



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

اعتبارسنجی سر شتاب دهنده‌ی رادیوتراپی حین عمل جراحی LIAC با استفاده از روش مونت کارلو

میر رشید، حسینی اقدم: سید محمود رضا، آقامیری: سید ربیع، مهدوی:

علیرضا کمالی اصل: حمید رضا، باغانی: ناصر، رسول پور

۱- دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتویزشکی، ایران، تهران

۲- دانشگاه علوم پزشکی ایران، گروه فیزیک پزشکی، ایران، تهران

چکیده:

خصوصیات دزیمتریکی شتاب دهنده‌های مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل جراحی با الکترون (IOERT) در مقایسه با شتاب دهنده‌های معمولی متفاوت است. هدف اصلی این تحقیق بررسی سر شتاب دهنده سبک و قابل حمل (LIAC) و محاسبه‌ی ویژگی‌های دزیمتری آن است. برای این منظور سر شتاب دهنده LIAC با استفاده از کد محاسباتی مونت کارلو شبیه‌سازی شد. سپس به کمک منحنی‌های درصد دز عمقیه دست آمده از اندازه‌گیری عملی، مدل شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی شد. در نهایت برخی از ویژگی‌های دزیمتری از جمله بیشینه‌دز جذبی در داخل فانتوم آب (D_m)، عمق بیشینه‌دز (d_m)، عمقی که دز نصف می‌شود (R_{50}) و برد عملی (R_p) محاسبه شده است.

کلیدواژه: IORT، شتاب دهنده الکترونی LIAC، شبیه‌سازی مونت کارلو، ویژگی‌های دزیمتری

مقدمه

رادیوتراپی حین عمل جراحی (IORT) نوعی پرتودرمانی خارجی محسوب می‌شود که ابتدا توده تومور با استفاده از جراحی برداشته شده و سپس برای از بین بردن کامل سلول‌های سرطانی باقیمانده، بستر تومور و بافت‌های اطراف آن، با دز بسیار بالا از مرتبه ۲۰ گری پرتودهی می‌گردد و درمان در یک جلسه صورت می‌گیرد [۱]. در این روش نیاز به اتاق درمانی است که هم امکان عمل جراحی و هم پرتودهی در آن وجود داشته باشد. با توجه به محدودیت اتاق درمان در روش IOERT، از شتاب دهنده‌های کوچک و قابل حمل استفاده می‌گردد. همچنین این شتاب دهنده‌ها تنها قادر به تولید الکترون بوده و از الکترون به صورت مستقیم برای درمان استفاده می‌شود. یکی از مشکلات اصلی در مورد شتاب دهنده‌های مورد استفاده در IOERT، ویژگی‌های دزیمتری تابش‌های الکترونی آنها است [۲]. این ویژگی‌ها



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

در این شتاب‌دهنده‌ها متفاوت‌تراز شتاب‌دهنده‌های معمولی است. شتاب‌دهنده‌های سبک و قابل حمل در IOERT مجهز به اپلیکاتورهای استوانه‌ای می‌باشند. اپلیکاتورهای دارای اندازه مختلف هستند که متناسب با اندازه‌ی تومور مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مطالعه سر شتاب‌دهنده‌ی LIAC و ویژگی‌های دزیمتری آن مورد بررسی قرار گرفته است. این شتاب‌دهنده‌ها دارای انرژی‌های ۱۲-۶ MeV است. ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده مذکور با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه و توسط اندازه‌گیری‌های عملی اعتبارسنجی شده است. اندازه‌گیری‌های عملی در بیمارستان خاتم‌الانبیاء (ص) - تهران انجام شده است.

