

## بررسی آلودگی الکترونی در میدان‌های فوتونی کلینیکی شتاب دهنده با کد BEAMnrc

ناهد چگنی<sup>۱</sup>، سیده خدیجه حسینی<sup>۲</sup>، حجت‌اله شهبازیان<sup>۳</sup>، مریم حسنونند<sup>۴</sup>

### مقاله پژوهشی

#### چکیده

**مقدمه:** امروزه، پرتوهای فوتونی پرنرژی در درمان انواع سرطان‌ها استفاده‌ی بسیاری دارد. با این وجود، تولید الکترون به عنوان ذرات آلوده کننده در مسیر فوتون‌ها، ضرورت تحقیق در این زمینه را فراهم می‌آورد.

**روش‌ها:** با استفاده از کد BEAMnrc، کلاهک درمان شتاب دهنده‌ی Varian2100C/D با انرژی ۶ مگاولت شبیه‌سازی شد و با استفاده از تکنیک‌های پیشرفته‌ی کاهش واریانس، منحنی‌های دز عمقی محور مرکزی به دست آمد و با منحنی‌های اندازه‌گیری شده مقایسه گردید. برای محاسبه‌ی PDD) Percentage depth dose) و پروفایل، از کد DOSXYZ استفاده شد. همچنین، اثر حذف آلودگی الکترونی توسط فیلترهای Al، Pb، methyl (Poly(methacrylate) (PMMA)، خلأ و کیسه‌ی هلیوم بین ستون هوای کلاهک شتاب دهنده و تخت درمان و ترکیب آن‌ها بررسی شد.

**یافته‌ها:** با افزایش Source to surface distance (SSD) و افزایش ستون هوا، انتظار افزایش سهم آلودگی الکترون می‌رفت، اما نشان داده شد که افزایش ارتفاع ستون هوا، خود مانند یک فیلتر عمل می‌کند و الکترون‌های کم‌انرژی را جذب می‌کند. حضور هلیوم به جای ستون هوا، دز سطحی را تا حدود ۱۰ درصد نسبت به ستون هوا کاهش می‌دهد و برای عناصر سبک نظیر Al و PMMA نه تنها آلودگی الکترون کاهش نیافت، بلکه افزایش پیدا کرد و تنها برای فیلتر سربی کاهش ۳/۵ درصد مشاهده گردید.

**نتیجه‌گیری:** جهت فیلتراسیون آلودگی الکترون ناشی از کلاهک دستگاه و کولیماتورهای ثانویه، استفاده از مواد با عدد اتمی و چگالی بالا و کیسه‌ی هلیوم به طور هم‌زمان پیشنهاد می‌شود.

**واژگان کلیدی:** پرتودرمانی، فوتون‌ها، الکترون‌ها، هلیوم، فیلتر

**ارجاع:** چگنی ناهید، حسینی سیده خدیجه، شهبازیان حجت‌اله، حسنونند مریم. بررسی آلودگی الکترونی در میدان‌های فوتونی کلینیکی شتاب دهنده با

کد BEAMnrc. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛ ۳۷ (۵۳۵): ۸۴۴-۸۳۹

الکترونی با کیسه‌ی هلیوم، خلأ، فیلتر و اجزای مغناطیسی (۳-۴، ۱) بهره می‌گیرند. از جمله مشکلاتی که ذرات آلوده کننده ایجاد می‌کنند، این است که توزیع دز در بیمار یا فانتوم را تغییر می‌دهند، موجب افزایش دز در منطقه‌ی انبوهش و جابه‌جایی عمق دز بیشینه ( $d_{max}$ ) می‌شوند (۲). دزیمتری دقیق پرتوهای فوتونی به دلیل ذرات تابشی که به وسیله‌ی شتاب دهنده‌ی خطی ایجاد می‌شوند، مشکل است؛ چرا که این ذرات، تنها شامل پرتوهای فوتونی اولیه و ثانویه نیستند و ذرات آلوده کننده نیز تولید می‌شوند. شبیه‌سازی مونت کارلو، یک ابزار محاسباتی دقیق برای تخمین دز در مرزهای ناهمگن بافت (۵) و

