

شبیه‌سازی کالریمتر گرافیتی با بهره‌گیری از کد EGS4

فرهود ضیائی^{۱*} و الناز رحمنی^۲

^۱ پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران.

^۲ گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

* تهران، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۱۳۶۵-۳۴۸۶

پست الکترونیکی: fziaie@aeoi.org.ir

چکیده

در این مقاله، دستگاه کالریمتر گرافیتی که به‌منظور کالیبراسیون باریکه‌های الکترون‌های حاصل از شتاب‌دهنده درماني در محدوده دز جذبی پایین به‌کار می‌رود، با استفاده از کد محاسباتی EGS4 شبیه‌سازی شد. سپس توزیع دز باریکه‌های الکترون در داخل آن محاسبه و اثر پارامترهایی مانند ضخامت قلب کالریمتر، فاصله چشمه تا دستگاه، ضخامت شکاف هوای اطراف قلب، ضخامت صفحات گرافیتی پیرامون قلب، و ابعاد پنجره باریکه‌های الکترون، روی مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر مورد بررسی قرار گرفت. سرانجام پارامترهای بهینه برای حصول بالاترین مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر که موجب افزایش قدرت تفکیک می‌گردد، محاسبه شد. نتایج حاصل از این شبیه‌سازی با نتایج تجربی منتشر شده توسط دیگر پژوهشگران، تطابق خوبی را نشان داد.

کلیدواژه‌گان: کالریمتر گرافیتی، پرتودرمانی، شتاب‌دهنده الکترون، کد EGS4.

۱. مقدمه

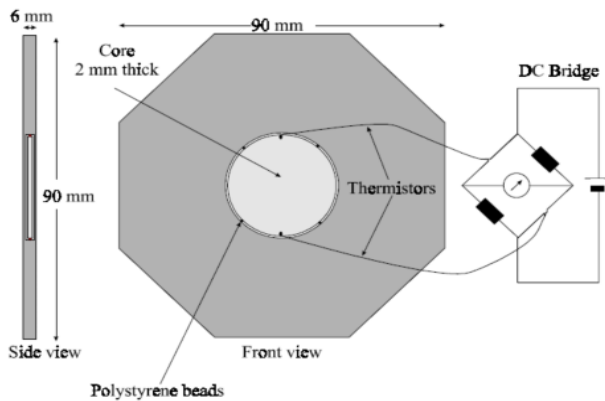
حساس، متمرکز شده تا اندازه‌گیری افزایش درجه حرارتی در حدود یک میلی‌کلوین را امکان‌پذیر سازد. در این مقاله، نتایج حاصل از شبیه‌سازی با بهره‌گیری از کد EGS4 بررسی شده و نتایج حاصل با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده است. کالریمتری که به‌منظور شبیه‌سازی مد نظر قرار گرفته، نوعی کالریمتر گرافیتی است که توسط مک ایون و همکاران طراحی شده است [۶].

۲. آشنایی با کد EGS4

کد کامپیوتری EGS4 برنامه‌ای چندمنظوره است که برای شبیه‌سازی تبارد الکترون‌ها و فوتون‌ها با میزان انرژی از حدود چند کیلو الکترون ولت تا چندین گیگا الکترون ولت در یک هندسه مناسب با استفاده از روش مونت کارلو طراحی شده است. دلیل انتخاب این کد، امکان طراحی هندسه سامانه پرتودهی و نوع محاسبات براساس نیاز کاربر است که از مزیت‌های استفاده از این کد به‌شمار می‌رود. زبان

در پرتودرمانی، اطمینان از دریافت دز مناسب در موضع مورد نظر بدن بیمار، از نکات حائز اهمیت به‌شمار می‌رود. عموماً به‌منظور اندازه‌گیری توزیع دز پرتو در عمق‌های مشخص، از فانتوم استاندارد آب که تقریباً معادل بافت بدن است، استفاده می‌شود [۱]. امروزه کالریمترها به‌عنوان دزیمتر استاندارد مرجع، از ابزارهایی هستند که برای کالیبره کردن باریکه خروجی از شتاب‌دهنده‌های الکترون‌درمانی، مورد بهره‌برداری قرار می‌گیرند. کالریمترها در انواع مختلف از جمله کالریمترهای آبی و گرافیتی ساخته شده و مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲-۵]. در کلینیک‌های پرتودرمانی، کالریمتر گرافیتی به سبب قابلیت حمل آسان کاربرد بیشتر دارند. این کالریمتر به‌منظور دزیمتری در سطوح درماني در محدوده دز جذبی پایین طراحی شده است. یکی از بخش‌های مهم این طراحی بر ایجاد یک سیستم کنترل درجه حرارت به‌قدر کافی

به منظور قرارگیری چهار عدد ترمیستور $22 \text{ k}\Omega$ به قطر 0.5 mm و طول 3 mm تشکیل شده است.



