

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

مقایسه خصوصیات دوزیمتریک اپلیکاتورهای استاندارد و Beam Shaper مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل توسط باریکه الکترون

حیدرلو، نعمت الله^(۱) - آقامیری، سید محمود رضا^(۱) - مهدوی، سیدربیع^(۲) - باغانی، حمیدرضا^{(۳)*}

^۱ دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتو پزشکی

^۲ دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

^۳ دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده علوم، گروه فیزیک

چکیده:

شتابدهنده اختصاصی رادیوتراپی حین عمل LIAC عمدتاً از اپلیکاتورهای استاندارد استوانه‌ای برای هدایت باریکه الکترون به سمت بستر تومور استفاده می‌کند. با توجه به محدودیت‌های اپلیکاتورهای استوانه‌ای در پرتو دهی تومورهای با موقعیت آناتومیک پیچیده، اپلیکاتور ویژه‌ای به نام Beam Shaper برای این منظور طراحی شده است. هدف از این مطالعه مقایسه کمی خصوصیات دوزیمتریک این دو نوع اپلیکاتور شامل منحنی‌های توزیع دوز عمقی و پروفایل‌های دوز عرضی در انرژی‌های مختلف شتابدهنده LIAC می‌باشد. نتایج حاصل از این مقایسه نشان داد که خصوصیات دوزیمتریک اپلیکاتور Beam Shaper به طور قابل توجهی متفاوت از اپلیکاتورهای استاندارد است که این تفاوت را می‌توان به وجود تیغه‌های فلزی در Beam Shaper برای شکل دادن به میدان تابش نسبت داد.

کلمات کلیدی: رادیوتراپی حین عمل، شتابدهنده LIAC، دوزیمتری، اپلیکاتور Beam Shaper، اپلیکاتور استاندارد

مقدمه:

رادیوتراپی حین عمل یکی از روش‌های خاص پرتودرمانی است که در آن دوزهای بالایی از مرتبه ۹ تا ۲۵ گری در طی یک جلسه و مقارن با زمان جراحی به بستر تومور تحویل می‌گردد^[۱]. هدف از این کار حصول اطمینان از برداشته شدن کامل سلول‌های میکروسکوپی بافت سرطانی و جلوگیری از عود مجدد تومور می‌باشد^[۲, ۳]. در این روش بافت‌های سالم و اندام‌های در خطر^(OAR^۱) اطراف ناحیه درمان توسط ابزارهای مخصوصی از داخل میدان تابش بیرون کشیده می‌شوند تا میزان دوز رسیده به آن‌ها به‌طور قابل توجهی کاهش یابد^[۴]. معمول‌ترین روش برای پیاده‌سازی رادیوتراپی

^۱ Organ At Risk

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

حین عمل استفاده از باریکه الکترون ($IOERT^2$) است که برای انجام این کار می‌توان از شتابدهنده‌های مخصوصی که برای این منظور طراحی و ساخته شده‌اند، استفاده نمود. یکی از مهم‌ترین شتابدهنده‌های مورد استفاده در $IOERT$ شتابدهنده اختصاصی $LIAC$ است. مرسوم‌ترین اپلیکاتورهای مورد استفاده با این شتابدهنده برای هدایت الکترون از سر دستگاه به سطح بافت تحت پرتو دهی، اپلیکاتورهای دایره‌ای از جنس $PMMA^3$ با حداکثر قطر 10 cm هستند که برای پرتو دهی بستر تومورهای کوچک بکار می‌روند. به دلیل عدم انعطاف این نوع اپلیکاتور برای پرتو دهی نواحی با موقعیت آناتومیک پیچیده [۵] و همچنین همپوشانی میدان‌های دایره‌ای مورد استفاده برای پوشش کامل بستر تومور، اپلیکاتور جدیدی به نام $Beam Shaper$ توسعه یافته است [۶] که از طریق تولید میدان‌های تابش مربعی و مستطیلی قادر به رفع مشکلات مذکور است. وجود تیغه‌های فلزی شکل‌دهنده میدان در انتهای اپلیکاتور $Beam Shaper$ ، می‌تواند باعث تغییر خصوصیات دوزیمتریک باریکه الکترون در مقایسه با اپلیکاتورهای استوانه‌ای استاندارد گردد. در این پژوهش به اندازه‌گیری و مقایسه مشخصات دوزیمتریک باریکه الکترون، شامل منحنی‌های درصد دوز عمقی (PDD^4) و پروفایل‌های دوز عرضی (TDP^5)، مربوط به میدان‌های مربعی ناشی از اپلیکاتور $Beam Shaper$ و میدان‌های دایره‌ای متناظر حاصل از اپلیکاتورهای استوانه‌ای استاندارد با استفاده از دوزیمتری عملی توسط اتاقک یونش پرداخته شده است تا از این طریق بتوان میزان تفاوت مشخصات فیزیکی باریکه الکترون حاصل از این دو نوع اپلیکاتور را به صورت کمی مشخص نمود.

