

محاسبه ضخامت کمینه حفاظ برای اتاق ماموگرافی به کمک کد MCNP-4C

مهران واقعیان* و مجتبی شمسایی ظفرقندی

دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

*تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، کد پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

پست الکترونیکی: mvagheian@aut.ac.ir

چکیده

در این مقاله، از کد MCNP-4C به منظور مدل‌سازی اتاق حاوی تجهیزات ماموگرافی که اغلب جهت تشخیص سرطان پستان مورد استفاده قرار می‌گیرد، بهره گرفته شده است. در مدل‌سازی تیوب اشعه ایکس به کاررفته در دستگاه ماموگرافی، الکترون‌هایی با انرژی 28keV به هدفی از جنس مولیبدن تابانده می‌شود. سپس از فیلتر مولیبدن با ضخامت 30 میکرومتر به منظور حذف ناحیه کم‌انرژی طیف اشعه ایکس استفاده می‌شود. پس از طراحی یک محفظه سربی برای تیوب اشعه ایکس، طراحی حفاظ ساختمانی اتاق با مقادیری پیش فرض از حداقل ضخامت دیوارهایی از جنس گچ و همچنین، کف و سقفی از جنس بتن که در اغلب ساختمان‌ها در نظر گرفته می‌شود، مورد بررسی قرار گرفت. بر این اساس، مقدار نرخ دز محاسبه شده توسط کد در فاصله 5 سانتی‌متری از محفظه سربی تیوب اشعه ایکس با ضخامت 0.05 cm برابر $8/976\text{ mrem/s/h}$ به دست آمد که این میزان نرخ دز به مقدار قابل ملاحظه‌ای، کمتر از مقدار مجاز 100 mrem/s/h گزارش شده توسط NCRP می‌باشد. همچنین، میزان نرخ دز محاسبه شده برای دیوارها، کف و سقف اتاق حاوی تجهیزات ماموگرافی، به ترتیب برابر 0.01463 ، 0.0103 و 0.006476 mrem/s/h حاصل شد که از مقدار مجاز 0.05 mrem/s/h کمتر است؛ از این رو، به کارگیری تدابیری برای حفاظ‌سازی لازم نیست و علت آن قدرت نفوذ کم پرتوهای ایکس به کاربرده شده در انرژی مورد نیاز در تجهیزات ماموگرافی است.

کلیدواژگان: ماموگرافی، حفاظ‌سازی، MCNP-4C، اشعه ایکس، مدل‌سازی، دزیمتری.

۱. مقدمه

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان تشخیص داده شده در میان زنان است و در حال حاضر، ماموگرافی به عنوان مؤثرترین روش تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه شناخته شده است [۲]. لذا در این مطالعه، دستگاه ماموگرافی که یکی از تجهیزات پرکاربرد در غربالگری و تشخیص بیماری‌های پستان است، بررسی و شبیه‌سازی شده است [۲-۴]. اصولاً تجهیزات ماموگرافی دارای مولد تولید اشعه ایکس است که آند و فیلتر به کاربرده شده در آن، تنوع قابل توجهی

امروزه با توجه به گسترش استفاده از تجهیزات مولد پرتو در مراکز تشخیصی، طراحی حفاظ مناسب برای به حداقل رساندن میزان پرتوگیری ناخواسته افراد خارج از محیط تحت تشعشع، اهمیت ویژه‌ای دارد؛ بنابراین، اطلاع دقیق از میزان تابش ایجاد شده توسط این تجهیزات و دز دریافتی ناشی از آن‌ها و همچنین حفاظ‌سازی صحیح، از موضوعات مهم در حوزه فیزیک پرتوهاست [۱].

دارد، اما اغلب از آند و فیلتر مولیبدنی بهره می‌گیرند. در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۵ در ایران انجام شد، با استفاده از کد MCNP-4C به بررسی طیف‌های مختلف حاصل شده از آند و فیلترهای گوناگون به‌کاربرده شده در تجهیزات ماموگرافی پرداخته شد. نتایج این پژوهش نشان داد که نوع و جنس آند و فیلتر به‌کارگرفته شده در تجهیزات ماموگرافی، در طیف اشعه ایکس حاصل شده و در نتیجه، در میزان دز جذب شده توسط پستان بیمار، تأثیر بسزایی دارد. این نتیجه بدان سبب بسیار اهمیت دارد که انرژی‌های کمتر طیف اشعه ایکس، تنها در میزان دز جذب شده تأثیرگذار است و در تصویربرداری از پستان اهمیت ندارد. لذا با انتخاب نوع آند و فیلتر مناسب می‌توان بدون تأثیرگذاری منفی در تصویربرداری از پستان، میزان دز جذب شده ناحیه مورد نظر را کاهش داد [۵].

از جمله تجهیزات مورد استفاده در زمینه تعیین میزان دز ناشی از تجهیزات و مواد گسیل‌کننده پرتوها، می‌توان به دزیمترها اشاره کرد که در انواع و اشکال مختلف، بسته به کاربرد مورد نظر، به‌خصوص در آزمایشگاه‌های فیزیک پرتو مورد استفاده قرار می‌گیرند. امکان بهره‌گیری از دزیمترها در طراحی‌های پیش از ساخت امکان‌پذیر نیست. لذا به‌منظور مطالعه پیرامون حفاظت‌سازی مناسب در برابر پرتوها، بهره‌گیری از کدهای محاسباتی می‌تواند به‌عنوان روش‌های کم‌هزینه و با نتایج قابل اعتماد به‌منظور بررسی تجهیزات پرتوی در نظر گرفته شود. در این میان، از کد MCNP به‌طرز گسترده‌ای در حوزه‌های مرتبط با برهم‌کنش پرتوها با مواد استفاده می‌شود [۶-۱۱].