شکل ۱: نمای کلی از یک کالریمتر گرافیتی (نما از مقابل و نمای کناری)

پوشش گرافیتی عبارت است از صفحه‌ای به شکل هشت ضلعی که عرض آن 90 mm و ضخامت 6 mm است. به منظور عایق‌سازی حرارتی، قلب کالریمتر از پوشش گرافیتی خود به وسیله 1 mm شکاف هوا در تمام جهات جداسازی شده است. بدین منظور، از تکه‌های کوچک فوم پلی استایرن و قراردگی آن در گاف هوایی برای ثابت نگه داشتن این فاصله استفاده می‌شود. صفحات گرافیتی به ضخامت 1 mm در جلوی قلب، به منظور تنظیم محل قرارگیری قلب در ناحیه تعادل الکترونی، و صفحه مشابهی در پشت قلب به عنوان پس‌پراکننده باریکه الکترون مورد استفاده قرار می‌گیرد. تمام مجموعه کالریمتر در پوششی با ضخامت 35 mm از فوم پلی استایرن به منظور ایجاد عایق حرارتی احاطه شده است. سامانه کنترل گرمایی کالریمتر در شکل (۲) نمایش داده شده است. این سامانه شامل یک بدنه گرافیتی است که کالریمتر را از پنج سو احاطه می‌کند. در بین بدنه‌های گرافیت، گرمکن‌های الکتریکی که درجه حرارت بدنه را در 30°C با دقت 0.01°C ثابت نگاه می‌دارد، جاسازی شده است. تمام بدنه توسط

25 mm فوم پلی استایرن احاطه شده است. همچنین، سطح خارجی پوشش حرارتی فوم پلی استایرن اشاره شده با ضخامتی معادل 4 mm قلع اندود شده و در نهایت، کل مجموعه در یک محفظه آلومینیومی به عنوان حفاظ قرار گرفته است. ابعاد کلی بدنه $30 \times 30 \times 40 \text{ cm}^3$ است که جابه‌جایی آن‌ها را نسبتاً آسان می‌سازد

[۶]

برنامه‌نویسی استفاده شده در این کد به زبان توسعه یافته فرترن یا مرتن موسوم است. عملیات محاسباتی در این کد، به دو قسمت تقسیم می‌شود. قسمت اول یک کد پیش‌پردازنده (PEGS4) با استفاده از روابط تئوری می‌بایست برای محاسبه کمیت‌های فیزیکی مورد نیاز اجرا شود و آن‌ها را به شکل یک فایل قابل دسترس سریع آماده‌سازی کند. سپس کد EGS4 با استفاده از این داده‌ها به همراه دیگر داده‌های تهیه شده توسط کاربر و زیربرنامه‌ها عمل شبیه‌سازی را اجرا می‌کند [۷].

۳. ساختار و طراحی کالریمتر گرافیتی

۳.۱. اندازه‌گیری دز جذب شده

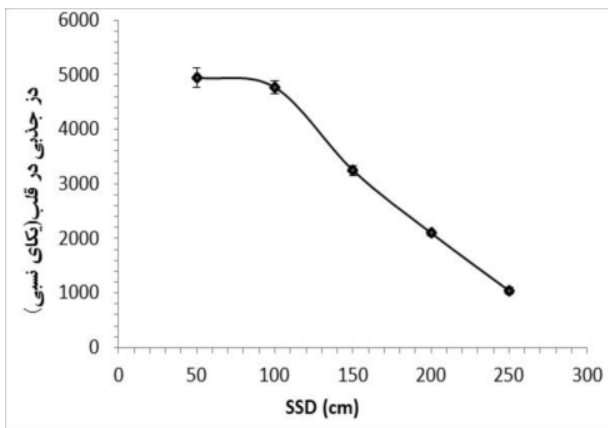
کالریمتری بهترین روش استاندارد به کاررفته در دزیمتری باریکه الکترونی هاست. اساس روش کالریمتری اندازه‌گیری میزان افزایش درجه حرارت توده‌ای از یک ماده با جرم مشخص در اثر جذب انرژی پرتو است. دز جذب شده (D) متناسب است با افزایش درجه حرارت ناشی از پرتوگیری در یک ماده با ظرفیت گرمایی ویژه مشخص تحت شرایط بی در رو [۷]:

