

اعتبارسنجی سر شتاب‌دهنده پرتودرمانی حین عمل جراحی LIAC با استفاده از روش مونت کارلو

میر رشید حسینی اقدم^{۱*}، حمیدرضا باغانی^۲، سید ربیع مهدوی^۳ و سید محمودرضا آقامیری^۱

^۱ مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

^۲ گروه فیزیک، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران.

^۳ گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

* تهران، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده هسته‌ای، مهندسی پرتو پزشکی، کد پستی: ۱۹۸۳۹۶۹۴۱۱

پست الکترونیکی: Rashid.hoseyni@gmail.com

چکیده

با توجه به گسترش علوم و فنون در زمینه پزشکی و نیاز بیش از پیش به افزایش دقت و کیفیت درمان، سبب توسعه روش‌های درمانی مختلف شده است، به طوری که تقریباً در دو دهه اخیر پرتو درمانی حین عمل جراحی (IORT) به عنوان یکی از تکنیک‌های جدید برای درمان بیماران مبتلا به سرطان استفاده می‌شود. یکی از مهم‌ترین مشکلات این روش به دست آوردن دزیمتری دقیق است، زیرا نه قبل و نه بعد از عمل جراحی تصاویر گرفته شده از ناحیه پرتو داده شده بیمار، به طور دقیق با هم مطابقت ندارند. بنابراین خصوصیات دزیمتریک شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده در پرتودرمانی حین عمل جراحی در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمولی، متفاوت و مشکل‌تر است. هدف اصلی این تحقیق بررسی سر شتاب‌دهنده سبک و قابل حمل پرتودرمانی حین عمل LIAC و محاسبه ویژگی‌های دزیمتری آن است. برای این منظور سر شتاب‌دهنده LIAC با استفاده از روش مونت کارلو (MCNP) شبیه‌سازی شد. سپس به کمک منحنی‌های درصد دز عمقی به دست آمده از اندازه‌گیری تجربی برای اپلیکاتور الکترونی مرجع (۱۰ cm) در تمامی انرژی‌های شتاب‌دهنده، مدل شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی شد. به طوری که اندازه‌گیری‌های تجربی با شتاب‌دهنده الکترونی LIAC مدل ۱۲ MeV انجام شد. در نهایت برخی از ویژگی‌های دزیمتری از جمله بیشینه دز جذبی در داخل فانتوم معادل آب (D_m)، عمق بیشینه دز (d_m)، عمقی که دز نصف می‌شود (R_{50})، برد عملی (R_p) و پروفایل دز و دیگر پارامترهای دزیمتری برای اپلیکاتور مرجع (۱۰ cm) در تمامی انرژی‌های شتاب‌دهنده ارزیابی شد. نتایج حاصل شده از این کار نشان می‌دهد که شتاب‌دهنده LIAC به گونه‌ای طراحی شده که مخصوص روش پرتودرمانی حین عمل است.

کلیدواژگان: پرتودرمانی حین عمل جراحی، شتاب‌دهنده LIAC، ویژگی‌های دزیمتری، کد مونت کارلو MCNP.

۱. مقدمه

مسیر پرتو کنار زده یا به کمک حفاظ‌های پرتوی مخصوص محافظت شوند. پرتودرمانی حین عمل جراحی را می‌توان به سه شیوه مختلف انجام داد: پرتودرمانی حین عمل با الکترون (IOERT)، پرتودرمانی حین عمل با آهنگ دز بالا (HDR-IORT) و پرتودرمانی حین عمل با پرتو ایکس کم انرژی (low KV x-ray). روش IOERT به دلیل یکنواختی توزیع دز، محدود بودن قدرت نفوذ الکترون و مدت زمان کم درمان، عدم اتلاف زمان درمان برای سایر بیماران، معمول‌ترین روش محسوب می‌شود. در روش IOERT نیاز به اتاق درمانی

پرتودرمانی حین عمل جراحی (IORT) ترکیبی از جراحی و پرتودرمانی است که ابتدا توده تومور با استفاده از جراحی برداشته شده و سپس برای از بین بردن سلول‌های سرطانی باقی‌مانده، بستر تومور و بافت‌های اطراف آن، با دز بسیار بالا از مرتبه ۱۲-۲۰ گری برای بیمار که در حال بیهوشی است، پرتو دهی می‌گردد و درمان در یک جلسه صورت می‌گیرد [۱] و [۲]. در طول مدت زمان پرتو دهی، سعی می‌شود اندام‌های حساس به پرتو و بافت‌های سالم موجود در مجاورت بستر تومور از