روش کار:

در این کار از شتابدهنده اختصاصی رادیوتراپی حین عمل $LIAC$ مدل 12 MeV استفاده شد. این شتابدهنده قادر به تولید باریکه الکترون با انرژی‌های اسمی 6 ، 8 ، 10 و 12 MeV می‌باشد. در این شتابدهنده هیچ نوع مغناطیس منحرف‌کننده برای هدایت باریکه الکترون وجود ندارد که این ویژگی میزان آلودگی فوتونی را تا حد قابل قبولی کاهش می‌دهد [۷]. همچنین این شتابدهنده برای پهن کردن باریکه الکترون، به یک فویل پراکنده ساز آلومینیومی به ضخامت $820\text{ }\mu\text{m}$ مجهز است. اپلیکاتورهای مورد استفاده برای تولید میدان‌های دایره‌ای از جنس $PMMA$ با ضخامت 5 mm و طول 60 cm می‌باشند که بسته به اندازه بستر تومور، قطر آن‌ها بین 3 cm تا 10 cm (3 ، 4 ، 5 ، 6 ، 7 ، 8 ، 9 و 10 cm) متغیر است. اپلیکاتور $Beam$

² IntraOperative Electron Radiation Therapy

³ Poly(methyl methacrylate)

⁴ Percentage Depth Dose

⁵ Transverse Dose Profile

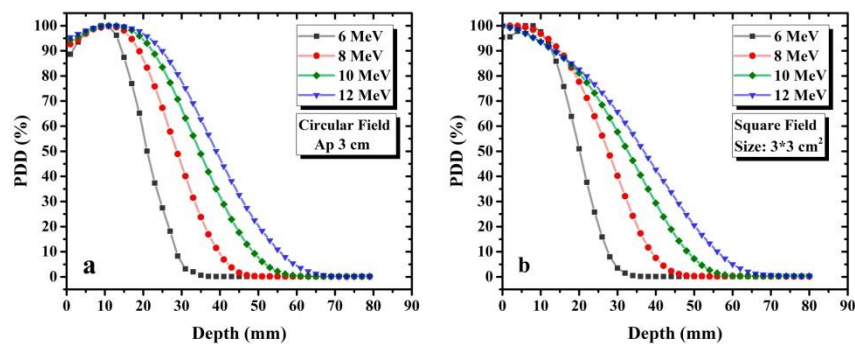
۱۶ و ۵ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

Shaper از چهار تیغه شامل دو لایه مجزا از PTFE (تفلون) با ضخامت ۲۶ mm و استیل زنگ نزن با ضخامت ۸ mm تشکیل شده است که در انتهای اپلیکاتور قرار گرفته و دوبه‌دو به صورت کشویی باز و بسته می‌شود. از این تیغه‌ها می‌توان برای تولید میدان‌های مربعی و مستطیلی با ابعاد دلخواه استفاده نمود. ابعاد این اپلیکاتور $210 \times 250 \times 250 \text{ mm}^3$ می‌باشد و ۸/۲ کیلوگرم وزن دارد [۸].