#### مقدمه

پرتوهای فوتونی ۶ مگاولت، امروزه در درمان تومورهای سرطانی کاربرد فراوان دارند، اما یکی از مشکلات پرتوهای فوتونی با انرژی بالا، تولید ذرات آلوده کننده است. ذرات آلوده کننده (الکترون، پوزیترون و نوترون) از برهم‌کنش فوتون اولیه با اجزایی که در مسیرش قرار دارند، مانند فیلتر مسطح کننده (Fattening filter)، اتاقک یونش (Ionchamber)، فک‌ها (Collimator) و هوا ایجاد می‌شوند. برای مشخص کردن آلودگی الکترونی، به طور معمول از سه روش تحلیلی (۱)، شبیه‌سازی (۲) و اندازه‌گیری حذف آلودگی

۱- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران

۳- دانشیار، گروه پرتودرمانی، دانشکده‌ی پزشکی، بیمارستان گلستان اهواز، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران

۴- استادیار، گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده‌ی فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: hassanvand@cc.iut.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤؤل: مریم حسنونند

نیازمند اطلاعات جزئی در مورد هندسه و مواد هر یک از اجزای داخل شتاب دهنده‌ی خطی پزشکی (Linear particle accelerator یا LINAC) است (۶). با شبیه‌سازی کامل سر شتاب دهنده و اجزای آن، می‌توان از طریق صفحه‌فازی (یک فایل شامل اطلاعات و تاریخچه‌ی ذرات) اطلاعاتی در مورد نوع ذرات و میزان آلودگی‌های تولید شده در LINAC به دست آورد.

در این مطالعه، میزان آلودگی الکترونی در پرتودرمانی به وسیله‌ی شتاب دهنده‌ی پزشکی ۶ مگاولت Varian2100CD در فواصل مختلف از چشمه، مورد مطالعه قرار گرفت. همچنین، میزان کاهش آلودگی الکترونی در حضور کیسه‌ی هلیوم، خلأ و در حضور فیلترهای سربی و آلومینیومی بررسی شد.

در این پژوهش، از کیسه‌ی هلیوم برای حذف آلودگی الکترونی ناشی از ستون هوای بین کلاهک شتاب دهنده و تخت درمان استفاده شد؛ چرا که چگالی هلیوم در مقابل هوا، ۶/۸ بار کمتر است. شبیه‌سازی مونت‌کارلو نشان می‌دهد که حداقل ۲۰ سانتی‌متر از هوا، حدود ۷۰ درصد سهم دز را به کل ستون هوا تولید می‌کند. بنابراین، ۲۰ سانتی‌متر حجم هوا منبع غالب آلودگی الکترونی ناشی از هوا می‌باشد. از این رو، از نظر آماری، ۳۰ درصد الکترون‌های تولید شده باید بردی بزرگ‌تر از ۲۰ سانتی‌متر در هوا یا ۰/۲ میلی‌متر در آب داشته باشند. فقط سهم کمی از دز انباشته شده در لایه‌های پایه‌ای پوست (۰/۰۷ میلی‌متر) ناشی از فوتون‌ها می‌باشد و بیشتر آن، ناشی از الکترون‌های تولید شده در هوا و کلاهک شتاب دهنده است (۱۰). در این مطالعه، آلودگی الکترونی در حضور خلأ به جای هوا نیز بررسی شده است. همچنین، جهت بررسی اثر عدد اتمی فیلتر و با توجه به فراوانی شیلدهای سربی و PMMA به عنوان صفحه‌ی نگه‌دارنده‌ی شیلد، سرب و PMMA با Z بالا و پایین آلومینیوم به عنوان فیلتری با عدد اتمی متوسط با ضخامت ۴ میلی‌متر و ترکیب سرب با کیسه‌ی هلیوم و خلأ برای کاهش یا حذف آلودگی الکترونی مورد مطالعه قرار گرفت.

### روش‌ها

کلاهک درمانی مربوط به شتاب دهنده‌ی Varian2100CD با استفاده از کد BEAMnrc و اطلاعات منتشر شده توسط کارخانه‌ی سازنده‌ی دستگاه شبیه‌سازی و در مطالعه‌ی قبلی با شاخص گاما برابر با ۲ درصد ۲ میلی‌متر اعتبارسنجی شد (۷). در شبیه‌سازی با استفاده از کد BEAMnrc، از تکنیک کاهش واریانس Directional bremsstrahlung splitting به دلیل بهره‌وری بیشتر آن نسبت به دیگر روش‌ها (۸) استفاده شد. برای کم شدن زمان اجرای برنامه از انرژی ۰/۰۱ مگاالکترون‌ولت برای فوتون‌ها (Photon cut-off energy یا PCUT) و ۷ مگاالکترون‌ولت برای الکترون‌ها (Electron cut-off energy یا ECUT) استفاده شد. با استفاده از تکنیک وازنش برد (Range rejection) و ESARE برابر با ۲ مگاالکترون‌ولت = زمان اجرای برنامه ۲-۳ برابر کاهش یافت و این در حالی است که تنها ۱ درصد فوتون‌های تولید شده در کلاهک (به جز هدف)، نادیده گرفته شد (۹).