در این مطالعه، علاوه بر در نظر گرفتن پارامترها و مشخصات تجهیزات ماموگرافی، مشخصات هندسی اتاق‌های حاوی این تجهیزات نیز مدنظر قرار می‌گیرند. سپس با استفاده از محاسبات دزیمتری برای نواحی مختلف تحت تابش، حداقل میزان ضخامت را که ساختارهای حاوی این تجهیزات می‌بایست در نظر بگیرند، محاسبه می‌شود [۴]. بدین منظور ابتدا می‌بایست

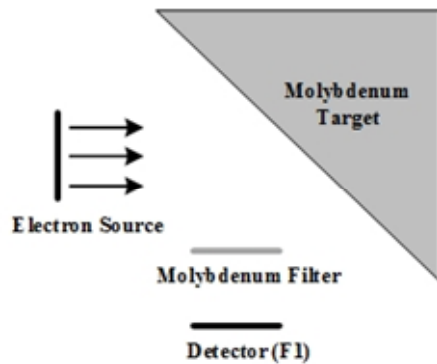
ضخامت‌های پیش‌فرضی از موانع در معرض تابش، شامل محفظه تیوب اشعه ایکس، دیوارها، سقف و کف اتاق حاوی تجهیزات ماموگرافی در نظر گرفته می‌شود. ضخامت‌های پیش‌فرض مورد نظر به‌گونه‌ای انتخاب شد که دارای مقادیری کمتر از میزان در نظر گرفته شده در حالت واقعی باشد. پس از تعیین میزان دز محاسبه شده توسط کد، در صورتی که مقادیر دز به‌دست آمده از مقادیر مجاز^۱ NCRP تجاوز می‌نمود، می‌بایست تدابیر بیشتری به‌منظور حفاظت‌سازی ناشی از پرتوهای ایکس در نظر گرفته می‌شد [۱].

۲. تئوری

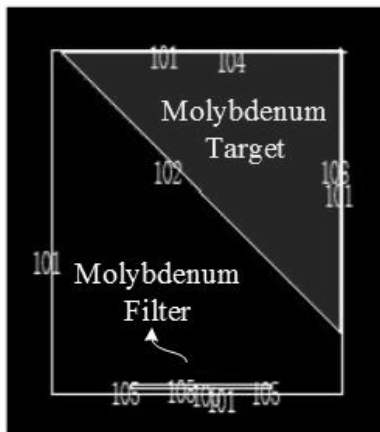
در ابتدا به‌منظور مدل‌سازی طیف اشعه ایکس به‌کاررفته در دستگاه ماموگرافی، الکترون‌هایی با انرژی ۲۸ keV به سمت هدفی مخروطی شکل از جنس مولیبدن، مطابق شکل ۱ تابانده شد [۵]. در اثر جابه‌جایی الکترون‌ها در مدارهای داخلی مولیبدن، به‌علت برخورد با الکترون‌های پرتابی، تابش مشخصه اشعه ایکس تولید گردید. به‌علاوه، تغییر جهت الکترون‌های ورودی در اثر نزدیک شدن به هسته اتم مولیبدن، تابش ترمزی تولید کرد [۱]. بدین صورت اشعه ایکس تولید شده، ترکیبی از طیف مشخصه و طیف پیوسته است. سپس، طیف پرتوی ایکس خروجی توسط تالی F1 تعیین شد و به‌منظور استفاده در محاسبات دزیمتری، به‌عنوان داده‌ای ورودی به کدی دیگر مورد استفاده قرار گرفت. این مسئله به‌منظور افزایش سرعت اجرای برنامه، مورد استفاده قرار گردید. از آنجایی که نرخ تولید اشعه ایکس بسیار پایین است، در صورت دست داشتن طیف اشعه ایکس تولید شده توسط برنامه‌ای مجزا، امکان رسیدن به نتایجی با درصد خطا و زمان اجرای کمتر مهیا خواهد شد.

1. National Council on Radiation Protection

مدل سازی پستان بیمار در کد، از مکعب مستطیلی با ارتفاع ۱۰ سانتی متر به همراه طول و عرض ۱۵ سانتی متر استفاده شد. شکل (۳) شمایی از هندسه اتاق طراحی شده را نشان می دهد. به علاوه در شکل (۶)، نمایی از کل هندسه طراحی شده در محیط کد نشان داده شده است.