برای اندازه‌گیری منحنی توزیع دوز عمقی و پروفایل دوز عرضی از فانتوم آب خودکار MP3-XS و دوزیمتر اتاقک یونش Advanced Markus استفاده شد. از الکترومتر دیجیتال TANDEM برای قرائت پاسخ اتاقک و از کنترل‌کننده TBA برای کنترل حرکات اتاقک در داخل فانتوم استفاده شد. منحنی‌های توزیع دوز عمقی برای میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $7 \times 7 \text{ cm}^2$ و میدان‌های دایره‌ای متناظر در انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV و پروفایل‌های دوز عرضی برای میدان‌های مربعی 4×4 ، 6×6 و $8 \times 8 \text{ cm}^2$ و میدان‌های دایره‌ای متناظر در انرژی ۱۲ MeV اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه گردید. قابل ذکر است که تمام اندازه‌گیری‌های انجام شده مطابق توصیه‌های پروتکل AAPM TG-۱۰۶ [۹] صورت پذیرفت.

نتایج:

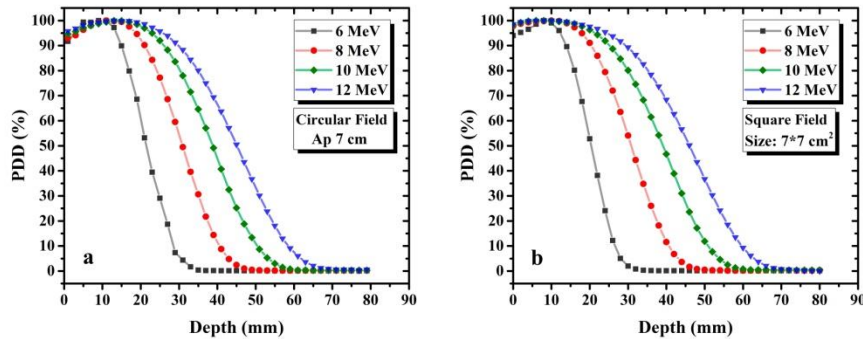
نتایج حاصل از اندازه‌گیری منحنی توزیع دوز عمقی برای میدان‌های دایره‌ای و مربعی در انرژی‌های مختلف در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است. نتایج گزارش شده در شکل ۱ مربوط به میدان ۳ سانتی‌متر و شکل ۲ مربوط به میدان ۵ سانتی‌متر می‌باشد. قابل ذکر است که تمام نتایج گزارش شده به مقدار دوز بیشینه بهنجار شده‌اند.



شکل ۱: منحنی‌های درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده در چهار انرژی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV، میدان دایره‌ای به قطر ۳ cm (a) و میدان مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$

(b)

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد



شکل ۲: منحنی‌های درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده در چهار انرژی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV، میدان دایره‌ای به قطر ۷ cm (a) و میدان مربعی ۷×۷cm² (b)

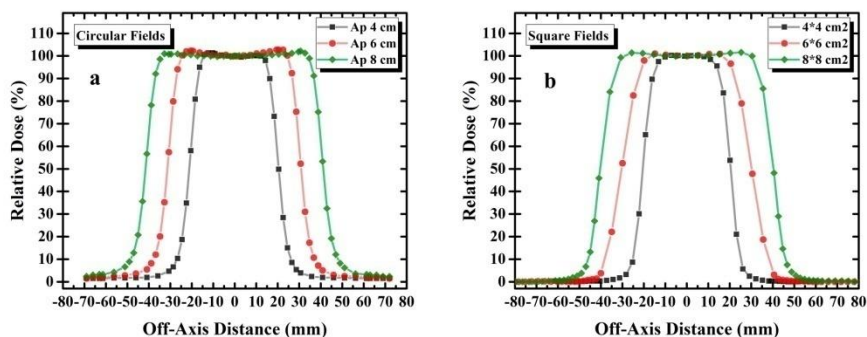
پارامترهای دوزیمتریک مربوط به منحنی‌های درصد دوز عمقی شامل R_p , R_{50} , R_{90} , R_{100} و درصد دوز سطح برای میدان‌های مربعی ۳×۳ و ۷×۷cm² و میدان‌های دایره‌ای متناظر در انرژی ۱۲ MeV در جدول ۱ گزارش شده است.

