±۰/۰۱۹
Dose Max	۱/۳۱	-۱/۸۹	۲/۳۳	۰/۷۵۰±۰/۰۱۶	۵/۳۱۸±۰/۳۵۳
	۲/۰۸	۰/۱۹	۰/۷۸		

i نقاط در فاصله متوسط مختصات و مرکز هر حجم در نظر گرفته شده است.

ii فاصله از محور مرکزی تابش.

iii عمق از سطح رویه چشم.

جدول ۲: مقایسه منحنی‌های DVH و Differential DVH در دو حالت حضور و غیاب آلودگی الکترون

حجم	%D*	Differential DVH(cm ³)		%D*	DVH (%)	
		-e	+e		-e	+e
RIGHT EYE	۹۵	۱/۸±۰/۲	۰/۴±۰/۱	۸۰	۹۰±۰/۵	۸۰±۱
GTV	۸۵	۰/۲±۰/۱	۰/۹±۰/۱	۱۰۰	۸۳±۱	۸۵±۰/۴
PTV	۹۵	۰/۹±۰/۱	۰/۲±۰/۱	۹۰	۷۵±۲	۸۰±۱
	۸۵	۱/۳±۰/۲	۲±۰/۲			

* درصد دوز نسبت به ماکزیمم.

بحث

حضور آلودگی الکترونی، دز ناحیه انبوهش افزایش یافته و منجر به جایجایی عمق دز بیشینه به سمت عمق‌های کمتر می‌گردد (۳، ۲۹، ۳۰). از یافته‌های این تحقیق در تطابق با نتایج مقالات بالا نقطه بیشینه عمق انبوهش دوز در حضور آلودگی الکترون در 1.3cm³ اتفاق می‌افتد. این در حالی است که در حذف الکترون‌ها نقطه بیشینه عمق انبوهش دوز فقط در حضور فوتون‌ها برابر با 2cm³ است. در نتیجه با حذف آلودگی الکترونی دز ناحیه انبوهش کاهش می‌یابد و منجر به جایجایی عمق دز بیشینه به سمت عمق‌های بیشتر می‌گردد. در نهایت این جایجایی عمق دز بیشینه به سمت عمق بیشتر منجر به حفاظت بهتر بافت چشم راست شده است.

دانش چگونگی اثر آلودگی الکترونی بر توزیع دوز در طراحی درمان از نظر بالینی بسیار حائز اهمیت است. آلودگی الکترون می‌تواند با افزایش دوز سطح ناشی از سر شتابدهنده، فیلتر مسطح‌کننده، حجم هوا و ... حفاظت پوست را کاهش دهد. از طرفی برای هر بیمار با توجه به طرح درمان و استفاده از سیستم شیلدینگ و یا MLC آلودگی الکترون به عنوان فاکتور تاثیرگذار و توزیع دز در CT اختصاصی هر بیمار بطور مجزا لحاظ شود.

آلودگی الکترونی بر تغییرات دز در ناحیه انبوهش دز تاثیر گذار است. از نتایج مقالات بیگز (Biggs)، پادیکال (Padikal) و خان (Khan) نتیجه می‌شود که در

حذف الکترون تحت پرتوگیری قرار گرفته است (جدول ۲).

چشم راست به عنوان ارگان درخطر در نظر گرفته شده در این مورد خاص بیماری ناچاراً قبل از PTV و تحت تابش قرار گرفته است. تقریباً ۱۰۰٪ هیستوگرام دوز-حجم چشم راست در بیشترین مقدارش در حضور آلودگی الکترون ۶۰٪ و در حذف آلودگی الکترون ۵۵٪ دوز گرفته است. مقایسه منحنی ها با در نظر گرفتن نقطه درصد دوز نسبت به ماکزیمم نیز حجم کمتری از ارگان درخطر در فرایند حذف الکترون تحت پرتوگیری قرار گرفته است (جدول ۲). در نتیجه با حذف آلودگی الکترونی حفاظت بهتری برای ارگان درخطر مشاهده می شود (شکل ۵).

در موارد تابشگیری مغز و چشم چپ در محدوده بیشینه عمق انبوهش دوز فوتون های کم انرژی وجود دارد که باعث افزایش دوز می شوند. با افزایش میانگین انرژی ها عمق نفوذها نیز افزایش یافته و هنگام حذف آلودگی الکترونی قرائت در کل بیشینه عمق انبوهش دوز کم می شود به دلیل اینکه به یک عدد کوچکتر نرمالیزه می شود.

اما در میزان حجم GTV دوز گرفته در حضور و حذف آلودگی الکترون تفاوت بارزی نشان داده نشده است. در نهایت باتوجه به این منحنی ها بیشترین حجم دوز گرفته بعد از حذف الکترون ها PTV و قبل از حذف الکترون ها چشم راست می باشد. در نتیجه حذف آلودگی الکترون ها با هدف حفاظت بیشتر از ارگان در خطر (چشم راست) سر راه اشعه حاصل شد.