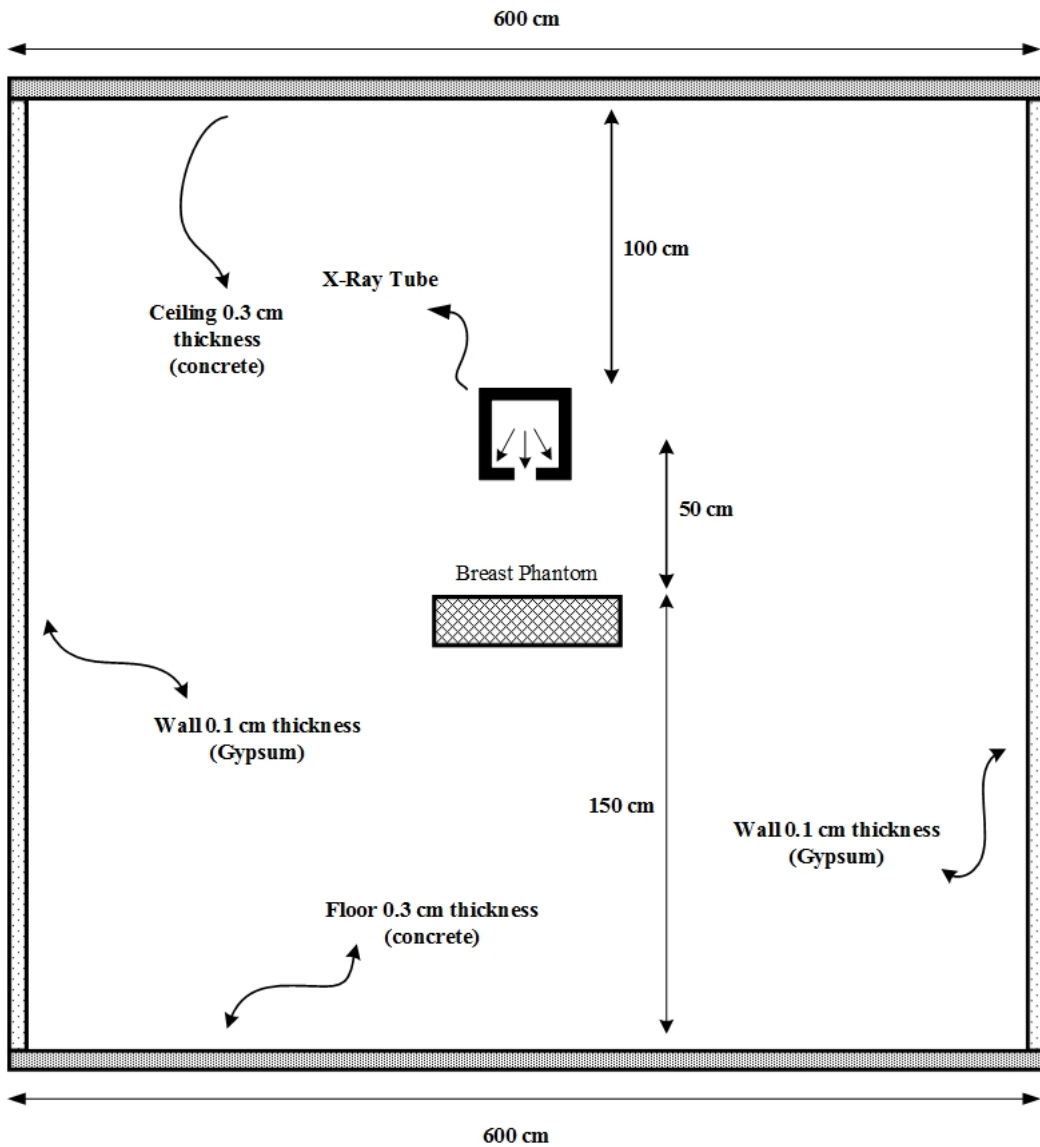


شکل ۱: طرح شماتیک تولید اشعه ایکس از هدف مولیبدنی با استفاده از چشمه الکترونی



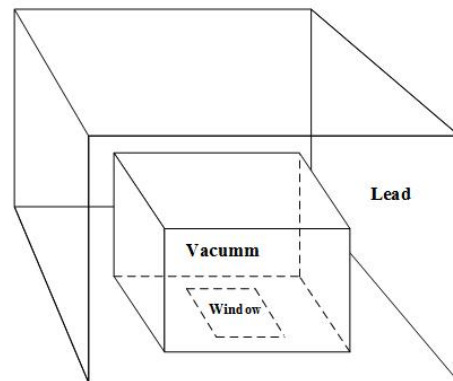
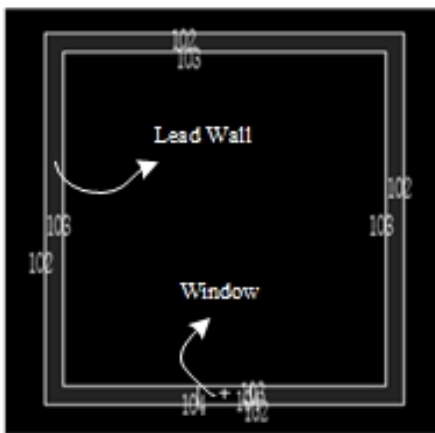
شکل ۲: خروجی کد MCNP-4C به منظور تولید اشعه ایکس از هدف مولیبدنی با استفاده از چشمه الکترونی

