

## تاثیر آلودگی های نوترونی ناشی از هد شتابدهنده خطی بر پیس میکرو بیماران قلبی در رادیوتراپی با استفاده از روش مونت کارلو

مریم دهقان پور<sup>۱\*</sup>، اصغر حدادی<sup>۱</sup>، سمیه غلامی<sup>۲</sup> و رضا ملازاده<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>گروه مهندسی هسته ای، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران.

<sup>۲</sup>گروه رادیوتراپی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

<sup>۳</sup>گروه قلب و عروق، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

\*تهران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی هسته ای، کدپستی: ۱۴۷۷۸۹۳۸۵۵

پست الکترونیکی: mdehghan72@ymail.com

### چکیده

در رادیوتراپی با شتابدهنده های پزشکی در انرژی های بالاتر از  $10\text{ MV}$ ، امکان تولید فوتونوترون ها در سر لینک وجود دارد. در این پژوهش شبیه سازی کامل هد شتابدهنده، پیس میکرو، بررسی شار نوترون و فوتون توسط کد فلوکا انجام شده است. طبق نتایج طیفی از نوترون های حرارتی تا فوق سریع دیده می شود. در درمان سرطان پروستات بیماران قلبی دارای پیس میکرو که پیس میکرو بیش از  $4\text{ cm}$  از میدان درمان فاصله دارد دز نوترون و فوتون دریافت می کند. بنابراین علاوه بر بافت هدف که بیشترین دز ناخواسته نوترونی را در حین درمان دریافت می کند سایر ارگان های خارج میدان نیز دز دریافت می کنند. ممکن است نوترون هایی که به پیس میکرو می رسند بسته به میزان دز، اختلالاتی در پیس میکرو به وجود آورند.

کلیدواژگان: آلودگی نوترونی، پیس میکرو قلبی، لینک، مونت کارلو، FLUKA

### ۱. مقدمه

فوتونوترون ها در هد لینک وجود دارد. در انرژی های بالاتر از  $18\text{ MV}$ ، نوترون ها به یکی از مولفه های اصلی تابش های پراکنده تبدیل می شوند. این نوترون ها که دارای طیفی از انرژی هستند یا مستقیماً از هد لینک و یا اینکه بعد از پراکندگی از دیواره های اتاق درمان به بیمار و پیس میکرو می رسند (پدیده ای که به  $\text{room}$

از رایج ترین تکنیک های رادیوتراپی استفاده از تابش های فوتونی با انرژی ۶ الی  $20\text{ MV}$  در درمان تومورهای عمقی می باشد. در انرژی های پایین تابش های پراکنده اساساً از پراکندگی فوتون هایی حاصل می شوند که از هد لینک یا از داخل بدن بیمار نشأت گرفته اند. اما در انرژی های بالاتر از  $10\text{ MV}$ ، امکان تولید

میکرهای قلبی را می‌توان به صورت لحظه‌ای در طول درمان با روشن و خاموش کردن مهار کرد اما این کار برای بیمار بسیار خطرناک است [۲].

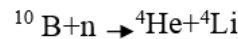
## ۲. روش انجام تحقیق

در این پژوهش هد دستگاه شتابدهنده خطی پزشکی واریان در ۲۱۰۰C در انرژی ۱۸ MV و پيس میکر قلبی توسط کد مونت-کارلوی فلوکا شبیه‌سازی شدند. در این شبیه‌سازی اجزای مختلف هد از جمله هدف، کولیماتور اولیه، پنجره خروجی، فیلتر مسطح‌کننده، اتاقک یونیزاسیون و کولیماتورهای ثانویه (فک‌ها) بر اساس کاتالوگ واریان شبیه‌سازی شدند. فانتوم آبی بر اساس فانتوم Mird به ابعاد  $7.0 \times 4.0 \times 2.0 \text{ cm}^3$  در فاصله ۱۰۰ cm از چشمه (SSD) و ارگان پروستات در عمق ۴/۵cm فانتوم آبی شبیه‌سازی شده است. اجزای پيس میکر قلبی که شامل اتصال‌دهنده، لیدها، لایه‌های مدار و لایه‌های باتری تحت رفرنس شبیه‌سازی شده است [۳]. جهت صحت مدل شبیه‌سازی شده، منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از شبیه‌سازی با اطلاعات اندازه‌گیری عملی بررسی شد. اندازه‌گیری عملی با استفاده از آشکارساز thimble chamber مدل PTW 31010 semiflex در دستگاه واریان ۲۱۰۰C بیمارستان امام خمینی تهران انجام شده است. در جدول‌های ۱ و ۲ مواد به کاررفته در شبیه‌سازی اجزای باتری و مدار پيس میکر و هد لینک به ترتیب ذکر شده‌اند.

