



ساخت و ارزیابی دیسک‌های حفاظتی در روش پرتو درمانی IORT سرطان پستان

رفایی، همتا^(۱) - آهنگری شاهدهی، روح اله^{(۲)*} - صالحی باروق، مهدی^(۱)

(۱) دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی هسته‌ای

(۲) سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته‌ای

چکیده:

در این تحقیق دیسک حفاظتی مربوط به سیستم پرتو درمانی IORT با دیسک جدید ساخته شده مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. بدین منظور میزان پرتوهای عبوری از دو دیسک و همچنین میزان پرتوهای پس پراکنده از دیسک مورد سنجش قرار گرفت. دیسک جدید میزان پرتوهای عبوری را از ۴۳/۳۱ درصد برای دیسک مرجع تا مقدار ۵/۹ درصد کاهش می‌دهد. همچنین میزان پرتو پس پراکنده برای دیسک مرجع ۵/۱۱ درصد و برای دیسک ساخته شده ۹/۸۹ درصد اندازه‌گیری شد. نتایج حاکی از این است که دیسک حفاظتی ساخته شده حفاظت پرتوی بهتری از بافت‌های سالم پشت دیسک انجام می‌دهند.

کلمات کلیدی: دیسک حفاظتی، پرتو درمانی، حفاظت پرتوی

مقدمه:

هدف اصلی در پرتو درمانی از بین بردن سلولهای تومور و درعین حال حفظ بافت‌های سالم در اطراف تومور مورد نظر است. به همین دلیل اغلب روشهای در حال توسعه در حوزه پرتو درمانی، تلاش در کاهش آسیب به ارگان‌های در معرض خطر با استفاده از جدا نمودن آنها از سلولهای تومور با استفاده از تکنیک‌های موجود مانند: استفاده از کلیماتورها، چند تیغه‌ای، استفاده از بلوک‌های درمانی و حفاظ سازی اندام‌های حساس در جهت کنترل بافت‌های سالم بدن را دارند و بر این اساس طراحی و بکارگیری شده‌اند [۱]. یکی از روشهای خاص پرتو درمانی، روش نوین پرتو درمانی با الکترون حین عمل جراحی (Intra Operative Electron Radiotherapy) می‌باشد. در این روش با تکنیک‌های جراحی بافت‌های سالم را کنار زده و با تولید یک دوز منفرد بالا که از منبع تولید الکترون ویژه‌ای برای استفاده مستقیم در اتاق عمل طراحی و ساخته شده پرتو یونیزان را مستقیم به تومور می‌رسانند [۲ و ۳]. از آنجاکه در زمان برداشتن تومور به روش جراحی، معمولاً امکان خروج تمام حجم تومور وجود ندارد بنابراین برای بهبود ناحیه درمان، یک مقدار دوز تابشی در طی عمل جراحی در آن ناحیه توزیع می‌شود. بنابراین روش مذکور تلفیقی از دو روش جراحی و پرتو درمانی در درمان سرطان است و به عنوان یک روش پیشرفته در درمان بکار گرفته می‌شود. جهت درمان سرطان پستان با روش فوق، حفاظتی در زیر ناحیه تومور توسط جراح قرار می‌گیرد که استفاده از آن حفاظت بافت‌های سالم پشت تومور به ویژه ریه را بهبود می‌بخشد. جنس این حفاظ‌ها به شکل دیسک دایره‌ای هستند که جهت قرار گرفتن آنها بر روی میزان عبور پرتو و مقدار پرتوهای پس پراکنده (Back Scatter) تاثیر بسزایی دارد. بنابراین در این تحقیق به دنبال بررسی و ساخت