قدردانی

مولفین این مقاله بر خود لازم می دانند که از بخش رادیوتراپی و انکولوژی بیمارستان گلستان اهواز برای همکاری صمیمانه و همچنین از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز برای تأمین هزینه های این طرح پژوهشی تشکر و قدردانی کنند.

مطالعات متعددی از جمله ولکلی (Velkley) نشان داده اند که توزیع دز در ناحیه انبوهش دز به متغیرهای متعددی از جمله انرژی پرتو بستگی دارد (۳۱). برای همه انرژی ها دز در چند میلی متر ابتدایی به سرعت افزایش می یابد و سپس به تدریج به مقدار بیشینه خود در عمق دز بیشینه می رسد. با توجه به گزارش خان، دز سطحی ناشی از آلودگی الکترونی پرتوی فرودی و نیز تابش های پراکنده شده به عقب (شامل الکترون ها و فوتون ها) از ماده می باشد (۳). در یافته های مطالعه پیش رو وقتی آلودگی الکترون حذف می شود به این نتیجه می رسیم که میانگین انرژی مربوطه به فوتون ها افزایش پیدا می کند. به این علت که در فرایند حذف آلودگی الکترون در واقع فوتون ها و الکترون های کم انرژی حذف شده که میانگین انرژی فوتون های باقیمانده افزایش پیدا کرده است. در نتیجه با افزایش میانگین انرژی، دز سطحی کاهش می یابد که با گزارش خان همخوانی دارد.

حفاظت از ارگان های در خطر به شرایط متعددی نیاز دارد. از آنجا که با افزایش انرژی فوتون این اثر بیشتر نمایان می شود، در نتیجه چشم به عنوان ارگان در خطر سر راه اشعه محافظت بیشتری می شود.

در فرایند ترسیم PTV بصورت تحلیل گرانه ارگان های در خطر، هدف کمینه کردن خطا باتوجه به جزییات است. در مقایسه منحنی های هیستوگرام دوز-حجم شکل ۵-الف) و ب) دیده می شود که حضور الکترون باعث شده حجمی از PTV که بیشترین دوز را گرفته است کاهش یابد. به این معنی که هنگامی که الکترون ها را حذف کردیم حجم بیشتری از PTV درصد دوز بالاتری را گرفته است. تقریباً ۱۰۰٪ هیستوگرام دوز-حجم PTV در بیشترین مقدارش در حضور آلودگی الکترون ۶۰٪ و در حذف آلودگی الکترون ۷۸٪ دوز را گرفته است. در نتیجه با حذف آلودگی الکترون که در شکل ۵ دیده می شود پوشش بهتری مشاهده شده است. در مقایسه منحنی ها با در نظر گرفتن نقطه درصد دوز نسبت به ماکزیمم نیز حجم بیشتری از PTV در فرایند

منابع

- 1-Almond PR, Biggs PJ, Coursey B, Hanson W, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical physics*. 1999;26(9):1847-70.
- 2-Petti P, Goodman M, Sisterson J, Biggs P, Gabriel T, Mohan R. Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam. *Medical physics*. 1983;10(6):856-61.
- 3-KHAN FM. Use of electron filter to reduce skin dose in cobalt teletherapy. *American Journal of Roentgenology*. 1971;111(1):180-1.
- 4-Al-Basheer A. A New Approach For Reducing Scattered Photons And Electron Contamination In Cobalt-60 Therapy Beam: University of Florida; 2004.
- 5-Damrongkijudom N, Oborn B, Butson M, Rosenfeld A. Measurement of magnetic fields produced by a "magnetic deflector" for the removal of electron contamination in radiotherapy. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*. 2006;29(4):321-7.
- 6-Lewis R, Ryde S, Hancock D, Evans C. An MCNP-based model of a linear accelerator x-ray beam. *Physics in medicine and biology*. 1999;44(5):1219.
- 7-DeMarco J, Solberg T, Smathers JB. A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis. *Medical physics*. 1998;25(1):1-11.
- 8-Faddegon B, O'Brien P, Mason D. The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields. *Medical physics*. 1999;26(2):220-8.
- 9-Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Calculating dose and output factors for wedged photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method. *Medical physics*. 1997;24(11):1714-28.
- 10-Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Calculating output factors for photon beam radiotherapy using a convolution/superposition method based on a dual source photon beam model. *Medical physics*. 1997;24(12):1975-85.
- 11-von Wittenau AS, Bergstrom Jr P, Cox L. Patient-dependent beam-modifier physics in Monte Carlo photon dose calculations. *Medical physics*. 2000;27(5):935-47.
- 12-von Wittenau AS, Cox L, Bergstrom Jr P, Chandler W, Siantar CH, Mohan R. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space. *Medical physics*. 1999;26(7):1196-211.
- 13-Siebers J, Keall P, Libby B, Mohan R. Comparison of EGS4 and MCNP4b Monte Carlo codes for generation of photon phase space distributions for a Varian 2100C. *Physics in medicine and biology*. 1999;44(12):3009.
- 14-Van der Zee W, Welleweerd J. Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques. *Medical physics*. 1999;26(9):1883-92.
- 15-Keall P, Siebers J, Jeraj R, Mohan R. The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans. *Medical physics*. 2000;27(3):478-84.
- 16-Deng J, Jiang SB, Kapur A, Li J, Pawlicki T, Ma C. Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. *Physics in medicine and biology*. 2000;45(11):2487-99.
- 17-Ding GX. Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator. *Physics in medicine and biology*. 2002;47(7):1025.
- 18-Seif F, Bayatiani M. Evaluation of Electron Contamination in Cancer Treatment with Megavoltage Photon Beams: Monte Carlo Study. *Journal of biomedical physics & engineering*. 2015;5(1):31.
- 19-Ay MR, Zaidi H. Development and validation of MCNP4C-based Monte Carlo simulator for fan-and cone-beam x-ray CT. *Physics in medicine and biology*. 2005;50(20):4863.
- 20-Woolf D, Ahmed M, Plowman P. Primary lymphoma of the ocular adnexa (orbital lymphoma) and primary intraocular lymphoma. *Clinical Oncology*. 2012;24(5):339-44.
- 21-Chin E, Shipley D, Bailey M, Seuntjens J, Palmans H, DuSautoy A, et al. Validation of a Monte Carlo model of a NACP-02 plane-parallel ionization chamber model using electron backscatter experiments. *Physics in medicine and biology*. 2008;53(8):N119.
- 22-Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Physics in medicine and biology*. 2003;48(21):R107.
- 23-Ma C-M, Jiang SB. Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Physics in medicine and biology*. 1999;44(12):3009.
- 24-Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*. 1998;25(5):656-61.
- 25-Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*. 2003;30(9):2455-64.
- 26-Harms Sr WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical physics*. 1998;25(10):1830-6.