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. شتاب‌دهنده LIAC

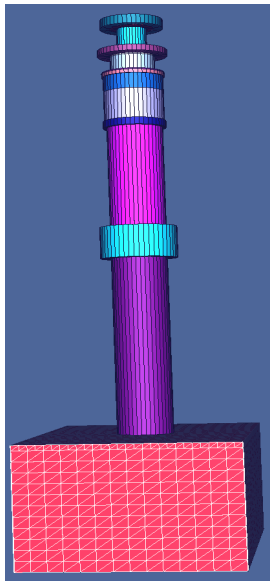
در روش IOERT می‌توان از شتاب‌دهنده‌های معمول که در پرتودرمانی خارجی کاربرد دارند، استفاده کرد. یکی از محدودیت‌های این شتاب‌دهنده‌ها این است که باید بیمار را پس از عمل جراحی از اتاق عمل به اتاق پرتودرمانی منتقل کرد، به این دلیل که این شتاب‌دهنده‌ها سنگین و بزرگ هستند و امکان جابجایی برای آن‌ها وجود ندارد. در صورتی که امروزه شتاب‌دهنده‌های کوچک و قابل حمل به وجود آمده‌اند که در داخل اتاق عمل، می‌توان بلافاصله پس از عمل جراحی از آن‌ها جهت پرتودهی استفاده کرد. LIAC یکی از شتاب‌دهنده‌های کوچک و قابل حملی است که در IORT کاربرد دارد. شتاب‌دهنده LIAC در سال ۲۰۰۳ توسط شرکت سوردینا در کشور ایتالیا طراحی و ساخته شده و در یک بخش پزشکی نصب و راه‌اندازی شده است [۳-۴]. این شتاب‌دهنده شامل یک دستگاه کنترلی است که با یک کابل ۱۰ متری به سیستم کنترلی متصل شده و اقدامات لازم را در طول درمان انجام می‌دهد. شتاب‌دهنده LIAC دارای دو مدل انرژی: ۴، ۶، ۸ و ۱۰ MeV و مدل ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV می‌باشد. در این مطالعه، شتاب‌دهنده مدل ۱۲ MeV شبیه‌سازی شده و همچنین اندازه‌گیری‌های عملی مربوط به همین مدل است. شتاب‌دهنده LIAC مجهز به اپلیکاتورهای الکترونی استوانه‌ای شکل است که هرکدام دارای اندازه‌ای با قطر ۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸ و ۱۰ cm هستند. قسمت پایینی اپلیکاتورها به دو صورت صاف و شیب‌دار با زوایای ۰، ۱۵، ۳۰ و ۴۵ درجه است که هرکدام دارای طول ۶۰ cm و ضخامت دیواره‌های ۰/۵ cm از جنس پلاستیک پلی متاکریلات (PMMA) ساخته شده‌اند. معمولاً در الکترون درمانی اپلیکاتور با قطر ۱۰ cm اپلیکاتور مرجع نام گرفته است. سر شتاب‌دهنده LIAC دارای $820 \mu\text{m}$ فلز پراکنده‌ساز^۳ از جنس آلومینیوم و $55 \mu\text{m}$ پنجره خروجی^۴ از جنس تیتانیوم است. فلز پراکنده‌ساز به‌خاطر پهن کردن باریکه الکترون، کاهش آلودگی نوترونی و همچنین کنترل آلودگی فوتونی استفاده شده است. شتاب‌دهنده LIAC

