اعتبارسنجی سر شتاب‌دهنده‌ی رادیوتراپی حین عمل جراحی LIAC با استفاده از روش مونت‌کارلو

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

علیرضا کمالی‌اصل :حمید رضا، باغانی :ناصر، رسول پور

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

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

چکیده:

خصوصیات دزیمتریک شتاب‌دهنده‌هایمورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل جراحی با الکترون (IOERT) در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمولیمتفاوت است. هدف اصلی این تحقیق بررسی سر شتاب‌دهنده سبک و قابل‌حمل(LIAC)و محاسبه‌ی ویژگی‌های دزیمتری آن است. برای این منظور سرشتاب‌دهنده LIACبا استفاده ازکد محاسباتی مونت‌کارلوشبیه‌سازی شد. سپس به کمک منحنی‌های درصد دز عمقیبه 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، شتاب‌دهنده الکترونی LIAC، شبیه‌سازیمونت‌کارلو، 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 ۲۰گری 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 شتاب‌دهنده‌های کوچک و قابل‌حمل استفاده می‌گردد. همچنین این شتاب‌دهنده‌ها تنها قادر به تولید الکترون بوده و از الکترون بهصورتمستقیم برای درمان استفاده می‌شود.یکی از مشکلات اصلی در مورد شتاب‌دهنده‌هایمورد استفاده در IOERT، ویژگی‌های دزیمتری تابش‌های الکترونیآن‌ها است [۲]. اینویژگی‌ها

در این شتاب‌دهنده‌ها متفاوت‌تراز شتاب‌دهنده‌های معمولی است. شتاب‌دهنده‌های سبک و قابل‌حمل درIOERTمجهز به اپلیکاتورهای استوانه‌ای می‌باشند. اپلیکاتورهادارای اندازه مختلف هستند که متناسب با اندازه‌ی تومور مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مطالعه سر شتاب‌دهنده‌یLIACو ویژگی‌های دزیمتری آن مورد بررسی قرار گرفته است. اینشتاب‌دهندهدارایانرژی‌هایMeV۱۲-۶است. ویژگی‌های دزیمتریشتاب‌دهنده مذکور با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو محاسبه و توسط اندازه‌گیری‌های عملی اعتبارسنجی شده است. اندازه‌گیری‌های عملی در بیمارستان خاتم‌الانبیاء(ص)-تهران انجام شده است.

روش کار

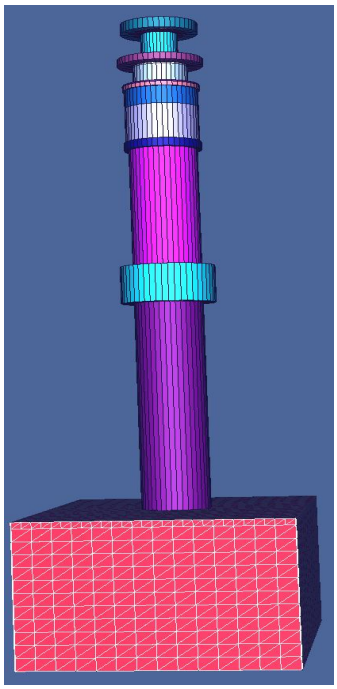
در رادیوتراپیحین عمل‌جراحی(IORT) می‌توان از شتاب‌دهنده‌ی معمول که در رادیوتراپی کاربرد دارد، استفاده کرد. یکی از محدودیت‌های این شتاب‌دهنده این است که باید بیمار را پس از عمل جراحی از اتاق عمل به اتاق رادیوتراپی منتقل نمود. از طرفی این شتاب‌دهنده‌ها سنگین و بزرگ هستند و امکان جابجایی برای آن‌ها وجود ندارد. درصورتی‌که امروزه شتاب‌دهنده‌های کوچک و قابل‌حمل به وجود آمده‌اند که در داخل اتاق عمل، می‌توان بلافاصله پس از عمل‌جراحی از آن‌ها جهت پرتودهی استفاده نمود. شتاب‌دهنده‌های مختلفی برای این منظور ساخته شده‌اند. به‌طوری‌که Mobetron(اولین شتاب‌دهنده برای استفاده درIOERT)در سال۱۹۹۰در آمریکا ساخته شد. سپس شتاب‌دهنده‌های NOVAC7وNOVAC11توسط کشور ایتالیا برای استفاده درIOERTساخته شدند. همچنین در سال ۲۰۰۲ در کشور ایتالیا شتاب‌دهنده جدید LIAC[1] که سبک وقابل‌حمل است، ساخته شد. همه این شتاب‌دهنده‌ها فقط در مد الکترونی کار می‌کنند (پرتوایکس تولید نمی‌کنند)و دارای وزن مناسب هستند که به‌راحتی 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 هرکدام استفاده کرد.شتاب‌دهندهLIACمورد استفاده در این مطالعه، امکاناستفاده از انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰و۱۲MeV را فراهم می‌آورد[۳-۴]. نمای کلی از شتاب‌دهندهLIACدر شکل ۱ نشان داده شده است.