روش کار

در رادیوتراپی حین عمل جراحی (IORT) می‌توان از شتاب‌دهنده‌ی معمول که در رادیوتراپی کاربرد دارد، استفاده کرد. یکی از محدودیت‌های این شتاب‌دهنده این است که باید بیمار را پس از عمل جراحی از اتاق عمل به اتاق رادیوتراپی منتقل نمود. از طرفی 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 نمود. شتاب‌دهنده‌های مختلفی برای این منظور ساخته شده‌اند. به طوری که Mobetron (اولین شتاب‌دهنده برای استفاده در IOERT) در سال ۱۹۹۰ در آمریکا ساخته شد. سپس شتاب‌دهنده‌های NOVAC7 و NOVAC11 توسط کشور ایتالیا برای استفاده در IOERT ساخته شدند. همچنین در سال ۲۰۰۲ در کشور ایتالیا شتاب‌دهنده جدید^۱ LIAC که سبک و قابل حمل است، ساخته شد. همه این شتاب‌دهنده‌ها فقط در مد الکترونی کار می‌کنند (پرتوایکس تولید نمی‌کنند) و دارای وزن مناسب هستند که به راحتی می‌توان آن‌ها را جابجا کرد. اپلیکاتورهایی که برای این شتاب‌دهنده استفاده می‌شوند، به دو مدل فلزی و پلاستیکی تقسیم می‌شوند. هر کدام از این اپلیکاتورها به دو صورت صاف و شیب‌دار موجود هستند که مطابق کاربردشان می‌توان از هر کدام استفاده کرد. شتاب‌دهنده LIAC مورد استفاده در این مطالعه، امکان استفاده از انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV را فراهم می‌آورد [۳-۴]. نمای کلی از شتاب‌دهنده LIAC در شکل ۱ نشان داده شده است.

کدمحاسباتی مونت کارلویکی از کدهای قدرتمند در ترابرد انواع ذرات است [۵] که در این مطالعه جهت شبیه‌سازی سازیر شتاب‌دهنده‌ی LIAC به کار گرفته شد. سپس میزاندز در عمق‌های مختلفانوم آب برای حالتی که انتهای

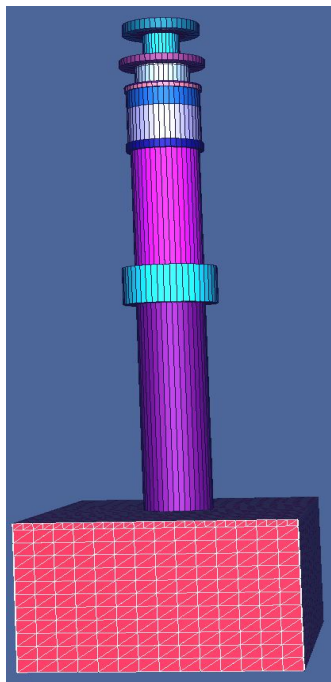
^۱ Light Intraoperative Accelerator



بیست و یکمین کنفرانس هسته ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ و انشگاه اصفهان

اپلیکاتور با سطح فانتوم تماس داده شده بود، به صورت نمودارهای درصد دز عمقی و پروفایل دز برای اپلیکاتور مرجع در تمام انرژی ها اندازه گیری گردید. برخی از ویژگی های دزیمتری از جمله بیشینه مقدار دز جذبی در فانتوم آب (D_m)، عمق بیشینه دز (d_m)، عمقی که دز نصف می شود (R_{50}) و برد عملی (R_p) ارزیابی شده است. جهت اعتبارسنجی، داده های حاصل از شبیه سازی مونت کارلو با نتایج تجربی مقایسه شدند و میزانتفاوت داده ها به صورت درصدی با استفاده از شاخص گاما مشخص شد. نمای سه بعدی از سیستم شبیه سازی شده در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲. نمای سه بعدی از شبیه سازی سر شتاب دهنده



شکل ۱. شتاب دهنده Liac برای درمان سرطان به روش IOERT

از دزیمتر Advance markus chamber در اندازه گیری های عملی، جهت بدست آوردن منحنی های PDD استفاده شده است. اندازه گیری های عملی برای اپلیکاتور مرجع، در تمامی انرژی های شتاب دهنده Liac برای حالتی که هیچ فاصله هوایی بین فانتوم و انتهای اپلیکاتور وجود ندارد، مطابق شکل ۳ انجام شده است.



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۱۷ و ۱۶ اسفند ماه ۱۳۹۳، دانشگاه اصفهان



