

شبیه‌سازی شتاب دهنده پرتو درمانی حین عمل LIAC به همراه اپلیکاتور شکل دهنده باریکه با استفاده از محاسبات مونت کارلو

نعمت‌الله حیدرلو^۱، حمیدرضا باغانی^۱، سید محمود رضا آقامیری^۱ و سید ربیع مهدوی^۲

۱. گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

۲. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

چکیده

پرتو درمانی حین عمل با استفاده از الکترون یکی از روش‌های پرتو درمانی است که در طی یک جلسه با اعمال دز زیاد به بیمار و در حین جراحی صورت می‌پذیرد. یکی از اپلیکاتورهایی که اخیراً در این روش مورد استفاده قرار می‌گیرد، اپلیکاتور شکل دهنده باریکه است که کاربرد قابل توجهی در درمان تومورهای بزرگ دارد. در این پژوهش خصوصیات دزسنجی باریکه الکترون حاصل از شتاب دهنده پرتو درمانی حین عمل LIAC به همراه این اپلیکاتور با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو توسط کد MCNP مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل نشان داد که باریکه الکترون حاصل از اپلیکاتور شکل دهنده باریکه از خصوصیات دزسنجی مطلوبی برخوردار است، به طوری که می‌توان این اپلیکاتور را برای استفاده در مقاصد بالینی مد نظر قرار داد. به علاوه توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری عملی، استفاده از روش مونت کارلو را برای تعیین پارامترهای دزسنجی باریکه الکترون پرتو درمانی حین عمل مورد تأیید قرار می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: پرتو درمانی حین عمل، اپلیکاتور شکل دهنده باریکه، شبیه‌سازی مونت کارلو، شتاب دهنده اختصاصی LIAC

۱. مقدمه

گرفتن روش خاص درمانی و تجهیزات مورد استفاده به سه دسته کلی شامل پرتو درمانی حین عمل با استفاده از الکترون (IOERT)^۱، پرتو درمانی حین عمل با استفاده از پرتوهای ایکس کم انرژی (Low KV-IORT) و پرتو درمانی حین عمل با آهنگ دز بالا (HDR-IORT) تقسیم‌بندی می‌شود [۱، ۳]. در روش IOERT از یک باریکه الکترونی برای پرتودهی به بستر تومور استفاده می‌شود. IOERT به دلیل توزیع دز یکنواخت‌تر باریکه الکترونی و عمق نفوذ محدود الکترون مرسوم‌تر از روش‌های

پرتو درمانی حین عمل (IORT) یکی از روش‌های خاص پرتو درمانی است که در طی آن دزهای بسیار بالایی از مرتبه ۱۰ تا ۲۰ گری بلافاصله پس از عمل جراحی به بستر تومور داده می‌شود [۱]. پرتودهی به بستر تومور بعد از جراحی به منظور اطمینان از نابودی کامل سلول‌های میکروسکوپی تومور (باقیمانده از جراحی) و جلوگیری از عود مجدد تومور صورت می‌پذیرد [۲]. به طور کلی IORT با استفاده از پرتوهای فوتونی و الکترونی قابل انجام است. فن‌های بالینی IORT با در نظر

۱. Intraoperative Electron Radiation Therapy

میدان با استفاده از یک سری تیغه ضخیم قادر به تولید میدان‌های مربعی و مستطیلی با ابعاد مختلف می‌باشد که با این کار علاوه بر فراهم کردن میدان‌های درمانی مناسب برای پوشش کامل تومورهای بزرگ، از پرتوگیری بافت‌های سالم و اندام‌های در خطر^۳ در نواحی اطراف بستر تومور، به دلیل تضعیف مؤثر باریکه الکترون در داخل تیغه‌ها، جلوگیری می‌کند [۷]. در این کار به شبیه‌سازی شتاب دهنده پرتو درمانی حین عمل LIAC به همراه اپلیکاتور شکل دهنده باریکه با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP پرداخته شده و پارامترهای دزسنجی باریکه الکترون حاصل از شکل دهنده باریکه برای استفاده در مقاصد بالینی استخراج و وابستگی آنها به پارامترهای فیزیکی باریکه الکترون مورد بحث قرار گرفته است.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. شتاب دهنده اختصاصی LIAC