دیسک حفاظتی می‌باشیم که در درمان سرطان پستان هم از عبور پرتوها و رسیدن آن به بافت زیرین جلوگیری کند و هم پرتوهای پراکنده برگشتی را محدود کند. بر اساس تحقیقات به عمل آمده تا کنون، روش پرتو درمانی حین عمل جراحی به منظور درمان بیماران مبتلا به سرطان‌های پستان، رکتوم، پروستات پانکراس، معده، ریه و مری توصیه شده است [۴]. در تحقیقی که توسط سورگینی و همکاران انجام شد دیسک ساخته شده از ۷ میلی‌متر پلکسی‌گلاس و ۳ میلی‌متر مس را مورد آزمون قرار دادند و اعلام کردند تا ۵۰ درصد پرتوهای عبوری را کاهش می‌دهند [۵]. در تحقیقی که توسط توسکانو و همکارانش صورت گرفت نوعی دیسک که از ترکیب ۵ میلی‌متر پلکسی‌گلاس، ۳ میلی‌متر مس و ۲ میلی‌متر دیگر پلکسی‌گلاس ساخته شده بود استفاده کردند که نتایج حاکی از کاهش ۳۸ درصدی پرتوهای عبوری بود [۶].

روش کار :

در این تحقیق از شتاب دهنده خطی تولید کننده الکترون LIAC استفاده شده است. این دستگاه قابلیت تولید پرتوهایی با حداکثر انرژی ۱۲ مگا الکترون ولت را دارد و همچنین قادر به تولید مقادیر بین ۳۰ الی ۶۰ میلی‌گری در هر پالس هستند. مشخصات تکنیکی دستگاه فوق در جدول (۱) آورده شده است. سیستم مذکور شامل دو بخش اصلی است، یک واحد متحرک تابشی و یک کابینت کنترل کاربری می‌باشد که در هنگام تابشدهی تعیین پارامترهای درمان بر عهده این قسمت می‌باشد. بیشترین استفاده این سیستم در درمان تومورهای پستان با ابعاد کوچکتر از دو سانتی‌متر می‌باشد.

جدول شماره (۱). مشخصات تکنیکی دستگاه شتاب دهنده الکترونی حین عمل LIAC

LIAC, SORDINA	نام تجاری، شرکت
MeV ۱۲ و ۱۰، ۸، ۶	انرژی‌های اسمی
حداکثر ۱/۵ mA	جریان دسته پرتو
MHZ ۲۹۹۸	فرکانس
cm ۱۰ و ۸، ۷، ۶، ۵، ۴، ۳	ابعاد میدان پرتو
درجه ۴۵ و ۳۰، ۱۵، ۰	زوایای میدان پرتو
cm ۶۰	طول اپلیکاتور
cm ۷۱/۳	فاصله منبع تا سطح
(Gy/min) ۳-۴۰	آهنگ دوز (میدان ۱۰ cm)



به منظور دوزیمتری از سیستم TANDEM شرکت PTW آلمان استفاده گردید. این سیستم در اتاق عمل در اتصال با دوزیمتر الکترونی صفحه موازی قرار می‌گیرد و از سوی دیگر با اتصال با کامپیوتری که بیرون از اتاق عمل قرار دارد اطلاعات بدست آمده را در اختیار ما قرار می‌دهد [۸]. همچنین از فانتوم MP3-XS که به طور اختصاصی جهت کاربرد در سیستم های IORT ساخته شده است، استفاده شد [۹].