$$D = C \Delta T \quad (1)$$

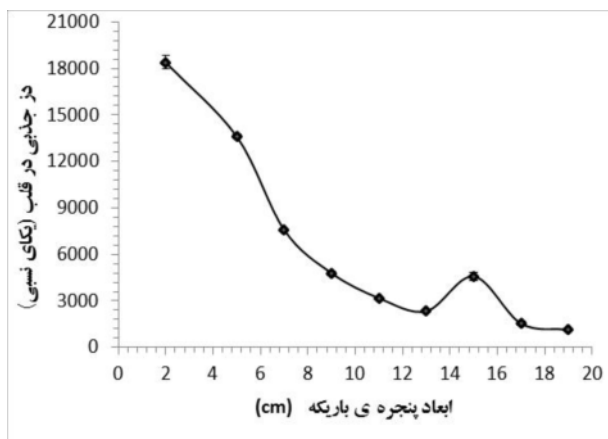
در اینجا C ظرفیت گرمایی ویژه و ΔT افزایش درجه حرارت در اثر جذب پرتو است. واحد اصلی دز جذبی با گری (Gy) بیان می‌شود. فرض موجود در معادله (۱) این است که همه انرژی نهفته شده در ماده به گرما تبدیل شود. در بسیاری از مراکز تحقیقاتی، گرافیت به عنوان ماده اصلی برای کالریمتری انتخاب شده است، زیرا در مقایسه با آب دارای خواص تابشی بسیار مشابه، ظرفیت گرمایی ویژه تقریباً ۶ برابر کمتر، جامد و هدایت گرمایی بالاست. این خصوصیات باعث می‌شود که حساسیت دمایی گرافیت در برابر دز جذبی یکسان نسبت به آب بسیار بالاتر بوده و میانگین دز جذبی را در سرتاسر حجم قلب گرافیتی دقیق‌تر اندازه‌گیری کند.

۲.۳. ساختار یک کالریمتر گرافیتی نوعی

عموماً کالریمترهای دز پایین از دو بخش بدنه اصلی و سامانه کنترل دمای محیط تشکیل می‌شوند. بدنه اصلی یک کالریمتر گرافیتی شامل یک قلب و یک پوشش گرافیتی است که طرح کلی آن در شکل (۱) نمایش داده شده است. قلب کالریمتر از یک دیسک به قطر 20 mm و ضخامت 2 mm شامل سوراخ‌های تعبیه شده شعاعی



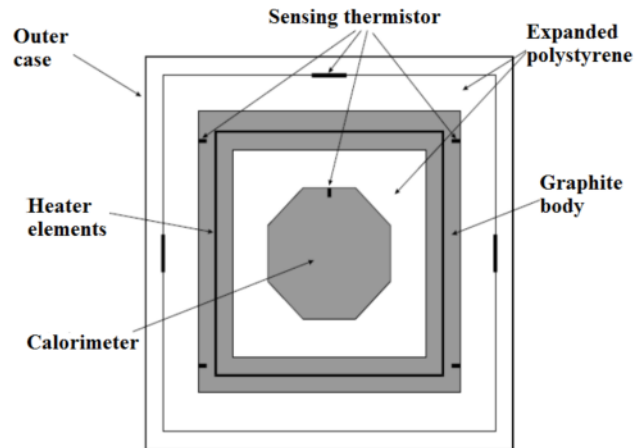
شکل ۳: نمودار تغییرات دز جذبی قلب در مقابل تغییر SSD



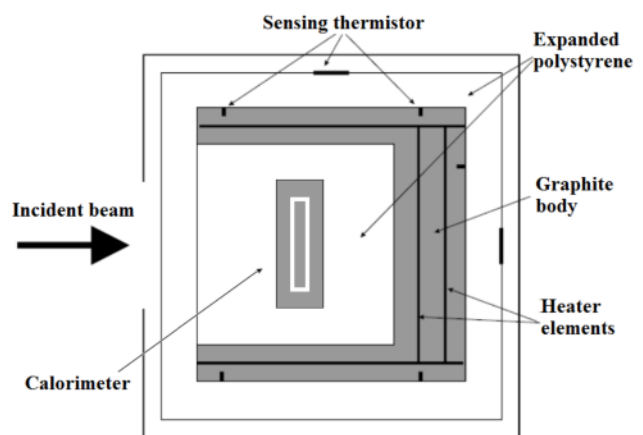
شکل ۴: تغییر ابعاد پنجره باریکه و تأثیر آن بر میزان دز جذبی در قلب کالریمتر