به منظور تولید طیف اشعه ایکس حاصل در دستگاه ماموگرافی، ناحیه کم انرژی طیف اشعه ایکس با در نظر گرفتن فیلتری از جنس مولیبدن با ضخامت ۳۰ میکرومتر حذف شد. با توجه به آنکه در این پروژه، فیلتر مورد استفاده از جنس هدف و دارای عدد اتمی بالاست، تضعیف انرژی های کم توسط جذب در لایه های L و M فیلتر و تضعیف آن توسط پراکندگی های پی در پی کامپتون صورت می پذیرد، در حالی که در انرژی های زیاد، پدیده غالب پراکندگی کامپتون است که سهم بیشتری در تضعیف اشعه ایکس ترمزی و در نتیجه، کاهش شدت تابش عبوری دارد [۱]. شکل ۱ و ۲ به ترتیب، نمایی شماتیکی و رسم شده توسط کد MCNP-4C از هندسه آند و فیلتر مولیبدنی در برنامه نخست را نشان می دهد. در مرحله بعد، با در دست داشتن احتمال گسیل پرتوهای ایکس به ازای بازه های انرژی مختلف از خروجی کد اول، به طراحی محفظه سربی تیوب اشعه ایکس در ورودی برنامه دوم پرداخته شد. محفظه سربی تیوب اشعه ایکس با ضخامت پیش فرض ۰/۰۵ سانتی متر مورد طراحی قرار گرفت. سپس در ورودی برنامه دوم، پنجره محفظه مولد اشعه ایکس متناسب با اندازه پستان بیمار در نظر گرفته شد. با قرار دادن تابع توزیع روی انرژی فوتون های تولیدی در قسمت کارت داده با استفاده از دستورهای si و sp، طیف اشعه ایکس تولیدی در خروجی برنامه اول، به عنوان توزیع انرژی فوتون های تولیدی در ورودی برنامه دوم مورد استفاده قرار گرفت. لازم است به این نکته اشاره شود که در این برنامه، دستورهای si و sp به ترتیب، مربوط به بازه های انرژی و احتمال خروج پرتوها در هر بازه است. شکل (۴) شمایی از نحوه چیدمان هندسه تیوب اشعه ایکس و محفظه سربی احاطه کننده آن در برنامه دوم را نشان می دهد. به علاوه، در شکل (۵) خروجی هندسه تیوب اشعه ایکس ترسیم شده توسط کد MCNP-4C نشان داده شده است. این شکل نمایی از هندسه تیوب در برنامه دوم را نشان می دهد که در راستای محور x برش زده شده است. برای



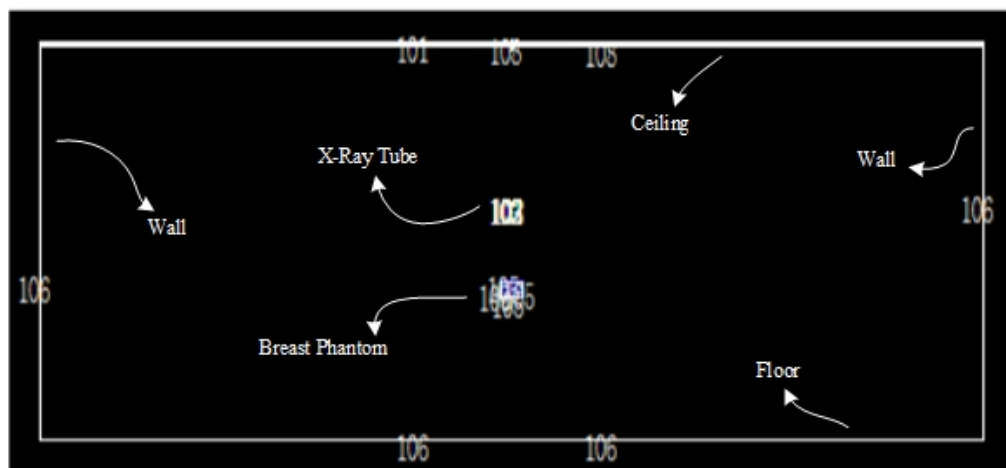
شکل ۳: شمایی از ابعاد و مشخصات اجزای به کار گرفته شده در اتاق حاوی تجهیزات ماموگرافی

X-Ray Tube



شکل ۵: خروجی کد MCNP-4C از هندسه محفظه سربی تیوب اشعه ایکس

شکل ۴: شمایی از ابعاد و مشخصات اجزای به کار گرفته شده از محفظه سربی تیوب اشعه ایکس



شکل ۶: شکل خروجی کد MCNP-4C از ساختار مدل سازی شده شامل محفظه تیوب اشعه ایکس، پستان بیمار و سایر مشخصات هندسی اتاق

۳. یافته‌ها و بحث

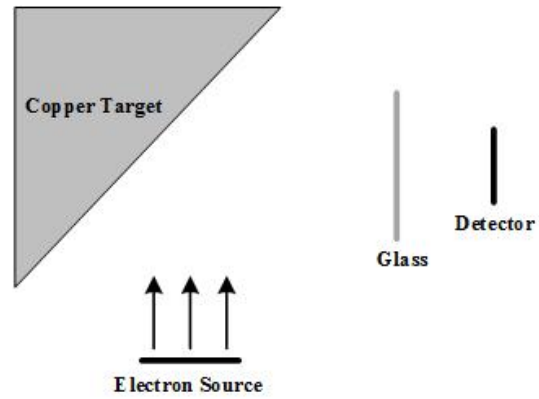
۱.۳. صحنه‌سنجی شبیه‌سازی

به منظور بررسی صحت برنامه مدل‌سازی تیوب اشعه ایکس، آزمایشی طراحی شد که در آن، نتایج مدل‌سازی توسط کد MCNP-4C با مقادیر حاصل شده از فرایند آشکارسازی در محیط آزمایشگاه مورد مقایسه قرار گرفت. در آزمایش طراحی شده از تیوب مولد اشعه ایکس مدل RONTGENGRAT که دارای آندی از جنس است، استفاده شد. به علاوه از شمارنده گایگر-مولر PHYWE مدل ۱۱-۰۹۰۲۵ به منظور شمارش تعداد پرتوها بهره گرفته شد.