جدول (۱): مواد تشکیل‌دهنده لایه‌های مدار و باتری در پيس میکر.

لایه‌های مدار	لایه‌های باتری
اپوکسی	استیل (stainless steel)
سیلیکون	ید (I)
مس	یدید لیتیوم (LiI)
اپوکسی	لیتیوم (Li)
	استیل

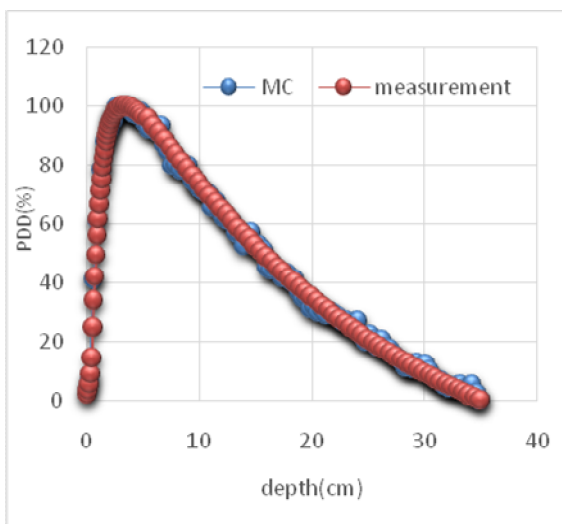
return معروف است) [۱]. بر اساس پروتکل انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) [۱]، پيس میکرهای جدید می‌توانند بر اثر جذب دز تابشی به میزان ۱۰ Gy (در رادیوتراپی با لینک) دچار مشکل جدی و در دزهایی به میزان ۲ Gy دستخوش تغییرات عملکردی می‌شوند. در انرژی‌های پایین تابش‌های پراکنده اساساً از پراکندگی فوتون‌هایی حاصل می‌شوند که از هد لینک یا از داخل بدن بیمار نشأت گرفته‌اند. اما در انرژی‌های بالاتر از ۱۰ MV، امکان تولید فوتون‌ترونها در هد لینک وجود دارد [۱]. نحوه تکامل یافتن سیستم‌های الکترونیکی نیز می‌تواند در میزان حساسیت این سیستم‌ها به تابش نقش داشته باشد. به عنوان مثال چگالی بیش‌تر مدارات الکترونیکی پیچیده در پيس میکرهای جدید حساسیت آن‌ها به تابش نوترونی نسبت به مدل‌های قدیمی افزایش یافته است [۱]. نوترون‌های حرارتی علاوه بر مکانیزم فعال‌سازی در مواد داخل CMOS<sup>۲</sup> و گسیل تابش-های گاما و بتا، می‌توانند توسط اتم‌های بور و لیتیوم موجود در حافظه و باتری پيس میکر گیراندازی شده و ذرات ثانویه با LET بالا تولید کنند:



برای نوترون‌های فوق‌حرارتی و سریع نیز احتمال واکنش (n,p) در مواد هیدروژن‌دار که به عنوان روکش مدارات CMOS را پوشانده‌اند، زیاد است. ذرات ثانویه تولیدشده توسط نوترون‌ها (به‌ویژه ذرات high-LET مانند آلفا و پروتون) می‌توانند سبب نقص‌هایی در اجزا CMOS و اختلال در عملکرد پيس میکر شوند که به آن اصطلاحاً خطای نرم (Soft error) گفته می‌شود [۱]. طبق شواهد اگر پيس میکر در خارج از لبه کولیماتور دستگاه نگه داشته شود مشکلی به وجود نخواهد آمد. برخی شواهد نشان می‌دهد که برخی پيس