- 27-Jiang SB, Sharp GC, Neicu T, Berbeco RI, Flampouri S, Bortfeld T. On dose distribution comparison. *Physics in medicine and biology*. 2006;51(4):759.
- 28-Bakai A, Alber M, Nüsslin F. A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Physics in medicine and biology*. 2003;48(21):3543.
- 29-Biggs PJ, Ling CC. Electrons as the cause of the observed dmax shift with field size in high energy photon beams. *Medical physics*. 1979;6(4):291-5.
- 30-Padikal T, Deye JA. Electron contamination of a high-energy x-ray beam. *Physics in medicine and biology*. 1978;23(6):1086.
- 31-Velkley D, Manson D, Purdy J, Oliver Jr G. Build-up region of megavoltage photon radiation sources. *Medical physics*. 1975;2(1):14-9.

Electrons Contamination Effect on the Photon dose Distribution in the Planning Treatment for Cancerous Patients

Nahid Chegeni¹, Farzaneh Mirkhaghani^{2*}, Khadijeh Hosseini², Sasan Razmjou-Ghalaei³,
Reza Maskani¹, Maryam Talaai Gomari⁴

1-Assistant Professor of Medical Physics.

2-MsC Student of Medical Physics.

3-Assitant Professor of Radiotherapy and Oncology.

4-Ms.C of Medical Physics.

1,2-Department of Medical Physics and Radiotherapy, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3-Department of Radiotherapy and Oncology.

4-Expert Radiotherapy, Department of Golestan Hospital in Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:

Farzaneh Mirkhaghani;

Department of Medical Physics and Radiotherapy, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989177009910

Email:

farzanehmirkhaghani@gmail.com

Abstract

Background and Objective: Distribution of dose depends on the treatment field and the presence of multiple collimators sheet at the direction of the photons. The aim of this study is evaluating and comparing the effects of the presence and absence of electrons contamination on the dose distribution with the use of computed tomography.

Subjects and Methods: Varian linear accelerator (2100 C / D) was simulated with Primo and BEAMnrc codes for photon with 5.9 MV nominal energy. This study was done for 15 patients with eyes tumor undergoing single field photon therapy.

Results: The maximum depth dose treatment volume aggregation in the presence and the absence of electrons contamination was occurred at 1.3cm³ and 2cm³, respectively. Differential dose volume histogram concluded 80% of total dose in the presence and absence of electrons, 90%±0.5 and 80%±2 of the eye volume covered, respectively.

Conclusion: The main goal of radiation therapy is delivering the highest dose to the planning treatment volume and minimal radiation dose to organs at risk. In this case, the percent of the eye and treatment volume which taken 80% and 90% dose has 10% reduction and 5% increased by removing electrons contamination, respectively.

Keywords: Electron contamination, dose distribution, eye tumor, computed tomography.

►Please cite this paper as:

Chegeni N, Mirkhaghani F, Hosseini Kh, Razmjou-Ghalaei S, Maskani R, Talaai M. Electrons Contamination Effect on the Photon dose Distribution in the Planning Treatment for Cancerous Patients. *Jundishapur Sci Med J* 2017;16(1):65-79.

Received: Aug 6, 2016

Revised: Mar 11, 2017

Accepted: Mar 13, 2017