شکل ۳. نمایی از اندازه گیری عملی و Advance markus chamber برای سنجش دز الکترون

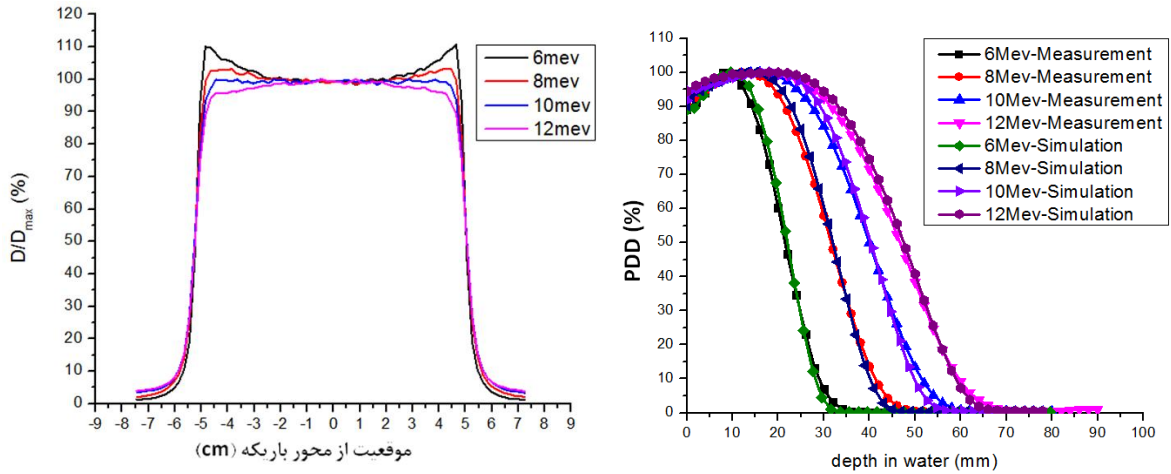
نتایج و بحث

مطابق شکل ۴ توزیع درصد دز عمقی و پروفایل دز برای اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰cm) و انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲MeV، برای حالتی که انتهای اپلیکاتور با سطح فانتوم تماس داده شده است، با روشمونت کارلو و اندازه‌گیری‌های تجربی محاسبه شده است. همچنین مطابق جدول ۱ برخی از ویژگی‌های دزیمتری برای 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. برای مقایسه نتایج حاصل از روش مونت کارلو و اندازه‌گیری‌های تجربی، از شاخص گاما استفاده شده است که به‌طور جداگانه برای هر انرژی در شکل‌های ۵ و ۶ نشان داده شده‌اند. مطابق منحنی‌های درصد دز عمقی، با افزایش انرژی‌گرادیان دز کاهش پیدا می‌کند، یا به عبارتی شیب منحنی PDD در انرژی‌های پایتندتر از انرژی‌های بالا است. دز سطحی برای انرژی‌های مختلف شتاب‌دهنده LIAC با افزایش انرژی افزایش می‌یابد. این امر به خاطر طبیعت الکترون است، چرا که میزان زاویه پراکندگی الکترون در انرژی‌های پایین بیشتر است و با افزایش انرژی باریکه‌ی 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 به خاطر این است که سر شتاب‌دهنده LIAC پلاستیکی است، لذا برخورد الکترون با موادی با عدد اتمی پایین مثل پلاستیک، آلودگی فوتونی کمتری ایجاد می‌کند.