شتاب دهنده پرتو درمانی حین عمل LIAC دارای دو مدل ۱۰ MeV و ۱۲ MeV می‌باشد. مدل ۱۰ MeV قادر به تولید باریکه الکترون با انرژی‌های ۴، ۶، ۸ و ۱۰ MeV و مدل ۱۲ MeV قادر به تولید الکترون با انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV می‌باشد. در این کار به شبیه‌سازی مدل ۱۲ MeV پرداخته شده است. وزن این شتاب دهنده برابر ۴۰۰ کیلوگرم است و ابعادی برابر ۱۲۰ cm طول، ۸۰ cm عرض و ۱۸۰ cm ارتفاع دارد. نمای کلی از این شتاب دهنده در شکل ۱ نشان داده شده است.

در این شتاب دهنده از هیچ نوع مغناطیس منحرف کننده‌ای برای هدایت باریکه استفاده نمی‌شود که این ویژگی میزان آلودگی فوتونی را تا حد قابل قبولی کاهش می‌دهد. قابلیت حرکت سر شتاب دهنده در راستای عمودی به اندازه ۱۰۰ cm، چرخش سر شتاب دهنده به چپ و راست (زاویه چرخش^۴) به اندازه $\pm 60^\circ$ درجه و چرخش سر شتاب دهنده به سمت خارج و داخل (زاویه پیچ^۵) با زوایای به ترتیب 30° و 15° درجه از

دیگر است [۴]. دز حاصل از باریکه الکترون به دلیل برد کوتاه، در فاصله چند سانتی‌متری از سطح فرودی پرتو توزیع شده و به عمق‌های بیشتر بافت نفوذ پیدا نمی‌کند. این ویژگی سبب حفظ بافت‌های سالم قرار گرفته در زیر بستر تومور می‌گردد. برای پیاده‌سازی IOERT می‌توان از شتاب دهنده‌های خطی مرسوم و یا از شتاب دهنده‌های متحرک اختصاصی طراحی شده برای این منظور استفاده کرد [۵]. استفاده از شتاب دهنده‌های متحرک اختصاصی برای پرتو درمانی حین عمل در حال حاضر توجه زیادی را به خود معطوف نموده است. به طور کلی سه نوع شتاب دهنده اختصاصی شامل (۱) Mobetron، (۲) Novac و (۳) LIAC برای پیاده‌سازی IOERT وجود دارند. هدایت باریکه الکترون در این شتاب دهنده‌ها از طریق به کارگیری یک سری اپلیکاتور خاص با سطح مقطع های دایره‌ای، بیضی، مستطیلی و یا مربعی از جنس پلاستیک و یا فلز انجام می‌شود [۱، ۳]. مرسوم‌ترین اپلیکاتورهای مورد استفاده در شتاب دهنده‌های پرتو درمانی حین عمل اپلیکاتورهای با مقطع دایره‌ای و حداکثر قطر ۱۰ سانتی‌متر هستند. این اپلیکاتورها در درمان نواحی با موقعیت کالبد شناسی پیچیده (نظیر تومورهای داخل شکم) با مشکل مطابقت اندازه میدان با بستر تومور مواجه هستند، چرا که ابعاد میدان حاصل از این اپلیکاتورها برای پوشش مناسب نواحی بزرگی چون تومورهای داخل شکم ناکافی است. برای رفع این مشکل معمولاً از چند میدان تابش دایره‌ای استفاده می‌شود، اما به دلیل دایره‌ای بودن مقطع اپلیکاتورهای مورد استفاده ممکن است در بخش‌هایی از بافت هدف هم‌پوشانی میدان وجود داشته باشد (لکه داغ^۱) و یا بخش‌هایی از هدف درمان به طور کامل توسط میدان تابش پوشش داده نشود (لکه سردلکه سرد^۲) [۶]. برای غلبه بر این مشکل نیاز به اپلیکاتورهایی با مقطع مستطیلی یا مربعی است تا با چینش مناسب آنها در کنار هم کل بافت هدف را با یک توزیع دز بکنواخت، تحت درمان قرارداد. یکی از اپلیکاتورهای مورد استفاده برای این منظور اپلیکاتور شکل دهنده باریکه می‌باشد. این اپلیکاتور، با تنظیم پیوسته شکل

۳. Organs at Risk (OAR)

۴. Roll angle

۵. Pitch angle

۱. Hot spot

۲. Cold spot



شکل ۱. نمایی از شتاب دهنده LIAC مورد استفاده در یک اتاق عمل استاندارد.