### یافته‌ها

جهت بررسی اثر تغییر SSD بر میزان تولید آلودگی الکترون در میدان  $30 \times 30$  سانتی‌متر مربع در حضور هوا یا هلیوم، سهم آلودگی الکترون در SSDهای مختلف ارزیابی شد (شکل ۱-الف). این شکل، نشان می‌دهد که سهم آلودگی الکترون ناشی از ستون هوا در ۱۰۰ سانتی‌متر = SSD و عمق‌های کم حدود ۲ درصد از دیگر فواصل (۱۶۰-۱۲۰ سانتی‌متر) بیشتر را نشان می‌دهد و با افزایش عمق حدود ۰/۵ سانتی‌متر برای فاصله‌ی ۱۶۰ سانتی‌متر، بیشترین کاهش دیده شد که علت این کاهش، می‌تواند پراکندگی بیشترین الکترون‌ها به بیرون از میدان درمانی باشد.

فایل صفحه‌ی فازی شبیه‌سازی پرتو در Source to surface distance (SSD) معادل ۱۰۰، ۱۲۰، ۱۴۰ و ۱۶۰ سانتی‌متر برای اندازه‌ی میدان  $30 \times 30$  سانتی‌متر مربع در سطح فانتوم دایره‌ای به شعاع ۲۰ سانتی‌متر و نیز در حضور فیلترهایی از جنس آلومینیوم، سرب و PMMA Poly(methyl methacrylate) بررسی شد. در این مطالعه، اطلاعات موجود در صفحه‌ی فازی برای به دست آوردن پارامترهای پرتو (نظیر شار انرژی، توزیع زاویه‌ای و میانگین انرژی) با کد BEAMdp تحلیل شدند و جهت محاسبات تولید دز در فانتوم کد DOSXYZnrc/EGSnrc مورد استفاده قرار گرفتند. محاسبات دز در فانتوم آب با اندازه‌ی  $30 \times 30 \times 30$  سانتی‌متر مکعب با وکسل‌های مختلف در محاسبات منحنی‌های (PDD) Percentage depth dose و پروفایل انجام شد. برای محاسبات PDD در ۲ سانتی‌متر اول وکسل‌های  $0.1 \times 0.5 \times 0.5$  و در ۲۰ سانتی‌متر بعدی، وکسل‌های

در این مطالعه، همچنین اثر حضور فیلترهای Al، Pb و PMMA جهت کاهش آلودگی الکترونی در میدان  $30 \times 30$  سانتی‌متر مربع و ۱۰۰ سانتی‌متر = SSD مورد ارزیابی قرار گرفت (شکل ۱-ب). با قرار دادن فیلترهای مختلف مشخص شد که برای عناصر سبک نظیر



فیلتر سربی، بلافاصله زیر سینی بلاک، در فاصله‌ی ۶۱/۵ سانتی‌متر از منبع، کاهش می‌یابد. آن‌ها بیان کردند که تفاوت درصد دز عمقی میدان باز و فیلتر شده، کمتر از ۲ درصد بود که در این کار، حدود ۳/۵ درصد محاسبه شد. بر اساس یافته‌های یک پژوهش (۱۴)، فیلتر سربی با ضخامت ۱ میلی‌متر در خارج از کلاهک شتاب دهنده، اثر هر آلودگی الکترونی ناشی از اجزای سر دستگاه تا محل فیلتر را کاهش می‌دهد. در مطالعه‌ی دیگری، نحوه‌ی حذف آلودگی الکترونی توسط فیلتر، به صورت پراکنده کردن الکترون‌ها بیان شده است؛ به طوری که بیشتر الکترون‌های آلوده کننده را از پرتو حذف می‌کند و هر الکترون تولید شده در فیلتر را در منطقه‌ی وسیعی پراکنده می‌سازد. فیلتر، همچنین الکترون‌های آلوده کننده کم‌انرژی را حذف می‌کند. بنابراین، ضخامت فیلتر باید به اندازه‌ی کافی باشد (۱۵).

در اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط بحرینی طوسی و همکاران بر روی شتاب دهنده‌ی نپتون ۶ مگا‌ولت، سهم هلیوم و فیلتر سربی (به ضخامت ۰/۴ میلی‌متر در فاصله‌ی ۳۸/۵ سانتی‌متری) در حذف آلودگی الکترون برای بزرگ‌ترین میدان (۲۵ × ۲۵ سانتی‌متر مربع) به ترتیب حدود ۳/۲ و ۹/۶ درصد برآورد شده است که با مقادیر ۷/۸ و ۳/۵ درصد این مطالعه، اختلاف آشکاری دارد که می‌تواند مربوط به نوع شتاب دهنده، ضخامت سرب و محل قرارگیری آن باشد (۱۶).

Nilsson (۱۷)، بیان داشت که دز سطحی ناشی از الکترون‌های تولید شده از کولیماتورها کمتر از ۵ درصد است و همچنین، منبع غالب آلودگی الکترونی برای منبع ۲۱ مگا‌ولت را فیلتر مسطح کننده بیان کرد. در مطالعه‌ی Butson و همکاران (۳)، برای پرتوی ۶ مگا‌ولت، مشاهده کردند که ۹ درصد دز انباشته شده در سطح پوست بیمار، ناشی از الکترون‌های تحریک شده در ستون هوای تحت تابش است. برای میدان بزرگ‌تر، این مقدار به طور تقریبی به ۳۰ درصد دز تحویل داده شده به این منطقه نیز می‌رسد. از نتایج مطالعات Khan (۱۸) و نیز Padical و Deye (۱۹) نتیجه می‌شود که در حضور آلودگی الکترونی، دز ناحیه‌ی انبوهش افزایش می‌یابد و منجر به جابه‌جایی عمق دز بیشینه به سمت عمق‌های کمتر می‌شود.

نتیجه‌گیری نهایی این که با افزایش SSD و افزایش ستون هوا، انتظار افزایش سهم آلودگی الکترون می‌رفت که در این مطالعه، این نتیجه حاصل نشد. به بیان دیگر، افزایش ارتفاع ستون هوا خود همانند یک فیلتر عمل کرد و منجر به پراکنده شدن الکترون‌های کم‌انرژی شد. استفاده از مواد با عدد اتمی و چگالی بالا جهت فیلتراسیون آلودگی الکترون ناشی از کلاهک دستگاه و کولیماتورهای ثانویه و کیسه‌ی هلیوم به طور هم‌زمان پیشنهاد می‌شود. با طراحی فیلتر سربی که در جایگاه وج قرار می‌گیرد، به خصوص در بیماران با درگیری سینه که با تکنیک ایزوستر دچار سوختگی می‌شوند و اغلب نمی‌توان

هوا خود مانند یک فیلتر عمل می‌کند و الکترون‌های کم‌انرژی را جذب یا پراکنده می‌سازد که در انرژی‌های پایین، پدیده‌ی غالب پراکندگی است (۱۱).

برای بررسی سهم ستون هوای زیر کولیماتورها، این قسمت به صورت خلأ در نظر گرفته می‌شود که محاسبات سهم آلودگی الکترون را حدود ۸/۲۱ درصد نشان می‌دهد. از آن جایی که خلأ نقشی در تولید، جذب یا پراکندگی الکترون‌های تولید شده ندارد، پس می‌توان این درصد را به عنوان سهم تقریبی مربوط به عواملی نظیر فیلتر مسطح کننده، اتاقک یونش و کولیماتورهای ثانویه در نظر گرفت. حال، اگر زیر کولیماتورها هوا یا هلیوم در نظر گرفته شود، با کم کردن سهم عواملی بالای سر دستگاه، سهم هوا یا هلیوم در ایجاد آلودگی الکترون به ترتیب ۹/۵ و ۱/۷ درصد محاسبه می‌شود.