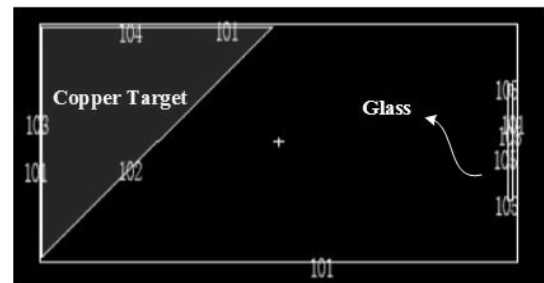
شمارنده گایگر-مولر دارای بازده و حساسیت بالا به منظور شمارش پرتوهای اشعه ایکس است [۱۲]. زمان هر آزمایش به منظور شمارش تعداد پرتوها، ۵ دقیقه در نظر گرفته شد. به علاوه هر آزمایش ۳۰ مرتبه تکرار شد. بدین صورت، میزان خطای شمارش‌ها از مقدار میانگین در هر آزمایش، کمتر از ۲٪ حاصل شد [۱ و ۱۲].

در ابتدا میزان پرتوهای شمارش شده به ازای انرژی‌های ۱۸، ۱۹، ۲۰، ۲۱ و ۲۲ کیلو الکترون ولت بدون در نظر گرفتن ماده‌ای بین تیوب مولد اشعه ایکس و شمارنده گایگر-مولر تعیین شد. سپس از شیشه‌ای به ضخامت ۰/۱ میلی‌متر با طول ۲ و عرض ۱ سانتی‌متر مابین شمارنده گایگر-مولر و دستگاه مولد اشعه ایکس استفاده شد تا میزان پرتوهای دریافتی با حضور شیشه توسط شمارنده تعیین گردد. بدین منظور، فاصله میان شیشه تا مولد اشعه ایکس حدود ۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شد، در حالی که موقعیت شمارنده در فاصله‌ای حدود ۰/۲ میلی‌متری از شیشه قرار گرفت. شکل‌های ۷ و ۸ به ترتیب نمایی از هندسه طراحی شده به صورت شماتیکی و در محیط کد را نشان می‌دهند.

در این آزمایش، نسبت پرتوهای شمارش شده با حضور شیشه (I_2) به پرتوهای شمارش شده بدون حضور شیشه (I_1)، مورد محاسبه قرار گرفت. جدول (۱) نتایج حاصل شده از محاسبات آزمایشگاهی و مدل‌سازی را نشان می‌دهد. از تالی FI به منظور انجام محاسبات در فرایند مدل‌سازی استفاده شد. همان‌طور که در جدول (۱) دیده می‌شود، نتایج حاصل شده از محاسبات آزمایشگاهی و مدل‌سازی، تطابق مناسبی دارند.



شکل ۷: شمایی از هندسه پیاده‌سازی شده آزمایشگاه



شکل ۸: شمایی از خروجی کد MCNP-4C از هندسه پیاده‌سازی شده آزمایشگاه

جدول ۱: نتایج حاصل شده از محاسبات مدل‌سازی و آزمایشگاهی

| انرژی (keV) | نتایج مدل‌سازی | نتایج آزمایشگاهی | خطاهای مقادیر تجربی (%) |
|-------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| | $\frac{I_2}{I_1} (\%)$ | $\frac{I_2}{I_1} (\%)$ | |
| ۱۸ | ۵۷/۲۰ | ۵۸/۱۹ | ۱/۶۰ |
| ۱۹ | ۶۰/۵۸ | ۶۱/۶۳ | ۱/۴۳ |
| ۲۰ | ۶۵/۱۴ | ۶۶/۱۸ | ۱/۳۱ |
| ۲۱ | ۷۱/۷۸ | ۷۲/۸۰ | ۱/۱۳ |
| ۲۲ | ۷۶/۸۰ | ۷۷/۸۵ | ۱/۰۱ |

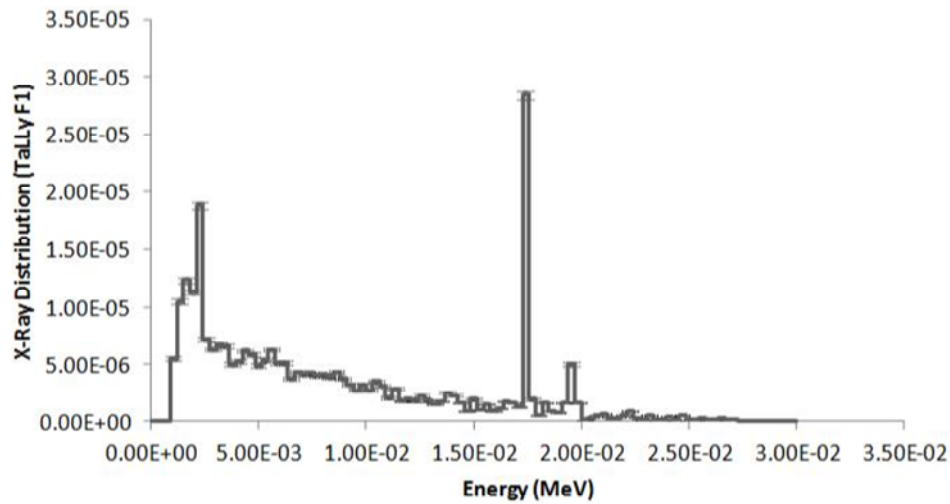
۲.۳. نتایج برنامه اصلی

طیف اشعه ایکس حاصل از هدف مولیبدنی بدون در نظر گرفتن فیلتر در شکل (۹) نشان داده شده است. به منظور حذف ناحیه