ساخته شده‌اند. لایهٔ تفلونی که دارای ضخامت بیشتری است، برای متوقف کردن باریکهٔ الکترون و لایهٔ استیل که از ضخامت کمتری برخوردار است، برای جذب تابش ترمزی حاصل از برهم‌کنش الکترون در لایهٔ تفلونی مورد استفاده می‌گیرد. قسمت استوانه‌ای شکل اپلیکاتور از جنس PMMA^۳ با ضخامت ۵ mm و طول ۲۵ cm ساخته شده است و تیغه‌های مذکور در بخش انتهایی آن واقع شده‌اند. ابعاد این اپلیکاتور برابر $210 \times 210 \times 250$ mm^۳ می‌باشد و وزنی در حدود ۸٫۲ kg دارد. به دلیل وزن نسبتاً بالا این اپلیکاتور معمولاً توسط یک نگه‌دارنده به تخت جراحی ثابت می‌شود که علاوه بر نگهداری، دقت مکانی در حین درمان را نیز افزایش می‌دهد [۱۱]. نمایی از این اپلیکاتور در هنگام اتصال به سر شتاب دهنده اختصاصی LIAC در شکل ۲ نشان داده شده است.

قابلیت‌های این سیستم است [۸]. این شتاب دهنده برای پهن کردن باریکهٔ الکترون، به یک برگهٔ پراکنده ساز آلومینیومی با ضخامت $820 \mu\text{m}$ مجهز است. علت اصلی استفاده از برگهٔ آلومینیومی کاهش میزان آلودگی فوتونی و نوترونی در انرژی‌های بالا می‌باشد [۹، ۱۰]. مشخصات کلی این شتاب دهنده در جدول ۱ آورده شده است.

۲.۲. اپلیکاتور شکل دهندهٔ باریکه

اپلیکاتور شکل دهندهٔ باریکه از چهار تیغه تشکیل شده است که دو به دو به صورت کشویی باز و بسته می‌شوند. حرکت تیغه‌ها وابسته به یکدیگرند و تیغه‌های موازی به صورت همزمان حرکت می‌کنند. این تیغه‌ها از دو لایه شامل PTFE (تفلون^۱) با ضخامت ۲۶ mm و استیل زنگ نزن^۲ با ضخامت ۸ mm

۱. Polytetrafluoroethylene

۲. Stainless steel

۳. Polymethyl methacrylate

جدول ۱. مشخصات کلی شتاب دهنده اختصاصی پرتو درمانی حین عمل LIAC [۸].

مشخصات منبع تغذیه		داده‌های فنی چشمه تابش	
مقدار	ویژگی	مقدار	ویژگی
۳ kVA	توان مصرفی	۱۲ MeV و ۱۰، ۸، ۶	انرژی اسمی
۵۰ Hz	بسامد جریان	۱/۵ mA	بیشینه جریان باریکه الکترونی
۲/۵ kW	توان مصرفی	۶۰ cm	طول اپلیکاتور
۲۵ °C	بیشینه دمای کار	۷۱/۳ cm	فاصله از چشمه (SSD)
		۳ - ۲۰ Gy/min	آهنگ دز (اپلیکاتور مرجع)*
مشخصات هندسی بخش‌های مختلف شتاب دهنده		۵ - ۶۰ Hz	بسامد تکرار پالس
		۴ μs	دوره زمانی پالس الکترونی
		کمتر از ۰/۳٪	پایداری بلندمدت ^۱
		کمتر از ۰/۱٪	پایداری کوتاه‌مدت ^۲
		کمتر از ۰/۰۷٪	آلودگی فوتونی (اپلیکاتور مرجع)*
	وزن شتاب دهنده		
	وزن کنسول کنترل		

* منظور از اپلیکاتور مرجع، اپلیکاتور دایره‌ای با قطر ۱۰ cm و زاویه مقطع صفر درجه می‌باشد.



شکل ۲. نمایی از سر شتاب دهنده LIAC به همراه اپلیکاتور شکل دهنده باریکه متصل به آن.