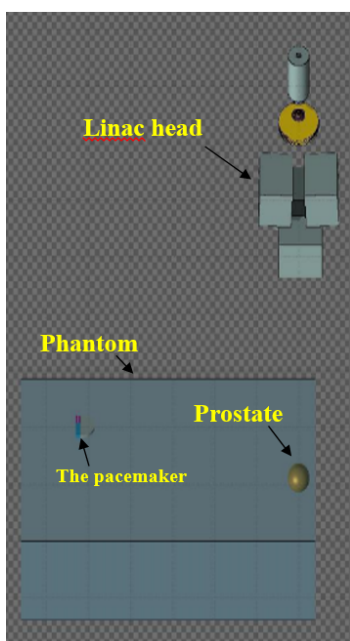
<sup>۱</sup>American Association of Physicists in Medicine

<sup>۲</sup>Complementary Metal-Oxide Semiconductor



شکل (۲): نمودار درصد دز عمقی.

شکل ۳ نمای سه بعدی از کل هد فانتوم، پیس میکر و پروستات شبیه سازی شده توسط فلوکا را نشان می دهد. در شکل ۴ نمایی از فیلتر مسطح کننده و اتاقک یونیزاسیون هد نشان داده شده است. شکل ۵ نمایی از همه اجزای موجود در پیس میکر شامل اجزای داخلی مدار، اجزای داخلی باتری، بخش کانکتور، لیدها و بدنه تیتانیومی پیس میکر را نشان می دهد.



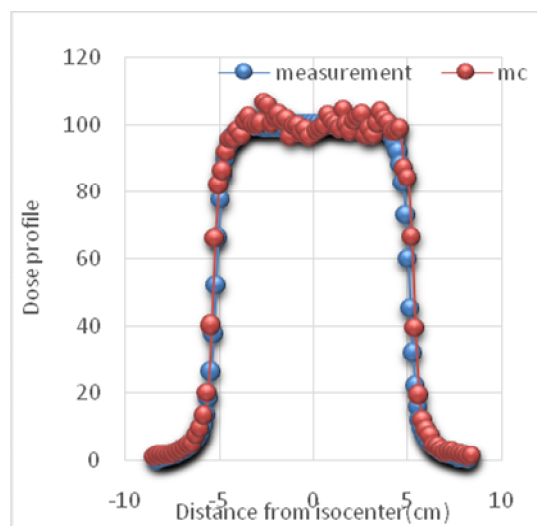
شکل (۳): نمای کلی از هد، پیس میکر، فانتوم، پروستات.

جدول (۲): اجزا و مواد هد لینک.

اجزای هد	مواد
هدف	مس، تنگستن
کولیماتور اولیه	تنگستن
پنجره خروجی	برلیوم
فیلتر مسطح کننده	تانتالیوم، آهن
اتاقک یونیزاسیون	کپتون
کولیماتور های ثانویه	تنگستن

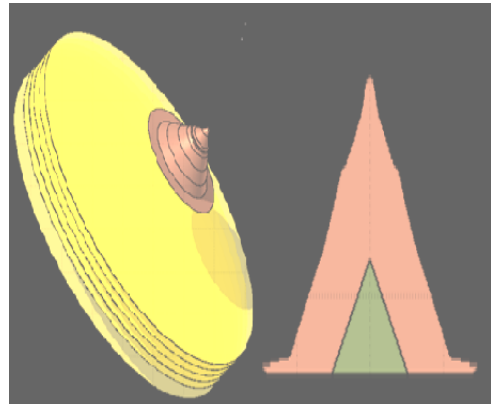
### ۳. بحث و نتایج

شکل ۱ پروفایل دز را در عمق ۵ cm و شکل ۲ نمودار درصد دز عمقی (pdd) در محور مرکزی فانتوم که هر دو در میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  و  $SSD = 100 \text{ cm}$  اندازه گیری و محاسبه شده است را نشان می دهد. خطا در هر دو نمودار کم تر از ۲٪ است و توافق مناسبی بین نمودارهای حاصل از شبیه سازی با داده های اندازه گیری شده به صورت عملی وجود دارد.