وجود دارد که امکان عمل جراحی و پرتودهی در آن وجود داشته باشد [۲-۵]. با توجه به محدودیت اتاق درمان در روش IOERT، از شتاب‌دهنده‌های کوچک و قابل حمل استفاده می‌شود. سه نوع شتاب‌دهنده الکترونی مختلف برای این منظور ساخته شده است: Mobetron^۱، LIAC و NOVAC7. این شتاب‌دهنده‌ها فقط در مد الکترون کار می‌کنند که دارای ابعاد کوچک، سبک، قابل حمل و همچنین دارای آهنگ دز بالای الکترون هستند. بیشترین انرژی باریکه الکترونی این شتاب‌دهنده‌ها به دلیل کاهش آلودگی فوتونی ۱۲ MeV است. یکی از مشکلات اصلی شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده در IOERT ویژگی‌های دزیمتری تابش‌های الکترونی آن‌هاست که در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمولی متفاوت و مشکل‌تر است [۳]. مهم‌ترین اختلاف بین شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده در پرتودرمانی حین عمل و شتاب‌دهنده‌های معمولی، نحوه کولیماسیون باریکه الکترون و نوع اپلیکاتور مورد استفاده در هر کدام است. کولیماسیون باریکه الکترون در شتاب‌دهنده‌های قابل حمل به دو صورت داکینگ نرم و سخت^۲ انجام می‌شود. شتاب‌دهنده‌های IOERT مجهز به اپلیکاتورهای استوانه‌ای می‌باشند که هرکدام به دو قسمت بالایی و پایینی تقسیم شده‌اند. در سیستم داکینگ نرم قسمت بالایی اپلیکاتور به سر شتاب‌دهنده و قسمت پایینی آن را به بستر تومور تماس داده می‌شود. در سیستم داکینگ سخت سر شتاب‌دهنده توسط سیستم کنترلی حرکت داده شده، به‌طوری که محور مرکزی اپلیکاتور بالایی در راستای محور مرکزی اپلیکاتور تماس داده‌شده به بستر تومور قرار بگیرد. سپس با توجه به گیره‌های تعبیه شده بر روی اپلیکاتورها اتصال بین دو قسمت اپلیکاتور صورت می‌گیرد، این روش بستر جراحی شده بیمار را در مقابل تکان‌های احتمالی سر دستگاه جهت تماس مناسب اپلیکاتور با بستر را محافظت می‌کند [۸ و ۹]. در این مطالعه سر شتاب‌دهنده LIAC با روش مونت‌کارلو شبیه‌سازی شده و سپس با استفاده از نتایج به‌دست‌آمده از اندازه‌گیری عملی، سیستم شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی شده و در نهایت برخی از ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده ارزیابی شده است.

3. Scattering foil
4. Exit window

1. Light Intraoperative radiotherapy Accelerator
2. Soft and hard docking

مونت کارلو اهمیت واکنش مربوط به تولید فوتون‌های در اثر برخورد الکترون با دیواره‌های شتاب‌دهنده در نظر گرفته شد که آثار زمینه‌ای ناشی از برهمکنش‌های مختلف در اندازه‌گیری تجربی و شبیه‌سازی مونت کارلو بسیار ناچیز است. میزان انرژی قطع ترابرد^۱ برای باریکه الکترون 0.5Mev و برای باریکه فوتون (فوتون‌هایی که از برخورد الکترون با دیواره‌های شتاب‌دهنده تولید می‌شوند) 0.1Mev در نظر گرفته شده است [۹]. برای اندازه‌گیری درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی باریکه فانتومی معادل آب با ابعاد $25 \times 30 \times 30\text{ cm}^3$ شبیه‌سازی شد و سپس در راستای محور مرکزی استوانه‌های کوچکی با ابعاد $2\text{cm} \times 0.5 \times 0.5 \times 0.5$ هم در راستای عمودی و هم افقی جهت ارزیابی درصد دز عمقی و پروفایل دز شبیه‌سازی شد. مطابق شکل (۲) به ترتیب از بالا به پایین قسمت‌های پنجره خروجی، فلز پراکنده‌سازی، اتاقک‌های یونیزان، دیواره‌های سرشتاب‌دهنده جهت نگهداشتن اپلیکاتور دو قسمتی و درنهایت، فانتوم آب مکعبی شکل شبیه‌سازی و نشان داده شده است.



شکل (۲): نمای سه‌بعدی از شبیه‌سازی سر شتاب‌دهنده و فانتوم آب

۲.۳. اندازه‌گیری عملی و مونت کارلو

منحنی‌های درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی باریکه الکترون در داخل فانتوم معادل آب برای اپلیکاتور مرجع در تمامی انرژی‌های شتاب‌دهنده LIAC به دو صورت عملی و

دارای ابعاد $210 \times 180 \times 76\text{ cm}^3$ و وزن 400 Kg است [۸-۵]. نمای کلی از شتاب‌دهنده LIAC در شکل ۱ نشان داده شده است [۴].