کدمحاسباتی مونت‌کارلویکی از کدهای قدرتمند در ترابرد انواع ذرات است[۵] که در این مطالعه جهت شبیه-سازیسر شتاب‌دهنده‌یLIAC به کار گرفته شد. سپس میزاندز در عمق‌های مختلفدانتوم آب برای حالتی که انتهای

[1] Light Intraoperative Accelerator

اپلیکاتور با سطح فانتوم تماس داده شده بود،به‌صورتنمودارهای درصد دز عمقی و پروفایلدزبرای اپلیکاتور مرجع در تمامیانرژی‌هااندازه‌گیریگردید. برخی از ویژگی‌های دزیمتری از جمله بیشینه مقدار دز جذبی درفانتوم آب (D_m)، عمق بیشینه دز (d_m)، عمقی که دز نصف می‌شود (R_{50})و برد عملی (R_p) ارزیابی شده است. جهت اعتبارسنجی،داده‌های حاصل از شبیه‌سازیمونت‌کارلو با نتایج تجربی مقایسهشدند و میزانتفاوتداده‌هابه صورت درصدی با استفاده از شاخص گاما مشخص شد. نمای سه بعدی از سیستم شبیه‌سازی شده در شکل۲ نشان داده شده است.

شکل ۱.شتاب‌دهندهLIACبرای درمان سرطان به روشIOERT



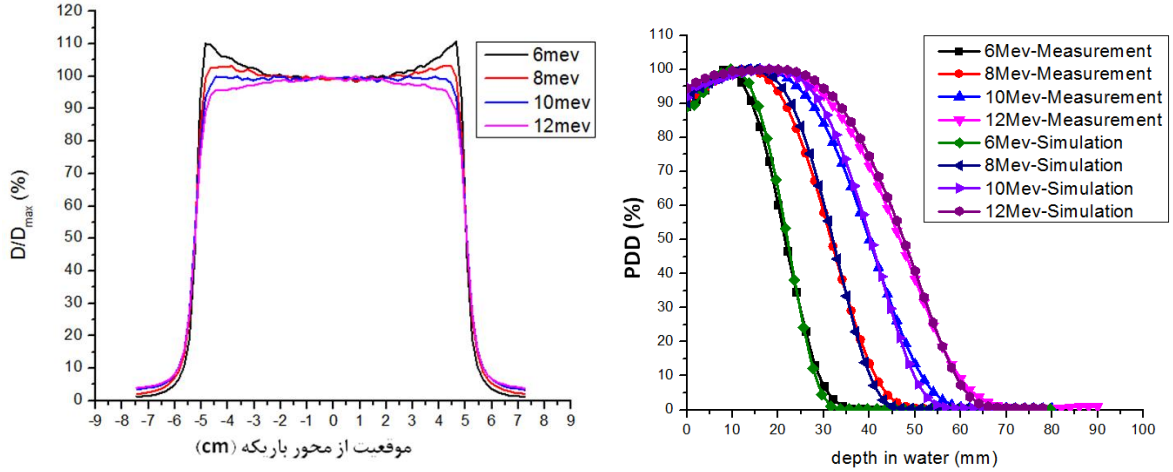
شکل۲. نمای سه بعدی از شبیه‌سازی سر شتاب‌دهنده