۱. Long term stability

۲. Short term stability

۳.۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

شبیه‌سازی سر شتاب دهنده و اپلیکاتور شکل دهنده باریکه با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP [۱۲] صورت پذیرفت. اطلاعات هندسی مربوط به سر شتاب دهنده و اپلیکاتور شکل دهنده باریکه و همچنین اطلاعات فنی مربوط به شتاب دهنده شامل طیف انرژی و توزیع مکانی باریکه الکترون فرودی بر برگه پراکنده ساز توسط شرکت سازنده (Sordina, SpA, Italy) تأمین گردید. دقت مکانی در پیاده‌سازی هندسه سر شتاب دهنده و اپلیکاتور شکل دهنده باریکه از مرتبه صدم میلی‌متر (۰/۰۱ cm) بود. قابل ذکر است که تمامی شبیه‌سازی‌های انجام شده از طریق ترابرد پانصد میلیون ذره به اجرا در آمد. میزان خطای آماری مربوط به نتایج حاصل از شبیه‌سازی در تمام موارد کمتر از ۱٪ بود و از هیچ‌گونه فن کاهش واریانسی در هنگام شبیه‌سازی استفاده نشد. تنها به منظور کاهش زمان محاسبات، به دلیل ترابرد همزمان فوتون و الکترون، از کارت قطع انرژی ۰/۵ MeV و ۰/۰۱ MeV، به ترتیب برای الکترون و فوتون استفاده گردید [۱۳، ۶].

پارامترهای دزسنجی باریکه الکترون از طریق تعیین منحنی‌های درصد دز عمقی (PDD)^۱ و پروفایل‌های دز عرضی (TDP)^۲ در میدان‌های مربعی ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ برای انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV به دست آمد. برای محاسبه منحنی درصد دز عمقی در انرژی‌های مختلف، ابتدا لبه اپلیکاتور شبیه‌سازی شده در تماس با سطح فانتوم قرار داده شد و سپس منحنی توزیع دز عمقی در امتداد محور بالینی از طریق تعریف سلول‌هایی استوانه‌ای به قطر ۵ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر محاسبه گردید. همچنین برای محاسبه پروفایل دز عرضی، از یک سری سلول استوانه‌ای به ابعاد ۲×۲ mm^۲ که به صورت افقی در عمق دز بیشینه قرار گرفته بودند، استفاده گردید. برای اندازه‌گیری میزان دز جذب شده از تالی استاندارد *F8 استفاده شد. منحنی‌های درصد دز عمقی و پروفایل دز عرضی در انرژی‌ها و میدان‌های مختلف در داخل یک فانتوم آب با ابعاد ۳×۳×۱۶ cm^۳ استخراج گردید. برای اعتبارسنجی مدل

شبیه‌سازی شده، منحنی‌های درصد دز عمقی حاصل از شبیه‌سازی با نتایج حاصل از دزسنجی عملی توسط اتاقک یونش مقایسه شدند. این مقایسه به صورت کمی و از طریق به کارگیری تحلیل گاما با معیارهای اختلاف دز ۳٪ و فاصله تا توافق ۳ mm در مورد نتایج به دست آمده، انجام گرفت [۱۴، ۱۵]. برای اندازه‌گیری عملی درصد دز عمقی شتاب دهنده اختصاصی LIAC، از اتاقک یونش Advanced Markus [۱۵] و برای کنترل حرکات اتاقک در داخل فانتوم آب و قرائت پاسخ آن به ترتیب از کنترل‌کننده TBA و الکترومتر دیجیتال TANDEM استفاده گردید.