جدول ۱: مقایسه پارامترهای دوزیمتریک مربوط به منحنی‌های درصد دوز عمقی برای میدان‌های مربعی ۳×۳ و ۷×۷cm² و میدان‌های دایره‌ای به شعاع ۳ و ۷ cm و در انرژی ۱۲ MeV

درصد دوز سطح (%)	R_p (mm)	R_{50} (mm)	R_{90} (mm)	R_{100} (mm)	نوع میدان	اندازه میدان (cm)	انرژی (MeV)
۹۹,۸۶	۵۷,۱۲	۳۶,۹۰	۱۳,۵۲	۰,۰۰	مربعی	۳×۳	۱۲
۹۵,۰۷	۵۴,۸۱	۳۹,۰۳	۲۴,۹۴	۱۲,۸۰	دایره‌ای		
۹۸,۷۲	۶۰,۹۶	۴۶,۰۶	۲۹,۴۳	۹,۷۰	مربعی	۷×۷	
۹۵,۵۵	۵۹,۶۳	۴۵,۸۴	۲۹,۸۲	۱۳,۴۰	دایره‌ای		

پروفایل‌های دوز عرضی مربوط به میدان‌های مربعی ۴×۴، ۶×۶ و ۸×۸ cm² و میدان‌های دایره‌ای متناظر در عمق دوز بیشینه در انرژی ۱۲ MeV در شکل ۳ نشان داده شده است.

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد



شکل ۳: منحنی‌های پروفایل دوز عرضی در میدان‌های دایره‌ای به قطر ۴، ۶ و ۸ cm (a) و در میدان‌های مربعی ۴×۴، ۶×۶ و ۸×۸ cm² (b) در انرژی ۱۲ MeV اسمی

پارامترهای دوزیمتری که مربوط به پروفایل دوز عرضی شامل نیم‌سایه چپ، نیم‌سایه راست، همواری و تقارن میدان‌های مربعی و دایره‌ای مذکور در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲: مقایسه پارامترهای دوزیمتری منحنی‌های پروفایل دوز عرضی اندازه‌گیری شده برای میدان‌های مربعی ۴×۴، ۶×۶ و ۸×۸ cm² و میدان‌های دایره‌ای به شعاع ۴، ۶ و ۸ cm در انرژی ۱۲ MeV

اندازه میدان (cm ²)	نوع میدان	نیم‌سایه چپ (mm)	نیم‌سایه راست (mm)	همواری (%)	تقارن (%)
۴×۴	مربعی	۶,۳	۵,۹	۰,۲	۰,۴
	دایره‌ای	۶,۷	۶,۷	۰,۷	۰,۱
۶×۶	مربعی	۱۰,۲	۱۰,۱	۰,۵	۰,۱
	دایره‌ای	۶,۴	۶,۶	۰,۹	۰,۶
۸×۸	مربعی	۷,۶	۷,۶	۰,۸	۰,۱
	دایره‌ای	۶,۲	۶,۰	۰,۲	۰,۲

بحث و نتیجه‌گیری:

در این کار به اندازه‌گیری و مقایسه خصوصیات دوزیمتری باریکه الکترون حاصل از اپلیکاتورهای استوانه‌ای استاندارد و اپلیکاتور Beam Shaper مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل پرداخته شد. همان‌طور که در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است، در هر دو مورد میزان دوز عمقی با افزایش عمق نفوذ کاهش و میزان دوز رسیده به سطح افزایش می‌یابد. بعلاوه همان‌طور که ملاحظه می‌شود، با افزایش انرژی، عمق نفوذ باریکه الکترون افزایش و گرادیان دوز در عمق کاهش می‌یابد؛ که با توجه به افزایش انرژی باریکه الکترون امری منطقی است. همان‌طور که از نتایج گزارش شده در جدول ۱ پیداست، عمق دوز بیشینه مربوط به میدان‌های مربعی در مقایسه با اپلیکاتورهای استاندارد به سطح فانتوم نزدیک‌تر است که