از دزیمترAdvance markus chamberدراندازه‌گیری‌های عملی، جهت بدست آوردن منحنی‌های PDDاستفاده شده است. اندازه‌گیری‌های عملی برای اپلیکاتور مرجع، در تمامی انرژی‌های شتابدهنده‌ی LIACبرای حالتی که هیچ فاصله هوایی بین فانتوم و انتهای اپلیکاتور وجود ندارد،مطابق شکل۳ انجام شده است.

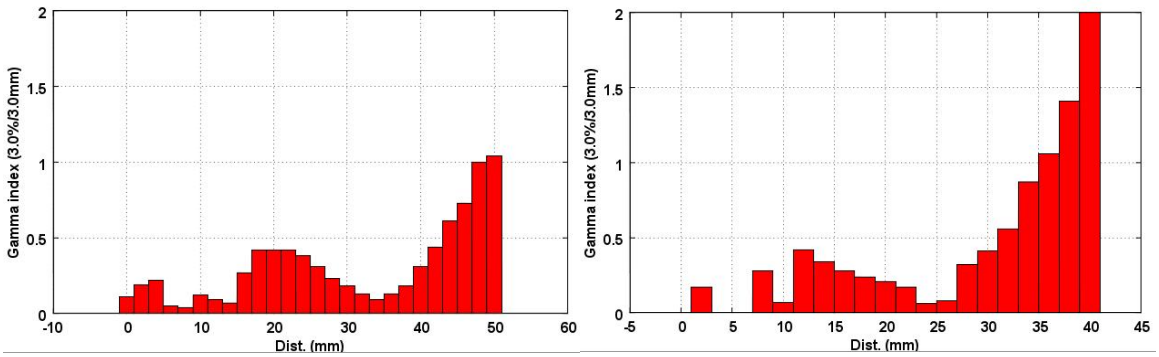
شکل ۳. نمایی از اندازه گیری عملی و Advance markus chamberبرای سنجش دز الکترون