شکل (۱): شتاب‌دهنده LIAC برای درمان سرطان به روش IOERT

۲.۲. روش شبیه‌سازی مونت کارلو

کد محاسباتی مونت کارلو MCNP یکی از کدهای قدرتمند در ترابرد انواع ذرات است که در این مطالعه، جهت شبیه‌سازی سر شتاب‌دهنده LIAC، اپلیکاتورهای الکترونی و فانتوم آب به کار گرفته شده است. پنجره خروجی تیتانیوم، فلز پراکنده‌ساز باریکه الکترون و اتاقک‌های یون‌ساز با اندازه‌های مختلف و دیگر پارامترهای لازم برای شبیه‌سازی از شرکت سازنده دریافت شده و در شبیه‌سازی اعمال شده‌اند. چشمه الکترون در شبیه‌سازی مونت کارلو به صورت یک چشمه نقطه‌ای تعریف شد که این چشمه در بالای پنجره خروجی تیتانیوم قرار دارد و الکترون‌ها را به صورت گوسی با توزیع پراکندگی $1/5\text{mm}$ و طیفی از انرژی‌های مشخص به سمت پایین تولید می‌کند. به طوری که داده‌های مربوط به احتمال گسیل تک‌تک انرژی‌ها برای هریک از انرژی‌های شتاب‌دهنده، با استفاده از نرم‌افزار xy Extracting از روی نمودارهای طیف انرژی مربوط به هرکدام از انرژی‌های چشمه الکترون که از شرکت سازنده شتاب‌دهنده دریافت شده بود، استخراج شدند. همچنین گوسی بودن شدت الکترون‌ها نسبت به محور مرکزی باریکه به همین صورت استخراج گردید و در شبیه‌سازی‌ها اعمال شدند [۴، ۶ و ۹]. در شبیه‌سازی

۳. نتایج و بحث

مطابق شکل (۴) توزیع درصد دز عمقی و پروفایل دز برای اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰cm) در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV، برای حالتی که انتهای اپلیکاتور با سطح فانتوم تماس داده شده، با روش مونت کارلو و اندازه‌گیری‌های تجربی محاسبه شده است. مطابق جدول (۱) برخی از ویژگی‌های دزیمتری سر دستگاه LIAC، از جمله بیشینه مقدار دز جذبی در فانتوم آب (D_m)، عمقی که مقدار دز بیشینه می‌شود (d_m)، عمقی که مقدار دز نصف مقدار بیشینه می‌شود (R_{50}) و برد عملی الکترون (R_p) محاسبه شده است. مطابق جدول (۲) میزان تقارن، یکنواختی باریکه الکترون و نیم‌سایه باریکه نیز ارزیابی شده است. برای مقایسه نتایج حاصل از روش مونت کارلو و اندازه‌گیری‌های عملی، از شاخص گاما استفاده شده است که به‌طور جداگانه برای هر انرژی در شکل‌های (۵) و (۶) نشان داده شده‌اند که این میزان میانگین اختلاف تا عمق ۳cm در داخل فانتوم آب ۲ درصد بیان شده است. مطابق منحنی‌های درصد دز عمقی، با افزایش انرژی گرادیان دز کاهش پیدا می‌کند، یا به عبارتی شیب منحنی PDD در انرژی‌های پایین تندتر از انرژی‌های بالاست. دز سطحی برای انرژی‌های مختلف شتاب‌دهنده LIAC با افزایش انرژی افزایش می‌یابد. این امر به‌خاطر طبیعت الکترون است، چراکه میزان پراکندگی الکترون در انرژی‌های پایین بیشتر است و با افزایش انرژی باریکه الکترون، این فاکتور کاهش یافته و دز سطحی افزایش می‌یابد. همچنین مطابق منحنی‌های درصد دز عمقی، مشاهده می‌شود که اثر زمینه برمزاشرالانگ بسیار کم است. این امر برای این است که سر شتاب‌دهنده LIAC پلاستیکی است، لذا برخورد الکترون با موادی با عدد اتمی پایین مثل پلاستیک، آلودگی فوتونی کمتری ایجاد می‌کند. مطابق نمودارهای پروفایل دز برای اپلیکاتور مرجع در تمامی انرژی‌های شتاب‌دهنده LIAC، قله‌هایی با شدت‌های مختلف مشاهده می‌شود. این قله‌ها ناشی از برهمکنش الکترون با دیواره‌های اپلیکاتور است که حاصل این برهمکنش تولید فوتون‌های کم‌انرژی بوده، در نهایت این فوتون‌ها در داخل فانتوم جذب شده و باعث افزایش دز در نواحی نزدیک به سطح داخلی فانتوم می‌شود، به‌طوری که این عامل در