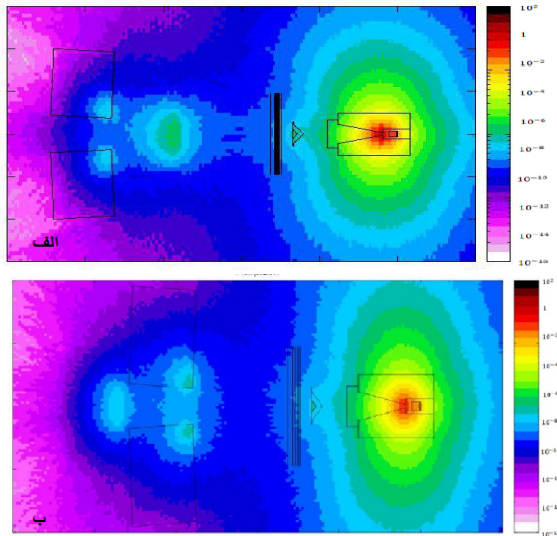


شکل (۱): نمودار پروفایل دز در عمق ۵ سانتی متری.

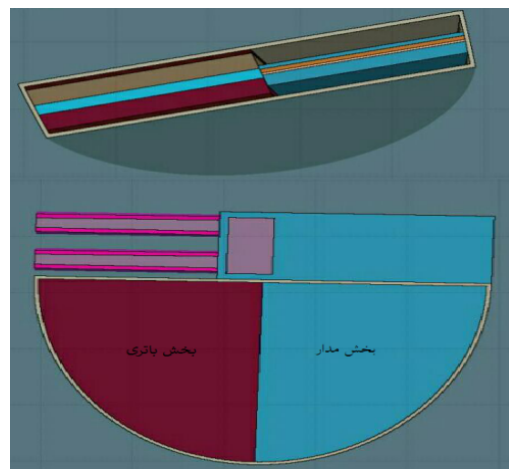
میکر و افزایش نسبی شار ناشی از اثر بیلد آپ و تجمع نوترون‌ها در عمق ۲ cm فانتوم آبی مشاهده می‌شود که به دلیل پراکندگی نوترون درون فانتوم است و آب سهمی در تولید نوترون ندارد. شکل ۸ شار نوترون را در پیس میکر نشان می‌دهد که در بخش باتری شار کم‌تری از نوترون مشاهده می‌شود.



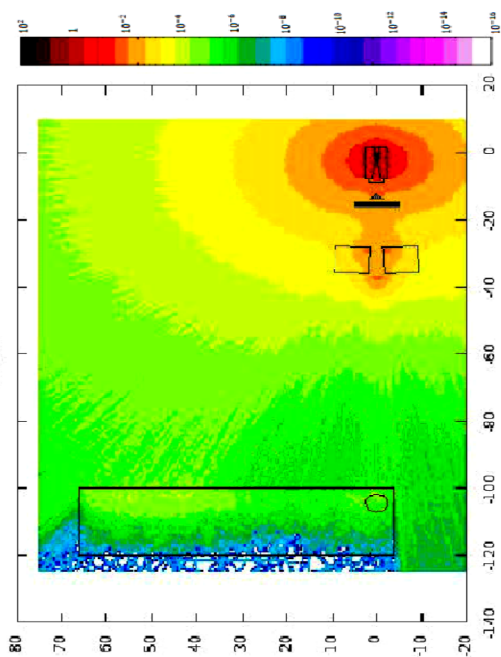
شکل (۴): نمایی از فیلتر مسطح‌کننده و اتاقک یونیزاسیون.



شکل (۶): (الف) شار نوترون در محور yz. (ب) شار نوترون در محور xz.



شکل (۵): اجزای پیس میکر.