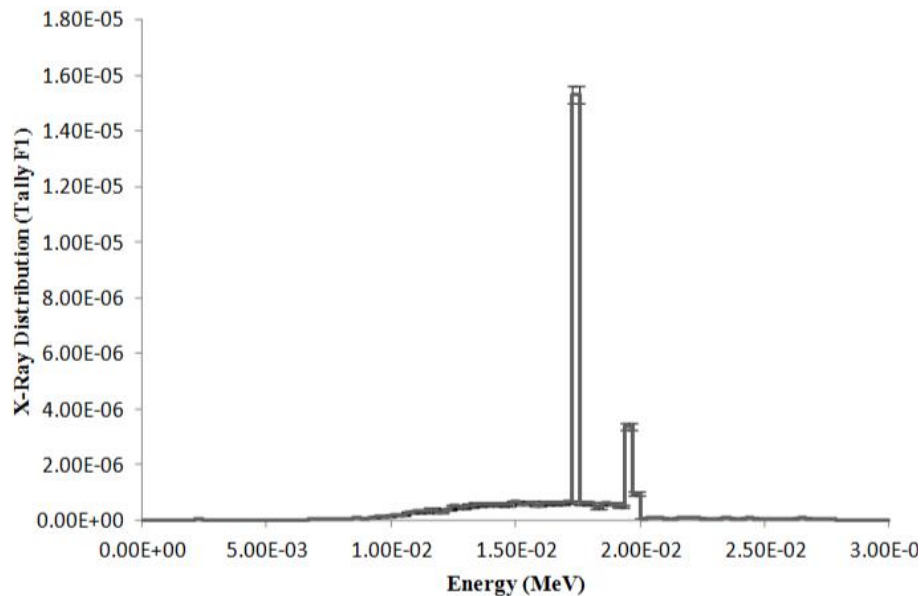
کم انرژی، طیف از فیلتری مولیبدنی بهره گرفته شد. همان‌طور که در شکل (۱۰) دیده می‌شود، به‌کارگیری فیلتر مولیبدنی تأثیر بسزایی در حذف ناحیه کم انرژی طیف و در نتیجه، کاهش میزان دز جذب شده توسط بیمار دارد. براساس گزارش منتشر شده توسط NCRP، برای تیوب اشعه ایکسی که پرتوهایی با انرژی کمتر از ۵۰ keV تولید می‌کند، میزان نرخ دز دریافتی در فاصله ۵ سانتی‌متری از آن هنگامی که در حداکثر ولتاژ و جریان خود کار می‌کند، نباید از مقدار ۱۰۰ mrem/h تجاوز کند [۱]. مقدار نرخ دز به دست آمده توسط تالی F5 برابر ۸/۹۷۶ mrem/h محاسبه شد که بر این اساس، از ماکزیمم مقدار مجاز گزارش شده بسیار کمتر است. بنابراین، میزان ضخامت پیش فرض ۰/۰۵ سانتی‌متر سرب برای تضعیف پرتوهای ایکس مناسب است و به تدابیری بیشتر جهت حفاظ‌سازی نیاز نیست. شکل (۱۲) به صورت واضح، کاهش شمایی نرخ دز محاسبه شده بر حسب ضخامت سربی محافظه تیوب اشعه ایکس را نشان می‌دهد. برای نمایان شدن بهتر کاهش شمایی پرتو عبور کرده در ضخامت‌های پایین‌تر، نرخ دز محاسبه شده از بازه‌های ۰/۰۰۱ سانتی‌متری به نصف آن مقدار کاهش پیدا کرده است. به علاوه همان‌طور که در شکل (۱۲) مشاهده می‌شود، این منحنی در نمودار نیم‌لگاریتمی نیز رسم شده است.

میزان نرخ دز به دست آمده در پشت دیوار ۰/۰۱۰۳ mrem/h حاصل شد که از مقدار حد مجاز ۰/۰۵ mrem/h کمتر است. این مقدار حد مجاز برای افراد معمولی (افراد غیر پرتوکار) است [۱]. در نتیجه، به دلیل آنکه مقدار پیش فرض ضخامت دیوار از جنس گچ، به مقدار قابل توجهی، کمتر از ضخامت دیوار اغلب ساختمان‌هاست، برای تضعیف مورد نیاز تجهیزات ماموگرافی به حفاظ‌گذاری بیشتری نیاز نیست. لازم است به این نکته اشاره شود که به علت آنکه تیوب اشعه ایکس در وسط اتاق در نظر گرفته شده است، از انجام محاسبات مربوط به سایر دیوارها اجتناب شده است. شکل (۱۱) به خوبی نشان‌دهنده کاهش شمایی