روش مونت کارلو اندازه‌گیری شد تا سیستم شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی گردد. اندازه‌گیری‌ها برای حالتی بود که هیچ فاصله هوایی بین انتهای اپلیکاتور و سطح فانتوم وجود نداشت. از دزیمتر اتاقک پیشرفته مارکوس^۱ در اندازه‌گیری‌های عملی استفاده گردید که برای نمایش میزان بار جمع‌شده در اتاقک از الکترومتر دیجیتالی که ولتاژ کاری آن روی ۳۰۰V تنظیم شده بود، به‌کار گرفته شد. تمامی اندازه‌گیری‌های عملی در داخل فانتوم معادل آب انجام شد. برای نمایش میزان اختلاف بین منحنی‌های درصد دز عمقی به‌دست‌آمده از روش مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی از نرم‌افزار GnuPlot نسخه ۴/۲ استفاده شد. مطابق این نرم‌افزار اگر اختلاف بین مکان و میزان دز کمتر از ۳ درصد باشد، میزان شاخص گاما باید کمتر از ۱ باشد. پروفایل دز در عمق دز بیشینه برای اپلیکاتور مرجع در تمامی انرژی‌های شتاب‌دهنده اندازه‌گیری شد و در نهایت برخی از ویژگی‌های دزیمتری از جمله بیشینه مقدار دز جذبی در فانتوم (D_m)، عمق بیشینه دز (d_m)، عمقی که دز نصف می‌شود (R_{50})، برد عملی (R_p)، پروفایل دز، تقارن^۲ و یکنواختی^۳ باریکه و میزان نیم‌سایه مورد ارزیابی قرار گرفت. تمام اندازه‌گیری‌های عملی در بیمارستان خاتم الانبیاء تهران انجام شده که نمای کلی از کار عملی و دزیمتر پیشرفته اتاقک مارکوس در شکل (۳) نشان داده شده است.



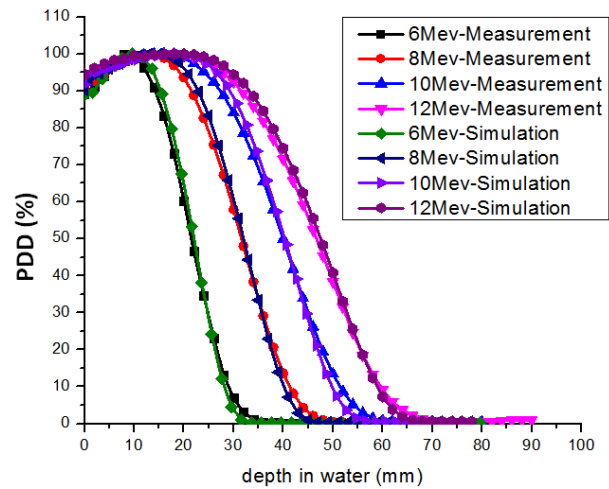
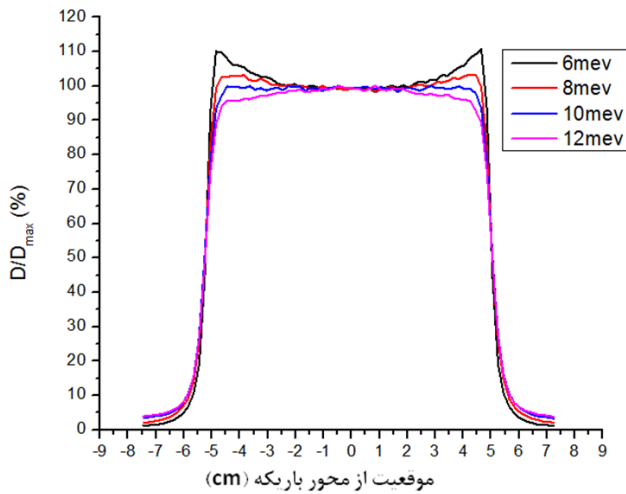
شکل (۳): نمایی از اندازه‌گیری عملی و