۲.۴. بررسی توزیع دز در محل فرارگیری قلب کالریمتر

کالریمتر گرافیتی که در بخش پیشین، جزئیات طراحی آن ذکر شد، توسط کد EGS4 شبیه‌سازی شده و نتایج آن به صورت منحنی تغییرات در این قسمت آمده است. همه محاسبات برای باریکه الکترونی با انرژی ۱۶ MeV با در نظر گرفتن مقطع مربعی شکل برای باریکه الکترون‌های فرودی به ابعاد $9 \times 9 \text{ cm}^2$ و فاصله چشمه از سطح کالریمتر (SSD) برابر با ۱۰۰ cm انجام شده است. برهم‌کنش الکترون‌ها در عبور از ماده، کاملاً شبیه ذرات باردار است، ولی الکترون‌ها به دلیل جرم اندک و پراکندگی‌های متعدد، تغییر مسیر حرکت بیشتری را خواهند داشت. در نتیجه، قله براگ برای الکترون‌ها به صورت تیز مشاهده نمی‌شود. تغییرات زیاد مسیر در هنگام کندشدن باعث محو شدن قله براگ می‌شود. الکترون‌ها در آب یا بافت‌های نرم،



(الف)



(ب)

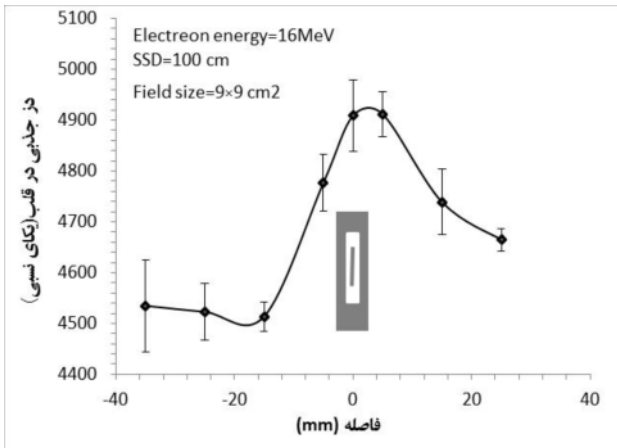
شکل ۲: نمای کلی سامانه کنترل گرمایی الف. نما از مقابل؛ ب. نمای کناری

۴. نتایج و بحث

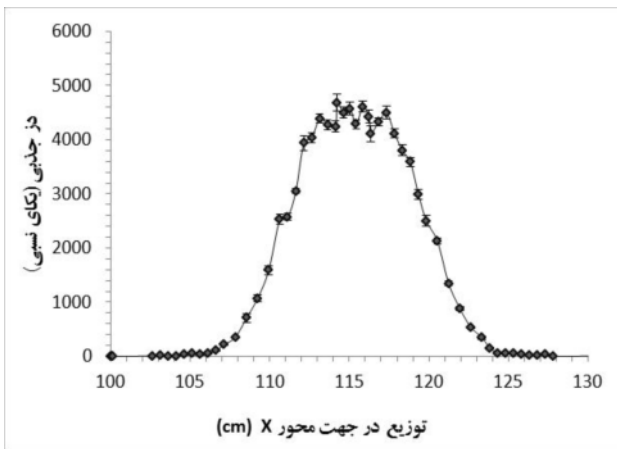
۱.۴. اثر فاصله چشمه و ابعاد باریکه بر مقدار دز جذبی

شکل (۳) تغییر مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر بر حسب تابعی از فاصله چشمه از سطح کالریمتر (در محیط آزمایشگاه) را نمایش می‌دهد. همان‌گونه که پیداست، برای به دست آوردن یک اندازه‌گیری دقیق، بهتر است که فاصله مزبور کمتر از ۱۰۰ cm انتخاب شود.