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

این واقعیت را می‌توان در تمام انرژی‌ها مشاهده نمود. بعلاوه با کاهش ابعاد میدان مربعی عمق دوز بیشینه به سطح نزدیک‌تر می‌شود که این پدیده را می‌توان به ورود تیغه‌های فلزی به داخل میدان و احتمال برخورد بیشتر باریکه با تیغه‌ها و تولید بیشتر تابش ترمزی دانست. میزان دوز رسیده به سطح در تمام انرژی‌ها و ابعاد میدان مورد مطالعه، در هنگام استفاده از اپلیکاتور Beam Shaper بزرگ‌تر از اپلیکاتور استوانه‌ای است. این افزایش را می‌توان به مشارکت قابل توجه فوتون‌های تابش ترمزی حاصل از برهمکنش الکترون با تیغه‌های Beam Shaper در میزان دوز رسیده به سطح نسبت داد. نتایج حاصل از مقایسه پروفایل‌های دوز عرضی مربوط به دو اپلیکاتور (جدول ۲) نشان داد که میدان‌های حاصل از اپلیکاتور Beam Shaper از همواری و تقارن بیشتری برخوردارند. علت این واقعیت را می‌توان با توجه به نتایج به دست آمده در شکل ۳ توضیح داد. همان‌طور که در این شکل نشان داده شده است، شدت برآمدگی (شاخ) های ایجاد شده در لبه‌های پروفایل‌های دوز عرضی مربوط به اپلیکاتور Beam Shaper کمتر از اپلیکاتور استوانه‌ای استاندارد است که در نهایت باعث بهبود همواری و تقارن میدان تابش می‌گردد. میزان نیم‌سایه مربوط به پروفایل‌های دوز عرضی اپلیکاتور Beam Shaper بیشتر از اپلیکاتور استوانه‌ای است که این مسئله ناشی از افزایش میزان پراکندگی الکترون‌ها به سمت گوشه‌های میدان به دلیل برهمکنش با تیغه‌های فلزی Beam Shaper می‌باشد. در نهایت نتایج حاصل از این کار نشان داد که خصوصیات دوزیمتریک اپلیکاتور Beam Shaper به‌طور قابل توجهی متفاوت از اپلیکاتورهای استوانه‌ای استاندارد است که این واقعیت به دلیل حضور تیغه‌های فلزی در طراحی اپلیکاتور beam Shaper می‌باشد. خصوصیات دوزیمتریک این اپلیکاتور جدید آن را به ابزاری مناسب برای رسیدن به اهداف دنبال شده در رادیوتراپی حین عمل توسط باریکه الکترون تبدیل می‌سازد.

مراجع:

- C. G. Willett, B. G. Czito, and D. S. Tyler, "Intraoperative radiation therapy," *J Clin Oncol*, [۱]
.vol. 25, pp. 971-977, 2007

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

- A. Sztankay, "Importance of intraoperative radiation therapy in the treatment of soft tissue sarcoma: data at hand," *Memo*, pp. 1-5, 2014 [۲]
- C. D. Klink, M. Binnebosel, R. Holy, U. P. Neumann, and K. Junge, "Influence of intraoperative radiotherapy (IORT) on perioperative outcome after surgical resection of rectal cancer," *World J Surg*, vol. 38, pp. 992-6, Apr 2014 [۳]
- H. R. Baghani, S. M. R. Aghamiri, S. R. Mahdavi, M. E. Akbari, and H. R. Mirzaei, "Comparing the dosimetric characteristics of the electron beam from dedicated intraoperative and conventional radiotherapy accelerators," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 16, 2015 [۴]
- A. Soriani, G. Iaccarino, G. Felici, A. Ciccotelli, P. Pinnarò, C. Giordano, *et al.*, "Development and optimization of a beam shaper device for a mobile dedicated IOERT accelerator," *Med Phys*, vol. 39, pp. 6080-6089, 2012 [۵]
- G. Felici, A. Ciccotelli, V. Iacoboni, F. De Angelis, N. Mangiaracina, and A. Gava, "Device for shaping an electron beam of a machine for intraoperative radiation therapy," ed: Google Patents, 2014 [۶]
- .LIAC Technical Data Sheet," S. I. T. S. I. T. S.p.A, Ed., ed, 2015" [۷]
- .Bilancia and G. Felici, "Technical Data Sheet-"BEAM SHAPER" S. I. T. S.p.A., 2014 [۸]
- Accelerator " ,I. J. Das, C.-W. Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjö, J. Gibbons, X. A. Li, *et al* beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM," *Med Phys*, vol. 35, pp. 4186-4215, 2008 [۹]