Advance markus chamber برای سنجش دز الکترون

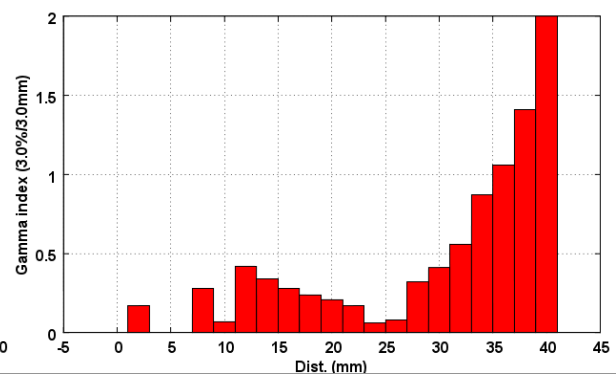
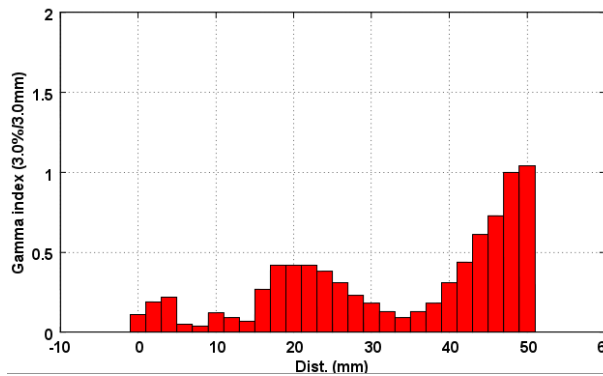
1. Advance markus chamber
2. Symmetry
3. Flatness

منحنی‌های پروفایل دز دارای تقارن و نیم‌سایه مناسب است.

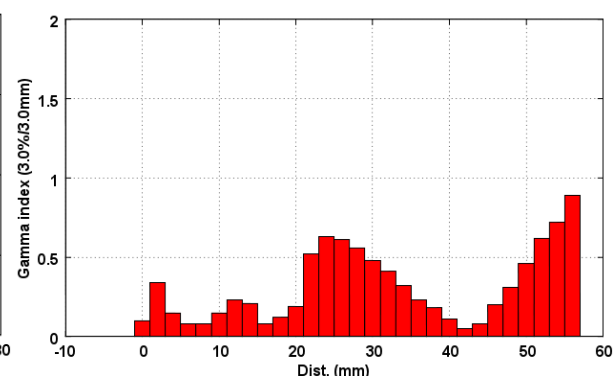
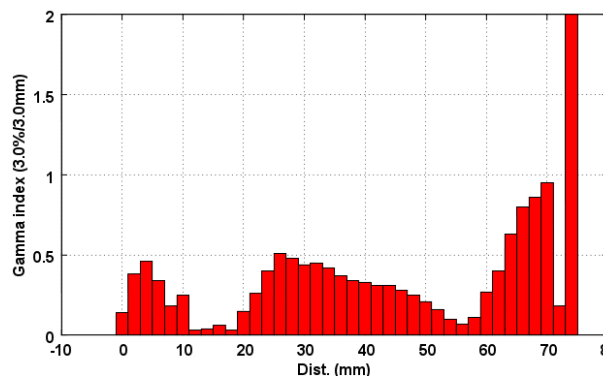
انرژی‌های پایین به خاطر بیشتر بودن احتمال پراکندگی لبه‌ای الکترون در مقایسه با انرژی‌های بالاتر، شدیدتر است. بنابراین



شکل (۴): به ترتیب از سمت راست منحنی PDD و پروفایل برای اپلیکاتور مرجع (قطر ۱۰ cm) در انرژی‌های مختلف با روش مونت کارلو و تجربی



شکل (۵): میزان اختلاف داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت راست برای انرژی ۶ و ۸ MeV و اپلیکاتور مرجع



شکل (۶): میزان اختلاف داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت راست برای انرژی ۱۰ و ۱۲ MeV و اپلیکاتور مرجع

جدول (۱): ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده LIAC در داخل فانتوم آب برای انرژی‌های مختلف و اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰ cm) ناشی از منحنی‌های درصد دز عمقی

انرژی (MeV)	$D_{max}(Gy)$	$d_m(mm)$	$R_{50}(mm)$	$R_p(mm)$
۶	۲/۴۶۰	۸	۲۱/۵۵	۳۰/۰۰
۸	۴/۳۷۸	۱۲	۳۱/۶۵	۴۱/۰۰
۱۰	۷/۰۱۵	۱۴	۴۰/۰۰	۵۲/۲۰
۱۲	۷/۰۰۸	۱۵	۴۷/۵۰	۶۱/۵۰