نتایج و بحث

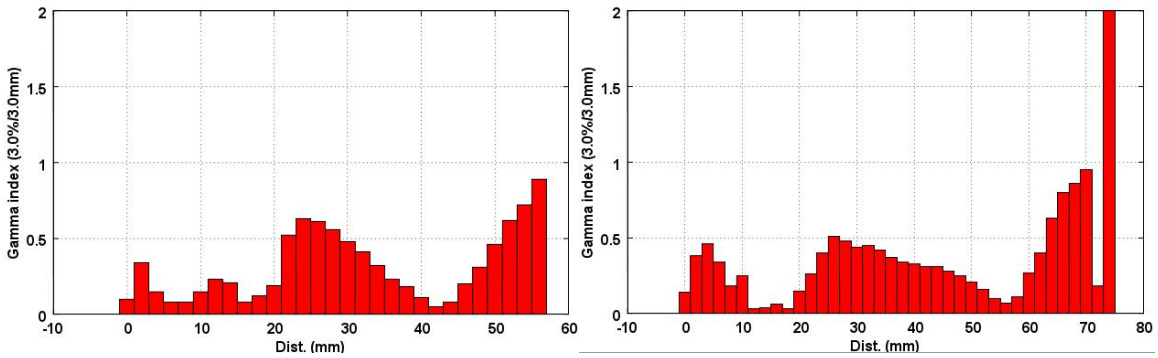
مطابق شکل ٤ توزیع درصد دز عمقی و پروفایل دز برای اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰cm) وانرژی‌های ٦، ٨، ۱۰ و۱۲MeV، برای حالتی که انتهای اپلیکاتور با سطح فانتوم تماس داده شده است، با روشمونت‌کارلو و اندازه‌گیری‌های تجربی محاسبه شده است. همچنین مطابق جدول۱ برخی از ویژگی‌های دزیمتری برای سر دستگاه LIAC،از جمله بیشینه مقدار دز جذبی درفانتوم 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 مونت‌کارلو و اندازه‌گیری‌های تجربی، از شاخص گاما استفاده شده است که به‌طور جداگانه برای هر انرژی در شکل‌های ٥ و٦ نشان داده شده‌اند.مطابق منحنی‌های درصد دز عمقی، با افزایش انرژیگرادیاندز کاهش پیدا می‌کند، یا به عبارتی شیب منحنیPDDدر انرژی‌های پایینتندتر از انرژی‌های بالا است. دز سطحی برای انرژی‌های مختلف شتاب‌دهنده‌یLIACبا افزایش انرژی افزایش می‌یابد. این امر به خاطر طبیعت الکترون است،چرا که میزان زاویه پراکندگیالکترون در انرژی‌های پایین بیشتر است و با افزایش انرژی باریکه‌ی الکترون، این فاکتور کاهش یافته و دز سطحیافزایشمی‌یابد. همچنین مطابق منحنی‌های درصد دز عمقی، مشاهده می‌شود که اثر زمینه برمزاشترالانگ بسیار کم است. این امر به خاطر این است که سر شتاب‌دهنده‌یLIACپلاستیکی است، لذا برخورد الکترون با موادی با عدد اتمی پایین مثل پلاستیک، آلودگی فوتونی کمتری ایجاد می‌کند.



شکل ۴. نمودار PDDو پروفایل برای اپلیکاتور مرجع (قطر۱۰cm)در انرژی‌های مختلف با روش مونت‌کارلو و تجربی



شکل ۵. میزان دقت داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت راست برای انرژی ۶و۸MeV واپلیکاتور مرجع



شکل .Error! No text of specified style in document۶. میزان دقت داده‌های تجربی و شبیه‌سازی به ترتیب از سمت راست برای انرژی ۱۰ و۱۲MeVواپلیکاتور مرجع

جدول ۱.ویژگی‌های دزیمتری شتاب‌دهنده‌یLIACدر داخل فانتوم آب برایانرژی‌های مختلف و اپلیکاتور مرجع (با قطر ۱۰cm)

انرژی (MeV)	D_{max}(Gy)	d_m(mm)	R_{50}(mm)	R_p(mm)
٦	٢/٤٦٠	٨	٢١/٥٥	٣٠/٠٠
٨	٤/٣٧٨	١٤	٣١/٦٥	٤١/٠٠
١٠	٧/٠١٥	١٥	٤٠/٠٠	٥٢/٢٠
١٢	٧/٠٠٨	١٧	٤٧/٥٠	٦١/٥٠

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 مونت‌کارلو و همچنین اندازه‌گیری تجربی، الکترون در انرژی‌های پایین بیشینه انرژی خود را درمقایسه با انرژی‌های بالاتر،سریع‌تر در داخل فانتوم آب بجا می‌گذارد. همچنین شیب افت دز با انرژی الکترون رابطه عکس دارد یا بهعبارتی هر چه انرژی الکترون بیشتر می‌شود شیب افت دز کاهش پیدا می‌کند. مطابق نتایجحاصل‌شده از جدول ۱، رابطه مستقیمی بین انرژی باریکه الکترونیشتاب‌دهنده و میزان بیشینهدز جذبی، مکان بیشینهدز جذبی، عمقی که مقدار دز نصف مقدار بیشینهمی‌شود و برد عملی الکترون، وجود دارد. همچنین نتیجه گرفته می‌شود که روش مونت کارلو روشی معتبر برای بررسی ویژگی‌های دزیمتریک سر شتابدهنده LIACاست.

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.