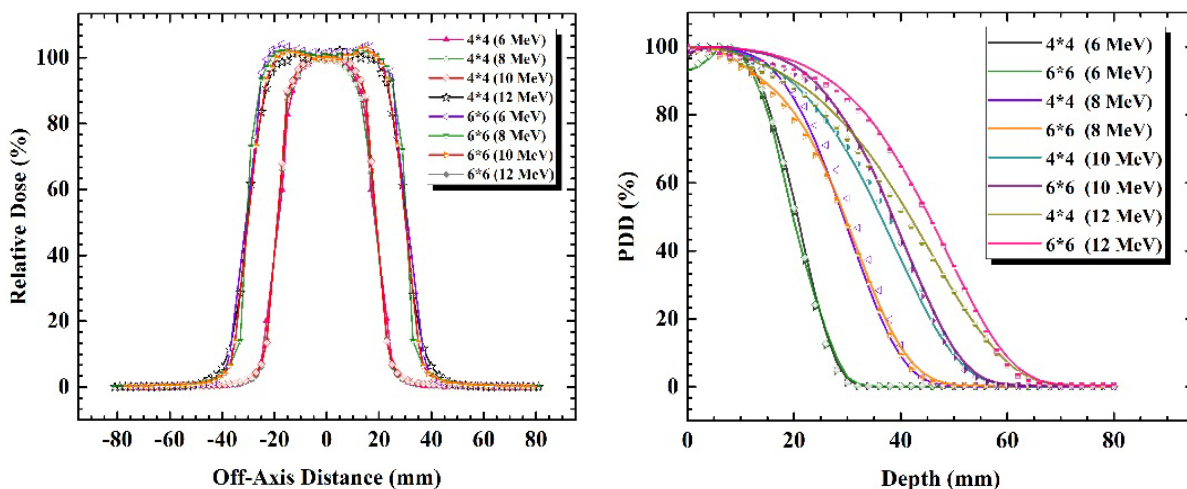
۳. نتایج

منحنی‌های درصد دز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در میدان‌های مربعی ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ به ازای انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV به صورت نقاط رنگی در شکل ۳ نمایش داده شده‌اند. خطوط توپر نیز نشان دهنده نتایج حاصل از دزسنجی عملی توسط اتاقک یونش می‌باشد. همان طور که ملاحظه می‌شود، نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و دزسنجی عملی از توافق قابل قبولی برخوردارند. نتایج حاصل از تحلیل گاما نیز صحت این ادعا را مورد تأیید قرار می‌دهد. مقدار شاخص گاما در ۹۵٪ از موارد (عمق‌های مورد بررسی) به ازای تمامی انرژی‌ها و میدان‌های تابش مورد مطالعه کوچک‌تر از یک بود که معیاری از وجود یک توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی و دزسنجی عملی می‌باشد. این واقعیت صحت مدل مونت کارلوی شبیه‌سازی شده در این مطالعه را مورد تأیید قرار می‌دهد.

پروفایل‌های دز عرضی باریکه الکترون در میدان‌های ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ به ازای انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV با استفاده از محاسبات مونت کارلو در شکل ۴ نشان داده شده است. قابل ذکر است که در تمامی موارد گزارش شده، پروفایل دز عرضی به مقدار دز در امتداد محور مرکزی باریکه الکترون به‌هنگار شده است.

۱. Percentage Depth Dose

۲. Transverse Dose Profile



شکل ۳. منحنی‌های درصد دز عمقی باریکه الکترون برای میدان‌های مربعی ۴×۴ تا ۶×۶ cm^۲ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV. شکل ۴. پروفایل‌های دز عرضی برای میدان‌های ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ در چهار انرژی اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV.

جدول ۲. پارامترهای دزسنجی مربوط به منحنی درصد دز عمقی برای میدان‌های ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV.

پارامترهای دزسنجی منحنی درصد دز عمقی						اندازه میدان (cm ^۲)	انرژی (MeV)
آلودگی فوتونی (%)	درصد دز سطح (%)	R _p (mm)	R _{۵۰} (mm)	R _{۹۰} (mm)	R _{۱۰۰} (mm)		
۰٫۳	۹۷٫۸	۲۷٫۴	۲۰٫۲	۱۲٫۷	۵٫۴	۴×۴	۶
۰٫۳	۹۳٫۶	۲۷٫۴	۲۰٫۴	۱۳٫۲	۶٫۵	۶×۶	
۰٫۴	۹۹٫۸	۴۲٫۵	۳۱٫۳	۱۷٫۶	۲٫۰	۴×۴	۸
۰٫۵	۹۹٫۹	۴۲٫۱	۲۹٫۴	۱۳٫۶	۰٫۰	۶×۶	
۰٫۵	۹۹٫۹	۵۳٫۹	۳۷٫۶	۱۸٫۳	۲٫۰	۴×۴	۱۰
۰٫۶	۹۹٫۹	۵۱٫۰	۳۸٫۱	۲۲٫۵	۰٫۰	۶×۶	
۱٫۲	۹۹٫۹	۶۱٫۸	۴۰٫۸	۱۷٫۸	۰٫۰	۴×۴	۱۲
۰٫۶	۹۹٫۷	۶۲٫۰	۴۵٫۳	۲۴٫۵	۰٫۰	۶×۶	