با قرار دادن کیسه‌ی هلیوم به جای حجم هوای بین کلاهک درمانی و سطح بدن بیمار، مقدار دز سطحی در ۱۰۰ سانتی‌متر = SSD از ۴۴/۶۶ درصد به ۳۶/۸۴ درصد کاهش پیدا کرد که معادل ۷/۸ درصد کاهش را نشان داد (شکل ۱-الف). همچنین، در SSD معادل ۱۲۰، ۱۴۰ و ۱۶۰ سانتی‌متر، مقدار دز سطحی از ۴۱/۹۶، ۴۱/۸۳ و ۴۲/۰۷، به ۳۴/۲۳، ۳۲/۰۰ و ۳۱/۳۲ کاهش یافت. به عبارت دیگر، هلیوم دز سطحی را تا حدود ۱۰-۸ درصد نسبت به ستون هوا کاهش می‌دهد.

با قرار دادن فیلترهای مختلف، مشخص شد که برای عناصر سبک نظیر Al و PMMA، نه تنها آلودگی الکترون کاهش نیافته است؛ بلکه افزایش پیدا کرده است (شکل ۱-ب). برای ارزیابی عملکرد فیلترها در حضور هوا، اگر سهم عوامل دیگر (هوا، کولیماتورهای ثانویه، فیلتر مسطح کننده و غیره) را حذف کنیم، مشخص می‌شود که آلومینیوم و PMMA به طور تقریبی به ترتیب باعث افزایش ۱/۴ و ۴/۸ و سرب باعث کاهش ۳/۶ درصدی آلودگی الکترون رسیده به سطح فانتوم می‌شود. البته، اگر فیلتر سربی با کیسه‌ی هلیوم یا خلأ همراه باشد، سهم کاهش فیلتر سربی به ترتیب حدود ۵/۶ و ۵/۸ درصد خواهد بود که بازگو کننده‌ی این مطلب است که ستون هوا، خود باعث ایجاد و یا پراکنده کردن الکترون‌ها به سمت سطح فانتوم می‌شود. علت این کاهش را با توجه به شکل ۲ (الف و ب) می‌توان توضیح داد. فیلتر سربی بر خلاف دو فیلتر دیگر، سبک‌تر است و به دلیل پراکندگی بیشتر فوتون‌هایی با انرژی متوسط بین ۴-۱ مگا‌ولت، باعث کاهش شار این الکترون‌ها می‌شود و این در حالی است که برای فوتون‌های با انرژی‌های بالاتر، تفاوت ناچیزی وجود دارد.

مطالعه‌ی Rao و همکاران، نشان داد که سرب، فیلتر مناسبی برای میدان ۳۰ × ۳۰ سانتی‌متر مربع است (۱۲). در مطالعه دیگری (۱۳)، مشاهده شد که برای پرتو ۶ مگا‌ولت، آلودگی الکترونی با قرار دادن

از وج استفاده کرد، می‌توان میزان آلودگی الکترونی را کاهش داد.

بیمارستان گلستان اهواز برای همکاری صمیمانه و همچنین، از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز برای تأمین هزینه‌های این طرح پژوهشی با شماره‌ی ثبت U-94056 تشکر و قدردانی کنند.