جدول (۲): ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده LIAC در داخل فانتوم آب برای انرژی‌های مختلف و اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰ cm) ناشی از پروفایل دز

Left Penumbra (mm)	Right Penumbra (mm)	Flatness (%)	Symmetry (%)	انرژی (MeV)
۷/۳	۸	۱/۲	۱/۴	۶
۷/۷	۷/۲	۱/۳	۰/۷	۸
۷	۶/۷	۰/۷	۰/۸	۱۰
۷	۷	۰/۹	۰/۴	۱۲

۴. نتیجه‌گیری

دز جذبی، مکان بیشینه دز جذبی، عمقی که مقدار دز نصف مقدار بیشینه می‌شود و برد عملی الکترون وجود دارد. میزان پراکندگی الکترون در انرژی‌های پایین بیشتر است. در نهایت اینکه مطابق خصوصیات دزیمتریک، شتاب‌دهنده LIAC به‌گونه‌ای طراحی شده که کاربرد مناسبی در روش پرتودرمانی حین عمل جراحی داشته باشد.

۵. تشکر و قدردانی

از تمامی مسئولان و کارکنان بیمارستان خاتم الانبیا(ص) شهر تهران به خاطر در اختیار نهادن تجهیزات مورد نیاز و همچنین از راهنمایی‌های دکتر حمیدرضا همتی صمیمانه تشکر و قدردانی می‌کنیم.

هدف از انجام این مطالعه، بررسی سر شتاب‌دهنده پرتودرمانی حین عمل و محاسبه برخی از ویژگی‌های دزیمتری آن بود. روش مونت‌کارلو روشی معتبر و توانمند در بررسی ویژگی‌های دزیمتریک سر شتاب‌دهنده LIAC شناخته می‌شود. مطابق نتایج حاصل‌شده از روش مونت‌کارلو و اندازه‌گیری عملی، الکترون در انرژی‌های پایین بیشینه انرژی خود را در مقایسه با انرژی‌های بالاتر، سریع‌تر در داخل فانتوم آب به جا می‌گذارد. همچنین گرادیان دز با انرژی الکترون رابطه عکس دارد یا به عبارتی هرچه انرژی الکترون بیشتر می‌شود، شیب افت دز کاهش پیدا می‌کند. مطابق نتایج حاصل‌شده از جدول (۱) و (۲)، رابطه مستقیمی بین انرژی باریکه الکترونی شتاب‌دهنده و میزان بیشینه

۶. مراجع

- [1] M. Catalano, S. Agosteo, R. Moretti, S. Andreoli. Montecarlo simulation code in optimisation of the IntraOperative Radiation Therapy treatment with mobile dedicated accelerator. J. Phys. Conf. Ser. 74 (2007), 021002.
- [2] LL. Gunderson, CG. Willett, FA. Calvo, LB. Harrison. Intraoperative irradiation: Techniques and Results. Springer, (2011).
- [3] ICRU. Radiation dosimetry: electrons with initial energies between 1 and 50 MeV. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurement, 35 (1984).
- [4] LIAC, the Mobile Electron Accelerator for Intraoperative Radiotherapy (IORT). Technical report. <http://www.sordina.com/download/CatalogoIORT.pdf>. Retrieved Feb 27, (2014).
- [5] P. Biggs, CG. Willett, H. Rutten, Intraoperative electron beam irradiation: physics and techniques. In: Gunderson LL, Willett CG, Calvo FA, Harrison LB, Editors. Intraoperative irradiation: techniques and results. Humana Press. (2011) 51-72.
- [6] D. Mihailescu, C. Borcia, Monte Carlo simulation of the electron beams produced by a linear accelerator for intraoperative radiation therapy. Romanian Reports in Physics, 66 (2014) 61-74.
- [7] A. Wysocka-Rabin, P. Adrich, A. Wasilewski, Monte Carlo study of a new mobile electron accelerator head for Intra Operative Radiation Therapy (IORT). Prog. Nucl. Sci. Technol, 2 (2011) 181-186.
- [8] AS. Beddar, PJ. Biggs, S. Chang, Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72. Med. Phys. 33 (2006) 1476-89.
- [9] S. Righi, E. Karaj, G. Felici, F. Martino. Dosimetric characteristics of electron beams produced by two mobile accelerators, Novac7 and Liac, for intraoperative radiation therapy through Monte Carlo simulation. J Appl Clin Med Phys. 14 (2013) 6-18.