شکل (۴) نشان می‌دهد که افزایش ابعاد پنجره باریکه، به دلیل افت دانسیته جریان الکترون‌ها موجب کاهش میزان دز جذب شده در قلب کالریمتر می‌شود [۶]. ضمناً ایجاد قله‌ای در حواشی ۱۵mm ناشی از خطای آماری است که قطعاً با افزودن تعداد تکرارها در محاسبات، این خطا از میان خواهد رفت.



شکل ۶: نمودار تغییرات دز جذبی برحسب محل قرارگیری قلب

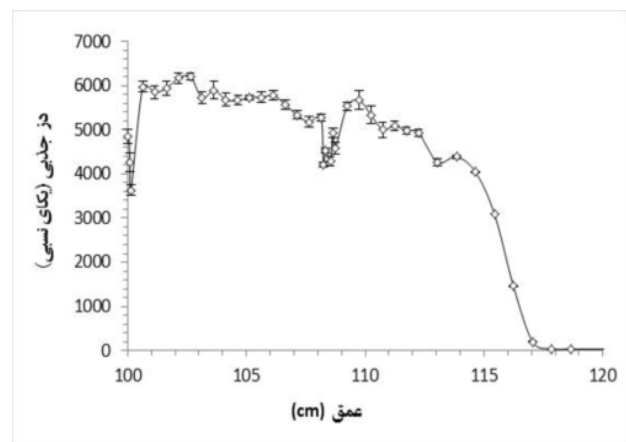


شکل ۷: توزیع دز در جهت عمود بر باریکه الکترون‌ها

۳.۴. اثر ضخامت قلب بر مقدار دز جذبی

شکل (۸) تغییرات مقدار دز جذبی در مقابل ضخامت قلب کالریمتر را نمایش می‌دهد. در این نمودار، جسم جاذب یا همان قلب کالریمتر با ضخامت‌های گوناگون در کالریمتر قرار گرفته و مقدار دز جذبی مربوط محاسبه شده است. چنان‌که ملاحظه می‌شود، مقدار دز جذبی در قلب با افزایش ضخامت قلب بیشتر شده و در ۲mm به بیشترین مقدار خود می‌رسد؛ لذا افزایش بیش از اندازه قلب، تنها به بزرگ‌تر شدن بی‌نتیجه کالریمتر منجر می‌شود. پس ضخامت ۲mm بهترین انتخاب برای ضخامت قلب کالریمتر به‌علت بیشترین مقدار دز جذبی در قلب خواهد بود که با نتایج تجربی منتشرشده توسط سایر پژوهشگران نیز کاملاً سازگاری دارد [۶]. نتایج مترسّم در شکل، همگی حاصل شبیه‌سازی است و منظور از نتایج تجربی، به مرجع آورده‌شده اشاره دارد؛ زیرا در ضخامت‌های کمتر، مقدار قابل اندازه‌گیری به‌شدت افت می‌کند و باعث کاهش حساسیت کالریمتر

مشابه سایر ذرات باردار، انرژی خود را به‌صورت تحریک یا یونش از دست می‌دهند؛ نتیجه این عمل واگذاری انرژی یا دز جذبی به محیط است. فواید فیزیکی باریکه‌های مختلف از روی مشخصات توزیع دز-عمق و پراکندگی به‌دست می‌آید [۸]. شکل (۵) منحنی تغییرات دز-عمق در راستای ورود باریکه الکترون‌ها به داخل دستگاه کالریمتر در محیط فوم پلی استایرن را نمایش می‌دهد. با استفاده از این نتیجه ملاحظه می‌شود که تا عمقی حدود ۱۰cm دز جذبی تقریباً ثابت می‌ماند که به دلیل کم‌بودن چگالی فوم پلی استایرن حاصل‌شده و لذا انتخاب محل قلب کالریمتر در این فاصله، تغییر چندانی در پاسخ ایجاد نخواهد کرد.