### تشکر و قدردانی

پژوهشگران بر خود لازم می‌دانند که از بخش پرتودرمانی و انکولوژی

### References

- Lopez MA, Teijeiro A, Garcia J, Esperon J, Terron JA, Ruiz DP, et al. Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams. *Med Phys* 2005; 32(5): 1281-92.
- Allahverdi M, Zabihzadeh M, Ay M, Mahdavi S, Shahriari M, Mesbahi A et al. Monte Carlo estimation of electron contamination in a 18 MV clinical photon beam. *Int J Radiat Res* 2011; 9(1): 15-28.
- Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Calculation of electron contamination doses produced using blocking trays for 6MV X-rays. *Radiation Measurements* 2002; 35(2): 99-102.
- Kumar M, Sahani G, Chourasiya G. Magnetic removal of electron contamination for 60Co panoramic gamma ray exposure--Investigations with CaSO<sub>4</sub>:Dy and LiF based dosimeters. *Appl Radiat Isot* 2010; 68(6): 1173-6.
- Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys* 2007; 34(12): 4818-53.
- Yani S, Dirgayussa IGE, Rhani MF, Soh RCX, Haryanto F, Arif I. Monte Carlo study on electron contamination and output factors of small field dosimetry in 6 MV photon beam. *Smart Science* 2016; 4(2): 87-94.
- Chegeni N, Hosseini K, Shahbazian H, Maskani R, Hoseini Ghafarokhi M, Mirkhaghani F, et al. Validation of the linac varian simulated using BEAMnrc code for 6mv photon energy. *Jundishapur Sci Med J* 2016; 15(5): 551-61. [In Persian].
- Kawrakow I, Rogers DW, Walters BR. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. *Med Phys* 2004; 31(10): 2883-98.
- Sheikh-Bagheri D, Rogers DW, Ross CK, Seuntjens JP. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac. *Med Phys* 2000; 27(10): 2256-66.
- Butson MJ, Cheung T, Yu PKN, Carolan M, Metcalfe PE. Simulation and measurement of air generated electron contamination in radiotherapy. *Radiation Measurements* 2000; 32(2): 105-11.
- Shukla R, Patel N, Yadav H, Kaushal V. A Monte Carlo simulation study on the effectiveness of electron filters designed for telecobalt radiation therapy treatment. *Int J Radiat Res* 2019; 17(2): 217-27.
- Rao BM, Prasad SG, Parthasaradhi K, Lee Y, Ruparel R, Garces R. Investigations on the near surface dose for three 10-MV x-ray beam accelerators with emphasis on the reduction of electron contamination. *Med Phys* 1988; 15(2): 246-9.
- Parthasaradhi K, Prasad SG, Rao BM, Lee Y, Ruparel R, Garces R. Investigation on the reduction of electron contamination with a 6-MV x-ray beam. *Med Phys* 1989; 16(1): 123-5.
- Kosunen A, Rogers DW. Beam quality specification for photon beam dosimetry. *Med Phys* 1993; 20(4): 1181-8.
- Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22(5): 503-24.
- Bahreyni Toosi MT, Saberi H, Hashemian A, Salek R. Application of an optimum filter for a neptune 10 PC linac to reduce electron contamination. *Proceedings of the 2<sup>nd</sup> European IRPA congress on radiation protection - Radiation Protection: from Knowledge to Action; 2006 May 15-19; Paris, France.*
- Nilsson B. Electron contamination from different materials in high energy photon beams. *Phys Med Biol* 1985; 30(2): 139-51.
- Khan FM. Use of electron filter to reduce skin dose in cobalt teletherapy. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 1971; 111(1): 180-1.
- Padikal TN, Deye JA. Electron contamination of a high-energy X-ray beam. *Phys Med Biol* 1978; 23(6): 1086-92.

## Evaluation of the Electron Contamination in Photon Therapy Using BEAMnrc Code

Nahid Chegeni<sup>1</sup>, Seyedeh Khadijeh Hosseini<sup>2</sup>, Hojjatollah Shahbazian<sup>3</sup>, Maryam Hassanvand<sup>4</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Today, high-energy photon beams are widely used in the treatment of all types of cancers. However, the production of electrons as contaminants in the photon pathway provides the necessity for research in this field.

**Methods:** Using BEAMnrc code, a Varian2100C/D accelerator head was simulated with 6 MV energy. Applying the advanced techniques of the variance reduction, Depth Dose curves at the Isocenter were obtained and compared to the measurements. We used DOSXYZ code to calculate the Percentage depth dose (PDD) and profile curves. The effect of eliminating electron contamination by helium bag between the accelerator head and treatment bed, Vacuum, Al, Pb, Poly(methyl methacrylate) (PMMA) filters and their composition were also investigated.

**Findings:** By increasing the source to surface distance (SSD) and the air column, we expected an increase in the contribution of electron contamination, but our results showed that increasing the height of air column acted like a filter and scattered low-energy electrons. The presence of helium instead of the air column reduced the surface dose by about 10% compared to the air column. Electron contamination increased for light elements such as Al and PMMA, and decreased by 3.5% for the lead filter.

**Conclusion:** The use of materials with lower atomic numbers and high densities for filtration of electron contamination of the head of the device and secondary collimators and helium bag is simultaneously proposed.

**Keywords:** Radiation therapy, Photons, Electrons, Helium

**Citation:** Chegeni N, Hosseini SK, Shahbazian H, Hassanvand M. **Evaluation of the Electron Contamination in Photon Therapy Using BEAMnrc Code.** J Isfahan Med Sch 2019; 37(535): 839-44.

1- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

2- MSc Student, Department of Medical Physics, Student Research Committee, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

3- Associate Professor, Department of Radiotherapy, School of Medicine, Golestan Hospital, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

4- Assistant Professor, Department of Nuclear Physics, School of Physics, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Maryam Hassanvand, Email: hassanvand@cc.iut.ac.ir