عرضی حاصل از شبیه‌سازی شامل نیم‌سایه چپ، نیم‌سایه راست، همواری و تقارن در میدان‌ها و انرژی‌های مذکور در جدول ۳ آورده شده است.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طور که در شکل ۳ ملاحظه می‌شود، با افزایش انرژی، عمق نفوذ باریکه الکترون افزایش و گرادیان دز در عمق کاهش می‌یابد که با توجه به افزایش انرژی باریکه الکترون

پارامترهای دزسنجی^۱ مربوط به منحنی‌های درصد دز عمقی حاصل از شبیه‌سازی شامل عمق دز بیشینه (R_{۱۰۰})، عمق دز ۹۰٪ (R_{۹۰})، عمق دز ۵۰٪ (R_{۵۰})، برد عملی^۱ (R_p)، آلودگی فوتونی و درصد دز سطح برای میدان‌های ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV در جدول ۲ گزارش شده است.

همچنین پارامترهای دزسنجی مربوط به پروفایل‌های دز

۱. Dosimetric

جدول ۳. پارامترهای دزسنجی پروفایل دز عرضی برای میدان‌های ۴×۴ و ۶×۶ cm^۲ در انرژی‌های ۰.۶، ۰.۸، ۱.۰ و ۱.۲ MeV.

پارامترهای دزسنجی منحنی پروفایل دز عرضی				اندازه میدان (cm ^۲)	انرژی (MeV)
تقارن (%)	همواری (%)	نیم‌سایه راست (mm)	نیم‌سایه چپ (mm)		
۱.۳	۰.۷	۷.۹	۷.۶	۴×۴	۰.۶
۲.۰	۱.۷	۹.۴	۹.۴	۶×۶	
۰.۴	۰.۶	۶.۷	۶.۶	۴×۴	۰.۸
۱.۰	۱.۹	۸.۹	۸.۹	۶×۶	
۰.۹	۰.۵	۷.۸	۶.۶	۴×۴	۱.۰
۰.۹	۱.۱	۵.۱	۵.۰	۶×۶	
۰.۸	۰.۴	۶.۵	۶.۴	۴×۴	۱.۲
۱.۲	۱.۸	۸.۵	۸.۵	۶×۶	

دلیل این واقعیت را می‌توان به پراکندگی باریکه الکترون در داخل فانتوم نسبت داد. به طور کلی با افزایش میدان تابش در یک انرژی مشخص، میزان پراکندگی الکترون‌ها به سمت لبه‌های میدان افزایش یافته و بنابراین می‌توان انتظار داشت که میزان نیم‌سایه نیز افزایش پیدا کند. این در حالی است که با افزایش انرژی الکترون در یک میدان تابشی مشخص، احتمال پراکندگی الکترون و در نتیجه میزان نیم‌سایه کاهش خواهد یافت.

با توجه به نتایج گزارش شده در جدول ۳ می‌توان گفت که میزان همواری و تقارن پروفایل‌های دز عرضی با افزایش انرژی الکترون بهبود می‌یابد. دلیل این واقعیت را نیز می‌توان به کاهش میزان پراکندگی الکترون‌ها با افزایش انرژی نسبت داد. این در حالی است که همواری و تقارن با افزایش ابعاد میدان تابش در یک انرژی مشخص افت می‌کند. این امر نیز می‌تواند به دلیل افزایش میزان پراکندگی جانبی الکترون‌ها با افزایش ابعاد میدان باشد. همان‌طور که در شکل ۴ ملاحظه می‌شود، پراکندگی جانبی الکترون‌ها به سمت لبه‌های میدان تابش باعث ایجاد شاخ‌هایی^۱ در پروفایل دز عرضی می‌گردد که میزان همواری پروفایل دز عرضی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. نتایج حاصل ارزیابی پروفایل‌های دز عرضی در انرژی‌ها و میدان‌های مختلف