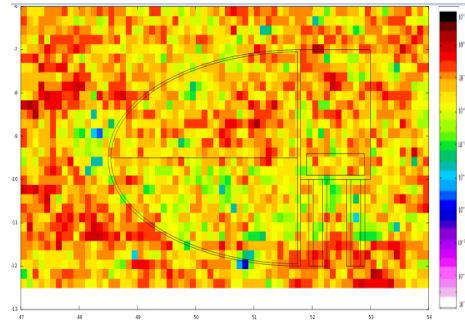
شکل (۷): شار نوترون در فانتوم آبی و محل پیس میکر.

در شکل ۶ الف شار نوترون در اطراف هد در محور yz می‌باشد که شار تا زیر فک‌های پایین (yها) قابل مشاهده است و در شکل ۶ ب شار نوترون در اطراف هد در محور xz می‌باشد که شار را تا زیر فک‌های بالا (xها) نشان می‌دهد. طبق نتایج به دست آمده فک‌ها علیرغم اینکه بیم فوتونی را به سمت فانتوم هدایت و کنترل می‌کنند ولی این اجزا مانع مؤثری در مقابل آلودگی نوترونی نیستند بلکه به واسطه عناصر سنگین به کاررفته در آنها تشدیدکننده تولید نوترون نیز می‌باشند. بیشترین میزان آلودگی در تارگت و ناشی از تولید فوتونوترون در تنگستن می‌باشد.

در شکل ۷ شار نوترون در فانتوم آبی و محل پیس میکر نشان داده شده است که افزایش شار نوترون در محل پیس

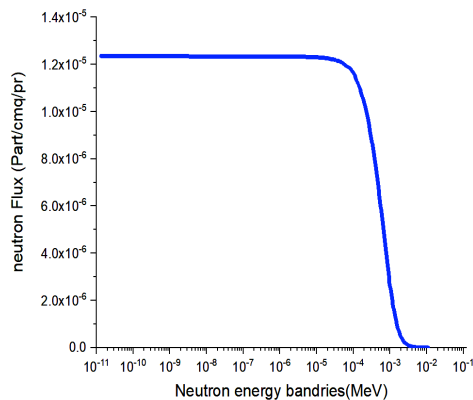
فوتون را روی سطح تیتانیومی پیس میکر را نشان می دهد. بیش ترین شار مربوط به فوتون های با انرژی ۱۰۰ KeV می باشد.

در شکل ۱۳ شار فوتون روی سطوح داخلی باتری نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می شود روند کاهش شار فوتون به ترتیب در لایه های استیل (لایه اول)، لیتیوم یدید، لیتیوم ید، استیل (لایه اخر) مشاهده می شود. شکل ۱۴ میزان شار نوترونی را درون لایه های باتری نشان می دهد که شار در لایه استیل بیش ترین مقدار را دارد و بعد از آن بیش ترین میزان شار در بخش لیتیومی مشاهده می شود. و همچنین شکل ۱۵ شار نوترون را روی سطوح لایه های داخلی باتری نشان می دهد.

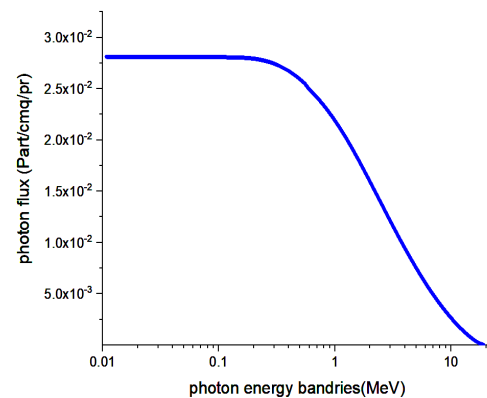


شکل (۸): شار نوترون در پیس میکر.

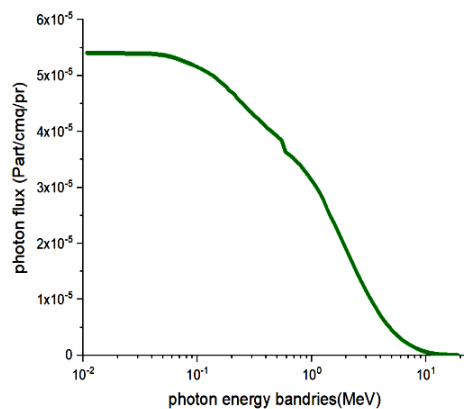
شکل های ۹ و ۱۰ به ترتیب شار فوتون و نوترون را در سطح فانتوم نشان می دهد. شکل شماره ۱۱ شار نوترونی را روی سطح پیس میکر نشان می دهد که در این بخش طیفی از نوترون های حرارتی تا فوق سریع دیده می شود. البته میزان شار در طیف انرژی حرارتی بیش تر مشاهده می شود. شکل ۱۲ شار