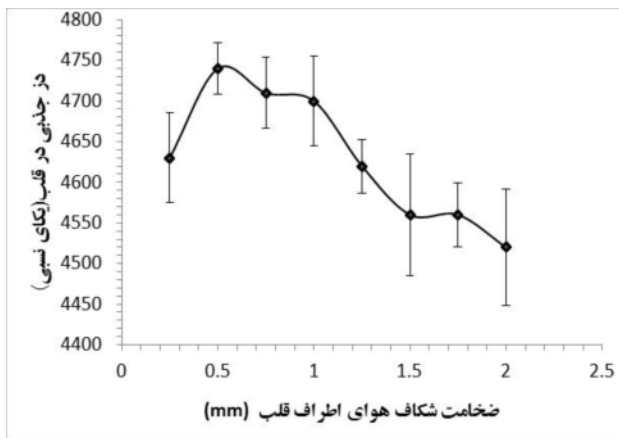


شکل ۵: منحنی تغییرات دز-عمق در راستای باریکه الکترون‌ها

شکل (۶) نمودار تغییر دز جذبی قلب در اثر تغییر موقعیت مکانی آن در محیط پلی استایرن را نمایش می‌دهد. در این شکل، قلب کالریمتر در نقطه میانی فوم پلی استایرن که از دو طرف با ۳۵ mm فوم پلی استایرن پوشیده شده، نشان داده شده است. چنان‌که ملاحظه می‌شود، این مکان بهترین محل قرارگیری قلب در ناحیه‌ای با بیشینه مقدار دز است که در مرز ناحیه تعادل الکترونی قرار دارد.

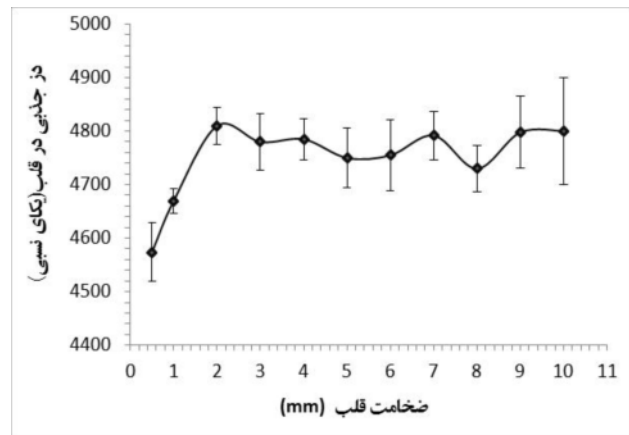
شکل (۷) توزیع دز جذبی در راستای عمود بر باریکه الکترون در عمقی از کالریمتر را که قلب در آنجا واقع شده است، نمایش می‌دهد. با توجه به وجود تقارن هندسی و مواد در جسم شبیه‌سازی‌شده، تغییرات کاملاً به شکل نرمال بوده و بیشینه در محدوده است که مرکز باریکه در آن قرار دارد. همچنین، پهنای نمودار در عمق اشاره‌شده، قلب کالریمتر (۹ cm) را به‌طور کامل پوشش می‌دهد.

مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج حاکی از این است که انتخاب این صفحات با ضخامت ۱mm موجب حصول بیشترین دز جذبی شده که خود افزایش پاسخ کالریمتر را دربردارد.



شکل ۹: تغییرات دز جذبی کالریمتر در مقابل ضخامت شکاف هوای اطراف

شده و در ضخامت‌های بیشتر، مقدار تقریباً ثابت می‌ماند. خطای نشان‌داده‌شده در نمودارها از تکرار شبیه‌سازی یا به‌عبارتی، تعداد trialها محاسبه شده است و علت بزرگ بودن آن‌ها را کم بودن تعداد historyها می‌توان ذکر نمود که منجر به افزایش بیش از اندازه زمان اجرای برنامه می‌شود.