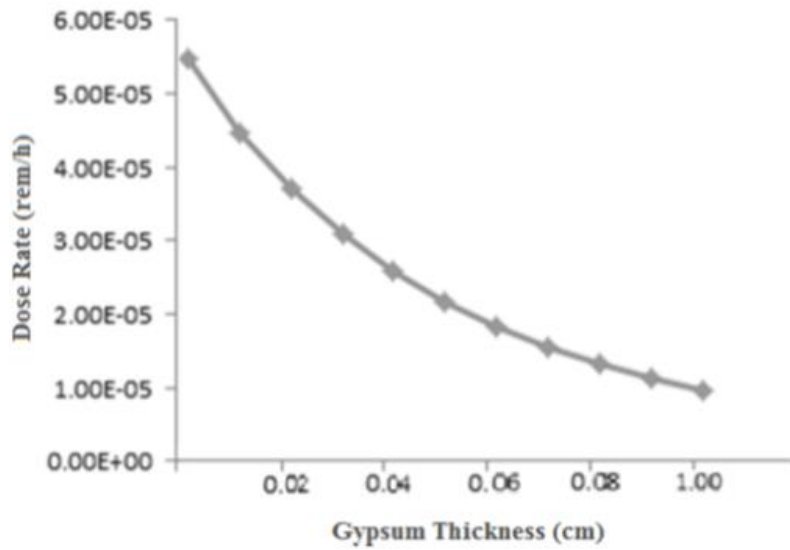
نرخ دز محاسبه شده برحسب ضخامت دیوار است. میزان نرخ دز محاسبه شده از کف و سقف بتنی اتاق مدل سازی شده با ضخامت های پیش فرض ۰/۳ سانتی متری مطابق شکل (۳)، به ترتیب ۱۴/۶۳ و ۶/۴۷۶ $\mu\text{rems/h}$ می باشد که از مقدار مجاز کمتر است. به این ترتیب، به تدابیر بیشتری جهت حفاظ گذاری پرتوهای ایکس نیازی نیست.



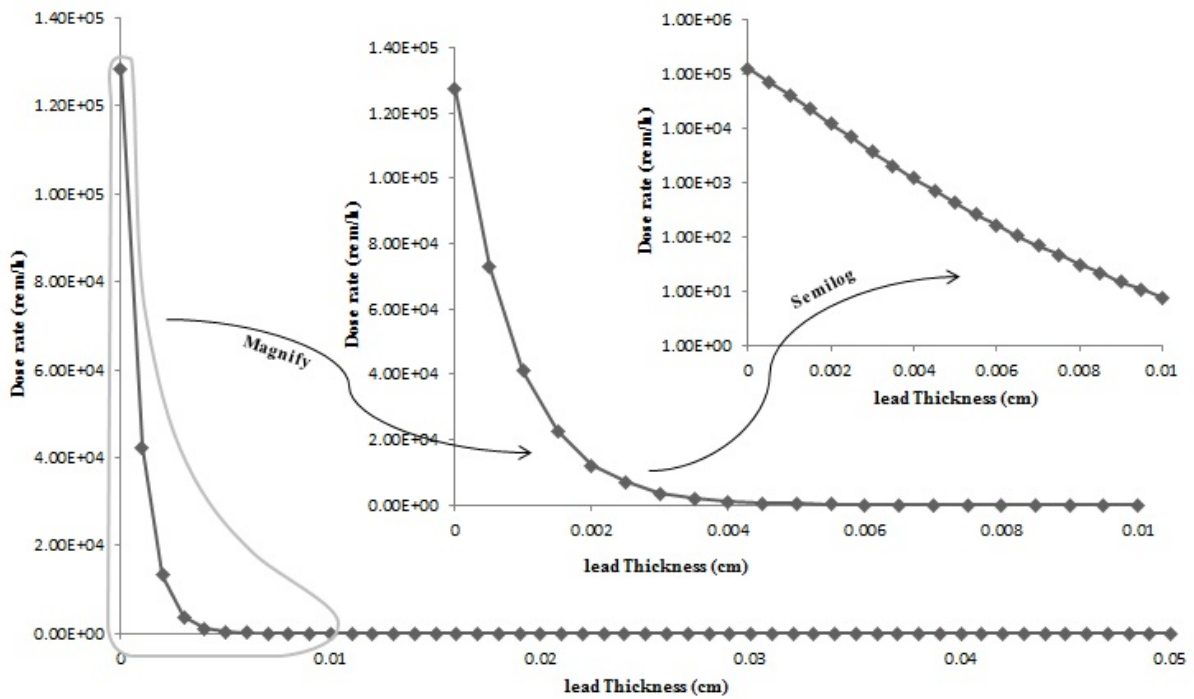
شکل ۹: طیف اشعه ایکس از هدف مولیبدنی بدون در نظر گرفتن فیلتر مولیبدنی



شکل ۱۰: طیف اشعه ایکس از هدف مولیبدنی با در نظر گرفتن فیلتر مولیبدنی



شکل ۱۱: نمودار تضعیف‌نمایی مقدار نرخ دز عبوری برحسب ضخامت دیوار اتاق



شکل ۱۲: نمودار تضعیف‌نمایی مقدار نرخ دز عبوری برحسب ضخامت محفظه سربی تیوب اشعه ایکس