امری منطقی است [۱۶، ۱۷]. در اغلب موارد بیشینه دز در امتداد محور بالینی باریکه، در سطح و یا در نواحی نزدیک به سطح قرار دارد که با توجه به مد نظر قرار گرفتن سطح به عنوان بخشی از هدف در پرتو درمانی حین عمل [۱، ۳، ۵]، یک ویژگی مطلوب تلقی می‌گردد. به علاوه همان‌طور که از نتایج به دست آمده در شکل ۳ پیداست، با افزایش انرژی الکترون، درصد دز سطح نیز افزایش می‌یابد. نتایج گزارش شده در جدول ۲ نیز مؤید این واقعیت است که با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی خاص، R_{۱۰۰}، R_{۹۰}، R_{۵۰} نیز افزایش می‌یابد [۱۵]. آلودگی فوتونی باریکه الکترون نیز با افزایش انرژی یک رفتار صعودی را از خود نشان خواهد داد. منشا تولید آلودگی فوتونی را می‌توان به برهم‌کنش تابش ترمزی الکترون در داخل محیط نسبت داد که با افزایش انرژی احتمال این نوع برهم‌کنش و به تبع آن میزان آلودگی فوتونی افزایش خواهد یافت.

همان‌طور که در جدول ۳ گزارش شده است، پارامترهای دزسنجی مربوط به پروفایل دز عرضی تابعی از انرژی و ابعاد میدان باریکه الکترون می‌باشند. با افزایش ابعاد میدان تابش در یک انرژی خاص، نیم‌سایه راست و چپ (فاصله افقی میان سطوح هم دز ۲۰٪ و ۸۰٪) افزایش می‌یابد. در عوض با افزایش انرژی در یک میدان ثابت، این پارامترها کاهش می‌یابند.

استخراج شده می‌تواند در طراحی درمان حین عمل بیمار مورد استفاده قرار گیرد. به علاوه با توجه به توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی، می‌توان به این نتیجه رسید که شبیه‌سازی مونت کارلو می‌تواند به عنوان یک ابزار قدرتمند و قابل اعتماد برای تعیین پارامترهای دزسنجی باریکه الکترون پرتو درمانی حین عمل مورد استفاده قرار گیرد.

باریکه الکترون حاصل از اپلیکاتور شکل دهنده باریکه نشان می‌دهد که میدان‌های تابش حاصل از این اپلیکاتور از همواری و تقارن مناسبی برای تحویل دزی یکنواخت و متقارن به بیمار برخوردارند.

به طور کلی نتایج حاصل از ارزیابی پارامترهای دزسنجی اپلیکاتور شکل دهنده باریکه نشان داد که این اپلیکاتور قابلیت استفاده در موارد بالینی را دارد و پارامترهای دزسنجی

مراجع

- 37 (2010) 995.
11. Bilancia and G Felici, "Sordina IORT Technologies", Sordina (2014).
12. J S Hendricks, *et al.*, Los Alamos National Laboratory, LA-UR-08-2216 (2008).
13. G Iaccarino, L Strigari, M D Andrea, L Bellesi, G Felici, A Ciccotelli, M Benassi and A Soriani, *Phys. Med. Biol.* **56** (2011) 4579.
14. D A Low and J F Dempsey, *Med. Phys.* **30** (2003) 2455.
15. H R Baghani, S M R Aghamiri, S R Mahdavi, M E Akbari and H R Mirzaei. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **16** (2015) 5017.
16. N Heidarloo, H R Baghani, S M R Aghamiri and S R Mahdavi, *JMUMS* **26** (2016) 212.
17. D Chang, F Lasley, I Das, M Mendonca and J Dynlacht, in, "Basic Radiotherapy Physics and Biology" Springer (2014) 77.
1. C G Willett, B G Czito, and D S Tyler, *J. Clin. Oncol.* **25** (2007) 971.
2. L B Harrison, B D Minsky, W E Enker, B Mychalczak, J Guillem, P B Paty, L Anderson, C White, and A M Cohen, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **42** (1998) 325.
3. C G Willett, *Int. J. Clin. Oncol.* **6** (2001) 209.
4. H R Baghani, *et al.*, *Phys. Med.* **31** (2015) 37.
5. F A Calvo, *et al.*, *Ecancermedical science* **7** (2013) 339.
6. A Soriani, *et al.*, *Med. Phys.* **39** (2013) 6080.
7. G Felici, A Ciccotelli, V Iacoboni, F De Angelis, N Mangiaracina and A Gava, (2014) U.S. Patent 8791437
8. S I T, "Sordina IORT Technologies", Sordina (2015).
9. E K Sergio-Righi, G Felici, F D Martino, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **14** (2013).
10. A Soriani, G Felici, M Fantini, M Paolucci, O Borla, G Evangelisti, M Benassi and L Strigari, *Med. Phys.*