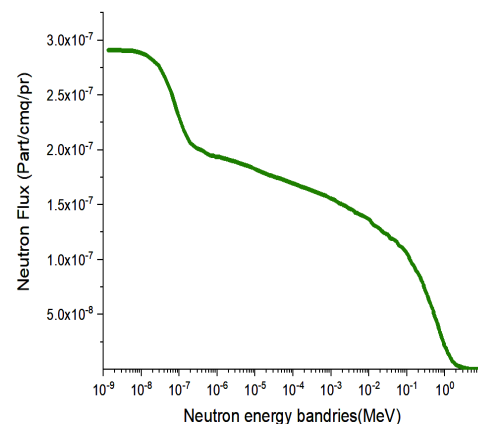
شکل (۱۰): شار نوترون روی سطح فانتوم.



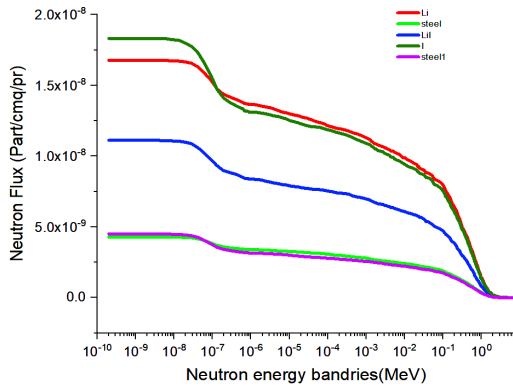
شکل (۹): شار فوتون بر روی فانتوم.



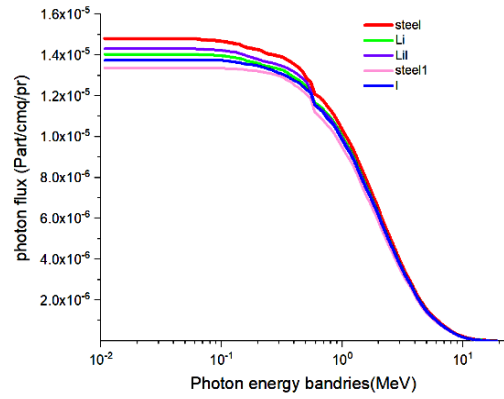
شکل (۱۲): شار فوتون روی سطح پیس میکر.



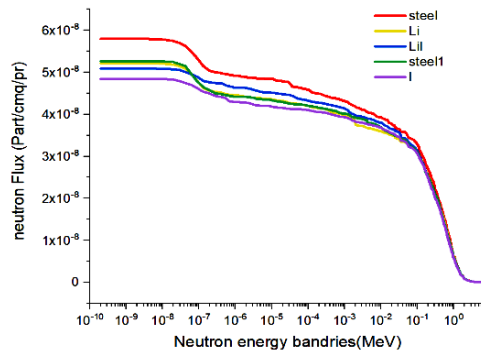
شکل (۱۱): شار نوترون روی سطح پیس میکر.



شکل (۱۴): شار نوترون درون لایه های باتری.



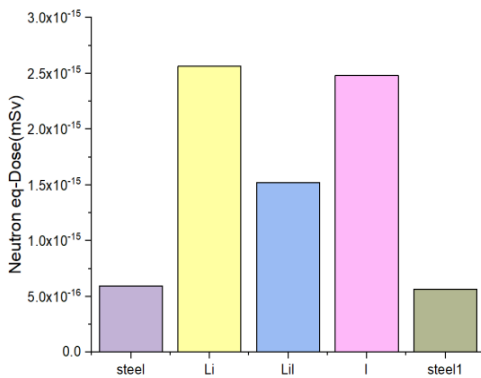
شکل (۱۳): شار فوتون روی سطوح لایه های باتری.