۴. نتیجه‌گیری

شد. به‌منظور تسریع زمان اجرای کد، از دو برنامه مجزا استفاده گردید. در برنامه اول، به تولید طیف اشعه ایکس با

در این پژوهش، از کد MCNP-4C به‌منظور مدل‌سازی طراحی حداقل حفاظ اتاق حاوی تجهیزات ماموگرافی استفاده

۰/۰۵ برابر $۸/۹۷۶ \text{ mrem/s/h}$ محاسبه شد که از مقدار مجاز گزارش شده توسط NCRP (۱۰۰ mrem/s/h) کمتر است. لذا به حفاظ‌گذاری بیشتری نیاز نیست. به علاوه میزان نرخ دز دریافتی از دیوار، کف و سقف اتاق به ترتیب برابر $۰/۰۱۰۳$ ، $۰/۰۱۶۶۳$ و $۰/۰۰۶۴۷۶ \text{ mrem/s/h}$ محاسبه شد که از مقدار حد مجاز گزارش شده $۰/۰۵ \text{ mrem/s/h}$ کمتر است. بنابراین، با توجه به آنکه میزان ضخامت‌های در نظر گرفته شده بسیار کم است، بیشتر ساختمان‌ها، خصوصیات لازم برای تعبیه تجهیزات ماموگرافی را دارند. علت این امر، انرژی‌های پایین اشعه ایکس به کار برده شده در این تجهیزات است که فاقد قدرت نفوذ بالا در مواد به کار گرفته شده در ساختمان‌هاست. همه نتایج حاصل شده در فرایند مدل‌سازی، با توجه به خطای نسبی کمتر از ۱٪ و پشت سر نهادن تمام ۱۰ بررسی آماری مورد استفاده قرار گرفت.

در نظر گرفتن فیلتری از جنس مولیبدن با استفاده از تالی F1 پرداخته شد. بدین منظور، در ابتدا جهت طراحی مولد اشعه ایکس، الکترون‌هایی با انرژی ۲۸ keV به هدفی مخروطی شکل از جنس مولیبدن تابانده و در قدم بعدی، ناحیه کم‌انرژی طیف اشعه ایکس حاصل شده، توسط فیلتری از جنس مولیبدن با ضخامت ۳۰ میکرومتر حذف گردید. سپس با به دست آوردن میزان نشر ذرات در هر بازه انرژی توسط برنامه اول، به طراحی محفظه سربی تیوب اشعه ایکس با ضخامت $۰/۰۱ \text{ cm}$ در برنامه دوم پرداخته شد، به گونه‌ای که اطلاعات مربوط به طیف اشعه ایکس حاصل شده از خروجی برنامه اول، به عنوان داده‌های ورودی در برنامه دوم مورد استفاده قرار گرفت. در نهایت، به منظور طراحی دیوارهای اتاق از ضخامت بسیار کمی از گچ ($۰/۱ \text{ cm}$) با در نظر گرفتن $۰/۳ \text{ cm}$ بتن برای کف و سقف اتاق، بهره گرفته شد. مقدار نرخ دز دریافتی در فاصله ۵ سانتی متری توسط تالی F5 از محفظه سربی با ضخامت ۱ cm

۵. مراجع

- [1] Cember H. and Johnson T. E., *Introduction to Health Physics*. Fourth edition. Published by McGraw Hill Companies, Inc. 2009, chapters 4 and 10.
- [2] Simanjavani, Mansouri, Kardan, Hosntalab, Rouzitalab., *Evaluation of image quality and patient dose in computerized mammography systems and film-screen mammography systems in Iran*, IJRSM. 2013; 4 (1): 1-10.
- [3] Montagna E., Canello G., Dellapasqua S., Munzone E., Colleoni M., *Metronomic therapy and breast cancer: A systematic review*. Cancer Treatment Reviews. 40 (2014) 942-950.
- [4] Castro F., Carter K. J., Kessler E., Erickson B. A., Kseibi. S. A., *The relation of breast cancer staging to screening protocol compliance: a computer simulation study*, Computers in Biology and Medicine, Vol. 35, (2005); 91-101.
- [5] Mowlavi A.A., *X-ray spectra calculation for different target-filter of mammograms using MCNP4C code*. Iran. J. Radiat. Res., 2005; 3(3): 129-133.
- [6] Flegontova E. Yu, Bakaleinikov L. A., *Monte Carlo simulation of x-ray characteristics using MCPETS and MCNPX codes for mammography*. Journal of the Korean Physical, Vol. 51, No. 1, July 2007, pp. 65-77.
- [7] Gierga D.P., *Electron Photon Calculation using MCNP*. Published by Massachusetts Institute of Technology, February 1998.
- [8] Physics Reference Manual, Version: geant4 10.0, 2013.
- [9] MCNP4C Manual, OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. Radiation Safety Information Computational Center. Los Alamos, New Mexico. April 2000.
- [10] Landau D. P, Binder K., *A guide to Monte Carlo simulation in statistical physics*. Second edition. Published by Cambridge University Press, New York, 2005, chapters 1 and 3.

[11] Bielajew A., *Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport*. The University of Michigan, 2000, chapter 1.

[12] Knoll G. F., *Radiation Detection and Measurement*. Third edition. John Wiley & Sons, Inc. 2000, chapter 7.