در این تحقیق جهت ساخت دیسک شیلد مورد استفاده در درمان تومور پستان، از عناصر سرب و آلومینیوم استفاده کردیم. دیسک مذکور بصورت دولایه ای ساخته شد بطوریکه در لایه بالایی از عنصر سرب استفاده شد تا پرتوهای عبوری را تا حد امکان کاهش دهیم. ضخامت لایه سربی دیسک با توجه به نمودار میزان عبور پرتوهای الکترونی با توجه به ضخامت سرب در انرژیهای مختلف که در مرجع شماره ۱۰ به آن اشاره شده، بدست آمد [۱۰]. با توجه به نمودار ذکر شده در بالا، ضخامتی که کمترین درصد پرتوها عبور خواهد کرد ۴ میلیمتر می باشد. همچنین در لایه پایینی دیسک مذکور از عنصر آلومینیوم استفاده کردیم. دلیل انتخاب عنصر آلومینیوم، عدد اتمی پایین آن می باشد که طبق نمودار اشاره شده در مرجع شماره ۱۱ که در آن میزان پس پراکندگی الکترون بر حسب عدد اتمی برای انرژی های مختلف الکترون نشان داده شده است [۱۱]، هرچه عدد اتمی عنصر کمتر باشد، پس پراکنی الکترونی کمتری دارد. همچنین با توجه به این نمودار ضخامتی که کمترین درصد پرتوها پس پراکنده خواهد شد ۴ میلیمتر می باشد. پس از محاسبات مذکور جهت ساخت دیسک ابتدا با مراجعه به ریخته گری دو استوانه به قطر ۸ سانتی متر و ضخامت ۴ میلی متر که یکی از جنس آلومینیوم و دیگری از سرب ساخته شدند. در مرحله دوم دیسک ها جهت پرداخت و کنترل ضخامت به تراشکاری برده شد و پس از آن بوسیله چسب دو دیسک را به هم چسبانیدیم. در مرحله آخر یک لایه رنگ کوره به دیسک ساخته شده اضافه شد. پس از ساخت دیسک مذکور، دیسک مربوط به خود دستگاه LIAC که از جنس استیل با روکش یکطرفه پلاستیک است با دیسک جدید ساخته شده از جنس سرب و آلومینیوم مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. دیسک ساخته شده در این تحقیق و دیسک مرجع خود دستگاه در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل (۱). الف) دیسک ساخته شده از جنس سرب و آلومینیوم ب) دیسک خود دستگاه LIAC از جنس استیل و پلاستیک

جهت مقایسه میزان پرتوهای عبوری از دیسک مرجع دستگاه و دیسک ساخته شده، دیسک‌ها میان صفحه نگهدارنده دوزیمتر قرار گرفتند بطوریکه سطح بالای دیسک مستقیماً با سطح حساس دوزیمتر در تماس بود. برای حالت اندازه‌گیری پرتو پس پراکندگی، ابتدا حالت بدون دیسک را اندازه‌گیری کردیم و مقدار بدست آمده را از مقدار اندازه‌گیری با دیسک کسر کردیم و بصورت درصد بیان کردیم.

بعد از انجام امور ذکر شده، سایر فعالیتهای دوزیمتری در بیرون اتاق عمل و پشت کامپیوتر متصل به سیستم دوزیمتر داخل اتاق انجام گرفت. دستگاه را بوسیله کنسول تنظیم کردیم تا در انرژی 12 MeV شروع به پرتو دهی کند و پس از آن سیستم دوزیمتری را فعال کردیم تا خوانش توسط سیستم انجام گیرد.

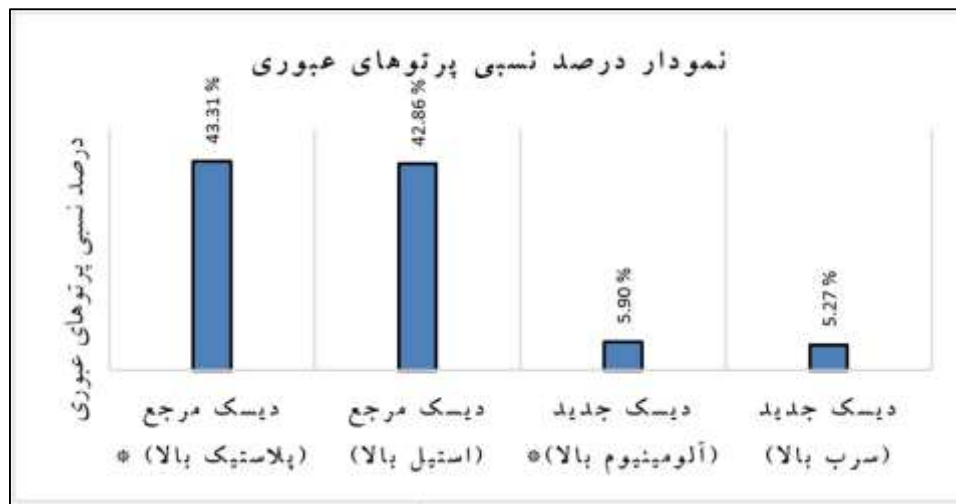
نتایج :

دیسک مرجع دستگاه با دیسک جدید ساخته شده در جهات مختلف برای پرتوهای عبوری و پس پراکندگی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج بدست آمده در جدول ۲ نشان داده شده است.