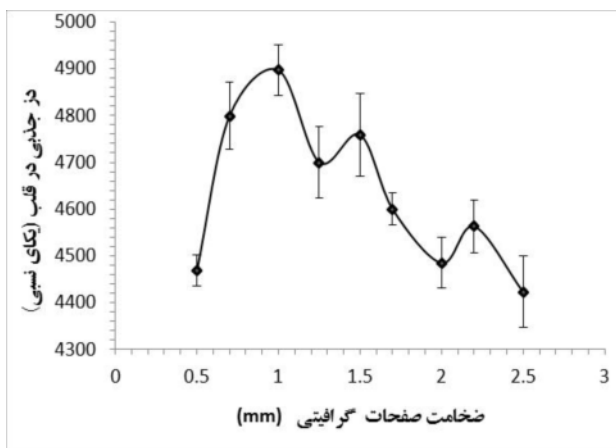


شکل ۸: تغییرات مقدار دز جذبی در مقابل ضخامت قلب کالریمتر

۴.۴. پوشش اطراف قلب کالریمتر

اگر باریکهٔ الکترون‌های فرودی دارای یک توزیع زاویه‌ای پهن باشد، استفاده از یک حلقه احاطه‌کنندهٔ قلب موسوم به پوشش، موجب برقراری شرایط تعادل بین دو دسته الکترون می‌شود: الکترون‌هایی که به‌طور مایل روی دیوارهٔ جانبی قلب فرود می‌آیند و الکترون‌هایی که از این دیواره می‌گریزند. از طرف دیگر، وجود این حلقه به‌عنوان حائلی برای قلب، سبب کاهش اتلاف گرما می‌شود، زیرا گرمایش تابشی مواد اطراف قلب، اتلاف گرما از قلب را بیشتر کاهش می‌دهد و اگر حلقهٔ احاطه‌کنندهٔ قلب از ماده‌ای مشابه با قلب ساخته شده باشد، به‌سبب پیروی خوب تابع دمای پوشش از دمای قلب، عمل به شیوهٔ آدیاباتیک می‌تواند تحقق یابد. در این قسمت، تغییر مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر بر اثر تغییر ضخامت گاف هوای اطراف بین قلب و پوشش گرافیتی و نیز ضخامت صفحات گرافیتی که قبل و پس از قلب کارگذاری شده، مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج محاسبات حاصل از تغییر ضخامت شکاف هوای اطراف قلب و تأثیر آن بر میزان دز جذبی در قلب، در شکل (۹) آورده شده است. بیشترین مقدار دز جذبی در ۰/۵ mm شکاف هوا مشاهده شد که کاملاً منطبق بر نتایج تجربی است [۶].

همچنین، در شکل (۱۰) تغییر مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر بر اثر تغییر ضخامت صفحاتی که قبل و پس از قلب کارگذاری می‌شود،



شکل ۱۰: اثر ضخامت صفحات گرافیتی بر میزان دز جذبی در قلب کالریمتر

۵. نتیجه‌گیری

استفاده از روش شبیه‌سازی توسط کد EGS4 این امکان را فراهم می‌سازد که پیش از ساخت کالریمتر و صرف هزینه، بهترین پارامترها و ابعاد برای حصول بالاترین مقدار دز جذبی در قلب کالریمتر را که موجب افزایش قدرت تفکیک می‌شود، محاسبه کرد. از طرفی، نتایج حاصل شبیه‌سازی با نتایج تجربی منتشرشده توسط دیگر پژوهشگران، تطابق خوبی را نشان داده که این خود، نشان‌دهندهٔ اجرای درست و انتخاب پارامترهای صحیح در کد مورد استفاده است.

۶. مراجع

- Report CIRM 42 National Physical Laboratory, Teddington, 2000.
- [5] M.R. McEwen, S. Duane, "A Portable Calorimeter for measuring absorbed dose in the radiotherapy clinic", *Phys. Med. Biol.*, 45, 3675-3601, 2000.
- [6] M.R. McEwen, S. Duane, "Development of a Portable Graphite Calorimeter for Photons and Electrons", NPL report CIRM 18, National Physical Laboratory, Teddington, 1998.
- [۷] فرهود ضیائی، طراحی هدف (Target) مبدل الکترون‌های پرنرژری به پرتوهای ایکس و روش‌های دزیمتری، پایان‌نامه دکتری، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده فیزیک و علوم هسته‌ای، ۱۳۸۱.
- [8] W. Strydom, W. Parker, M. Olivares, "Electron beams: physical and clinical aspects", Department of Medical Physics, Medical University of Southern Africa, Pretoria, South Africa, IAEA publication 2007.
- [۱] سید محمد شوشتریان، فیزیک پزشکی، نشر اشراقیه، چاپ سوم، تهران، ۱۳۸۱.
- [2] M.R. McEwen, S. Duane, "Primary standards of absorbed dose for electron beams", *Ionizing Radiation Standards*, Institute for National Measurement Standards, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada Acoustics and Ionising Radiation, National Physical Laboratory, Teddington, 2008.
- [3] M.R. McEwen, D.T. Burns, A.J. Williams, "The use of thermistors in the NPL electron beam calorimeter", NPL Report 2RSA (EXT) 41, (National Physical Laboratory, Teddington, 1993).
- [4] J. Daures, A. Ostrowsky, P. Gross, J.P. Jeannot, J. Gouriou, "Calorimetry for absorbed-dose measurements at BNM-LNHB", *Recent Advances in Calorimetric Absorbed Dose Standards*, NPL