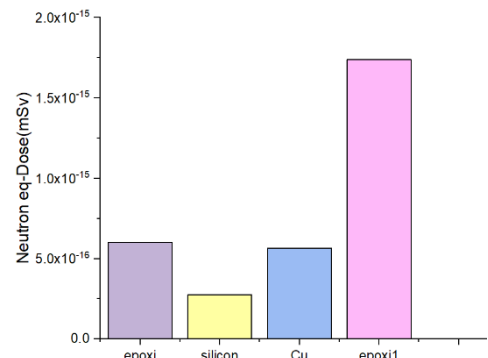
شکل (۱۵): شار نوترون روی سطوح لایه های باتری.

فعال کنند و از پیس میکرو آلفا و بتا ساطع شود. اگر در مواد دی الکتریک اثری از نوترون های حرارتی برم باشد در نواحی حساس CMOS واکنش های (n,α) در <sup>10</sup>B تحریک می شوند و ذرات با LET بالا تولید می کنند.

در شکل های ۱۶ و ۱۷ به ترتیب دز معادل نوترون در لایه های مدار و باتری نشان داده شده است. همان طور که قبلا گفته شد در نمودارهای طیف نوترون در قسمت باتری و بدنه تیتانیومی پیس میکرو پراکندگی نوترون های ترمال است که می توانند مواد موجود در پیس میکرو را



شکل (۱۷): دز معادل نوترون در لایه های باتری



شکل (۱۶): دز معادل نوترون در لایه های مدار

#### ۴. نتیجه گیری

برای درمان سرطان پروستات که پیس میکر در فاصله بیش از ۴۰cm از میدان درمان قرار دارد میزان شار نوترون درگستره وسیعی از نوترون‌های حرارتی تا فوق سریع مشاهده می‌شود. بنابراین علاوه بر بافت هدف که بیشترین دز ناخواسته نوترونی را در حین درمان دریافت می‌کند ارگان‌های نزدیک و پس از آن سایر ارگان‌های خارج میدان دز قابل توجهی از نوترون دریافت می‌کنند. نوترون‌هایی که به پیس میکر می‌رسند بسته به میزان دز ایجاد شده اختلالاتی را ایجاد می‌کنند. در نتیجه هنگام درمان باید از حفاظ‌های مناسب استفاده گردد.

یکی دیگر از اجزای طیف، نوترون‌های سریع و اپی ترمال هستند که طی واکنش‌های (n,p) در مواد هیدروژنی مورد استفاده در الکترونیک دستگاه ایجاد می‌شوند. پرتوهای ثانویه تولید شده توسط نوترون‌ها باعث ایجاد اختلال در قطعات پیس میکر می‌شوند. نتیجه می‌شود که در حین پرتودرمانی بیماران قلبی باید عملکرد پیس میکر بررسی شود و بعد از آن هم دستگاه به صورت منظم مورد تایید قرار گیرد. طبق مطالعات دستگاه پیس میکر باید در لبه میدان کولیماتور دستگاه نگه داشته شود [۴]. لازم به ذکر است که شار و دزهای به دست آمده در این مطالعه به ازای یک الکترون در کد فلوکا به دست آمده است.

## ۵. مراجع

- [1] J. Marbach, M. Sontag, J. Van Dyk and A. Wolbarst. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: Report of AAPM Task Group No. 34. *Medical physics*, 21(1) (1994) 85–90.
- [2] T. Zaremba, A.R. Jakobsen, M. Sogaard, A.M. Thøgersen and S. Riahi. Radiotherapy in patients with pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: a literature review. *Europace*, 18(4) (2016) 479–491.
- [3] P.A. Iaizzo *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. Timothy G Laske. (Second Edition) (2009).
- [4] H. Vega-Carrillo, L. Paredes-Gutierrez, C. Borja-Hernandez, F.E.T. Zamudio, M.-E. Brandan, I. Gamboa-deBuen and L.A. Medina-Velázquez. Neutron spectrum and dose in a CMOS. Paper presented at the AIP Conference Proceedings. 1494(1) (2012) 4–7.