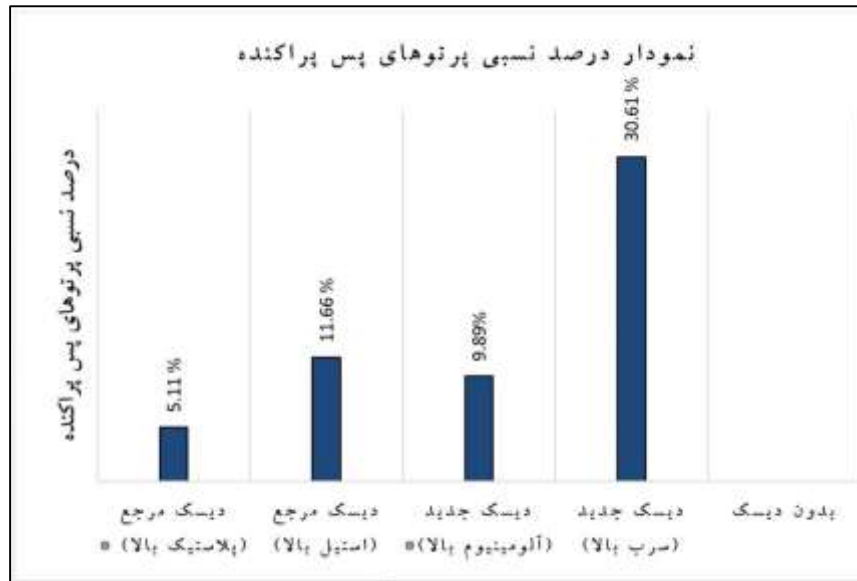
درصد پرتو پس پراکنده	دز پرتو پس پراکنده (Gy)	درصد پرتو عبوری	دز پرتو عبوری (Gy)	حالت
۵/۱۱	۰/۱۶	۴۳/۳۱	۱/۳۸	دیسک مرجع (پلاستیک بالا)
۱۱/۶۶	۰/۳۷	۴۲/۸۶	۱/۳۶	دیسک مرجع (استیل بالا)
۹/۸۹	۰/۳۲	۵/۹	۰/۱۸۸	دیسک جدید (آلومینیوم بالا)
۳۰/۶۱	۰/۹۸	۵/۲۷	۰/۱۶۸	دیسک جدید (سرب بالا)

داده های بدست آمده برای پرتوهای عبوری برای پرتو ۱۲ MeV در چهار حالت برای دو دیسک بدست آمده است که در شکل شماره ۲ نشان داده شده است. ابتدا با دیسک مرجع شروع کرده و قسمت پلاستیکی آن را رو به بالا گذاشته و پرتو دهی را آغاز کردیم. برای به حداقل رساندن میزان خطا سه بار آزمایش تکرار گردید و درصد پرتوهای عبوری اندازه گیری شد. این آزمایش برای دیسک مرجع دستگاه در حالت استیل بالا و همچنین برای دیسک ساخته شده در حالت آلومینیوم بالا و سرب بالا تکرار گردید.



شکل (۲). نمودار درصد نسبی پرتوهای عبوری از دیسک مرجع و دیسک ساخته شده در حالت‌های مختلف

داده های بدست آمده برای پرتوهای پس پراکنده در شکل شماره ۳ نشان داده شده است. این اندازه گیری ها در چهار حالت که برای دیسک مرجع ابتدا پلاستیک بالا و سپس استیل بالا و برای دیسک جدید هم ابتدا آلومینیوم بالا و بعد از آن سرب رو به بالا به دست آمده است.