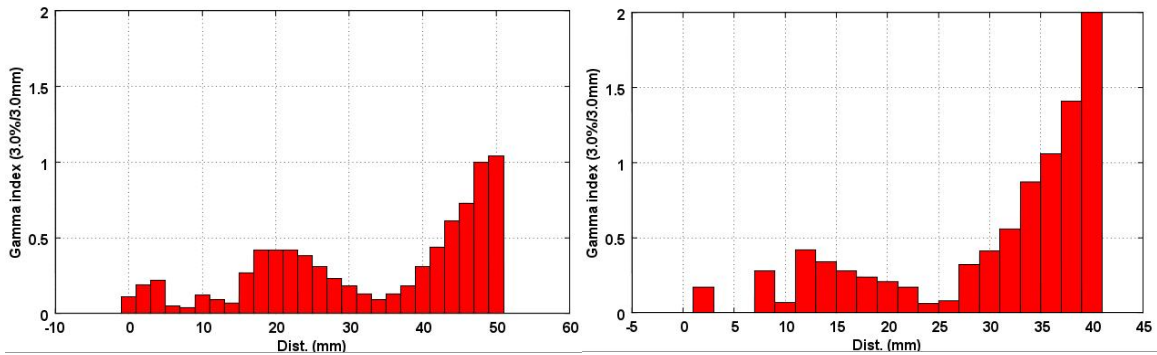


بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

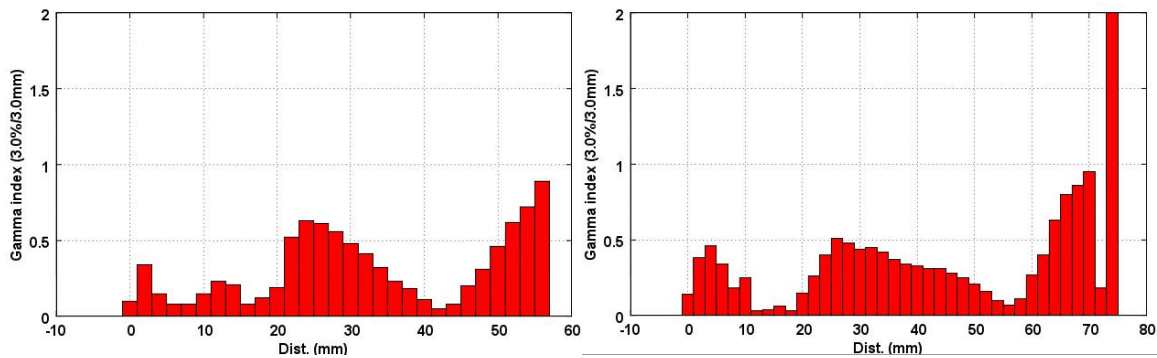
۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۴. نمودار PDD و پروفایل برای اپلیکاتور مرجع (قطر ۱۰ cm) در انرژی‌های مختلف با روش مونت کارلو و تجربی



شکل ۵. میزان دقت داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت راست برای انرژی ۸ MeV و اپلیکاتور مرجع



شکل ۶. میزان دقت داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت

راست برای انرژی ۱۰ و ۱۲ MeV و اپلیکاتور مرجع



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

جدول ۱. ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده‌ی LIAC در داخل فانتوم آب برای انرژی‌های مختلف و اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰ cm)

R_p (mm)	R_{50} (mm)	d_m (mm)	D_{max} (Gy)	انرژی (MeV)
۳۰/۰۰	۲۱/۵۵	۸	۲/۴۶۰	۶
۴۱/۰۰	۳۱/۶۵	۱۴	۴/۳۷۸	۸
۵۲/۲۰	۴۰/۰۰	۱۵	۷/۰۱۵	۱۰
۶۱/۵۰	۴۷/۵۰	۱۷	۷/۰۰۸	۱۲

نتیجه‌گیری

هدف از انجام این مطالعه، بررسی سر شتاب‌دهنده‌ی رادیوتراپی حین عمل و محاسبه برخی از ویژگی‌های دزیمتری آن بود. مطابق نتایج حاصل از روش مونت کارلو و همچنین اندازه‌گیری تجربی، الکترون در انرژی‌های پایین بیشینه انرژی خود را در مقایسه با انرژی‌های بالاتر، سریع‌تر در داخل فانتوم آب بجا می‌گذارد. همچنین شیب افت دز با انرژی الکترون رابطه عکس دارد یا به عبارتی هر چه انرژی الکترون بیشتر می‌شود شیب افت دز کاهش پیدا می‌کند. مطابق نتایج حاصل شده از جدول ۱، رابطه مستقیمی بین انرژی باریکه الکترونیشتاب‌دهنده و میزان بیشینه‌دز جذبی، مکان بیشینه‌دز جذبی، عمقی که مقدار دز نصف مقدار بیشینه‌دز می‌شود و برد عملی الکترون، وجود دارد. همچنین نتیجه گرفته می‌شود که روش مونت کارلو روشی معتبر برای بررسی ویژگی‌های دزیمتریک سر شتاب‌دهنده LIAC است.

مراجع

- [1] D. MIHAILESCU, Monte Carlo simulation of the electron beam produced by a linear accelerator for intraoperative radiotherapy. 2013.
- [2] ICRU, Electron beams with energies between 1 and 50 MeV ICRU Report 53. 1984.
- [3] Wysocka-Rabin A, P Adrich, A Wasilewski, Monte Carlo study of a new mobile electron accelerator head for Intra Operative Radiation Therapy (IORT). Prog. Nucl. Sci. Technol, 2011. 2: p. 181-186.
- [4] Gunderson LL, et al, Intraoperative irradiation: techniques and results. 2011: Springer.
- [5] Hendricks JS, et al, MCNPX extensions version 2.5. 0. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory Report LA-UR-04, 2004. 570.