شکل (۳). نمودار درصد نسبی پرتوهای پس پراکنده از دیسک مرجع و دیسک ساخته شده درحالت‌های مختلف

بحث و نتیجه گیری :

با توجه به نتایج بدست آمده برای حالت قرار گیری صحیح دو دیسک (پلاستیک بالا و آلومینیوم بالا) می بینیم که درصد پرتوهای عبوری برای دیسک جدید ۵/۹ درصد است درحالیکه برای دیسک مرجع ۴۳/۳۱ درصد است. دیسک جدید به میزان قابل توجهی پرتوهای کمتری را عبور می دهد که باعث حفاظت بهتر از ارگان های سالم پشت لایه توموری پستان از جمله ریه می شود. در صورتیکه دیسک بصورت اشتباه قرار گیرد که ممکن است به عنوان خطای پزشکی از آن یاد کنیم میزان پرتوهای عبوری تغییر چندانی نخواهد داشت. همچنین درصد پرتوهای پس پراکنده برای دو حالت صحیح قرار گیری دیسک ها، برای دیسک مرجع ۵/۱۱ درصد است و برای دیسک جدید ۹/۸۹ درصد است. در واقع دیسک مرجع پرتوهای کمتری را به عقب پراکنده می کند اما میزان آن با دیسک جدید تفاوت چندانی ندارد. چنانچه دیسک ها در حالت اشتباه قرار بگیرند با توجه به نمودار شکل ۳ پرتوهای پس پراکنده بیشتری تولید می کنند. بطوریکه



برای دیسک جدید چنانچه لایه سرب بالا باشد (حالت اشتباه) درصد پرتوهای پس پراکنده نسبت به حالت صحیح حدوداً ۳ برابر می شود. برای دیسک مرجع چنانچه استیل بالا باشد (حالت اشتباه) درصد پرتوهای پس پراکنده نسبت به حالت قرارگیری درست ۲/۳ برابر می شود.

مراجع :

- [۱]. Rosenthal, D. I., McDonough, J., & Kassaei, A. (1998). The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. *Radiotherapy and oncology*, 49(3), 273-278.
- [۲]. Krechetov, A., & Goer, D. (2016). EP-1602: Redefinition of the Electron beam treatment parameters for IORT applications. *Radiotherapy and Oncology*, 119, S745.
- [۳]. Petersen, I. A., Haddock, M. G., Donohue, J. H., Nagorney, D. M., Grill, J. P., Sargent, D. J., & Gunderson, L. L. (2002). Use of intraoperative electron beam radiotherapy in the management of retroperitoneal soft tissue sarcomas. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 52(2), 469-475.
- [۴]. Lamanna, E. et al. (2009b) Calorimetric approach for 3D dosimetry of high intensity, therapeutic electron beams. *Nuclear Physics B - Proceedings Supplements Vol.197 (1)*, pp.24-29
- [۵]. Severgnini M, de Denaro M, Bortul M, Vidali C, Beorchia A. In vivo dosimetry and shielding disk alignment verification by EBT3 GAFCHROMIC film in breast IOERT treatment. *Journal of applied clinical medical physics*. 2015 Jan;16(1):112-20.
- [۶]. Toscano, L., M. Severgnini, F. Longo, M. de Denaro, and A. Beorchia. "IORT: Monte Carlo simulation of Mobetron accelerator and experimental comparison of shielding disks."
- [۷]. Sindelar, W. F., Hoekstra, H. J., & Kinsella, T. J. (1988). Surgical approaches and techniques in intraoperative radiotherapy for intra-abdominal, retroperitoneal, and pelvic neoplasms. *Surgery*, 103(2), 247-256.
- [۸]. Lamanna, E. et al. (2009) Dosimetry of High Intensity Electron Beams Produced by Dedicated Accelerators in Intra-Operative Radiation Therapy (IORT). *IEEE Transaction on Nuclear Science*, Vol. 56, pp.: 3844 - 3940.
- [9]. Esposito, A., Sakellaris, T., Limede, P., Costa, F., Cunha, L. T., Dias, A. G., & Rosa, C. C. (2016). Effects of shielding on pelvic and abdominal IORT dose distributions. *Physica Medica*, 32(11), 1397-1404.