

## اتلاف انرژی الکترون، پروتون و کربن ۱۲ هنگام عبور از فانتوم بافت و آب با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

علی اسدی قنبری<sup>۱\*</sup>، یاسمین کوگانی<sup>۲</sup>، افشین رومی<sup>۱</sup>، علی‌رضا بیگی فرخ<sup>۱</sup>

تاریخ ارسال: ۱۴۰۰/۰۶/۲۹ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۱۵

**چکیده:** یک ذره باردار به هنگام حرکت در ماده به طور پیوسته انرژی از دست می‌دهد و سرانجام می‌ایستد. از آنجا که کار با این نوع ذرات دارای مضرات فراوانی است لذا روشی که در آن بتوان بدون استفاده مستقیم از این گونه پرتوها به مطالعه روند اتلاف انرژی و برهمکنش آن‌ها در ماده پرداخت سودمند می‌باشد. یکی از این روش‌ها روش مونت کارلو و کد نویسی با Geant4 می‌باشد. نتایج حاصله برای شبیه‌سازی عبور ذرات باردار به منظور بررسی اتلاف انرژی الکترون و پروتون و همچنین یون‌های کربن از بافت بدن انسان و همچنین آب نشان داد که ذرات باردار سنگین پس از تشکیل قله براگ، انرژی خود را به یکباره از دست می‌دهند. اما ذرات سبک الکترون پس از تشکیل قله با شیب به نسبت ملایم‌تری انرژی خود را از دست می‌دهند. قله تشکیل شده برای ذرات سنگین کربن ۱۲ و پروتون به شدت تیز می‌باشد در مورد الکترون نیز گرچه در انرژی خیلی پایین (۱ مگا الکترون ولت) قله نوک تیز می‌باشد اما در انرژی‌های بالا برای این ذرات شاهد قله‌ی به نسبت پهنی می‌باشیم. پروتون نسبت به کربن ۱۲ مسیر طولانی‌تری را می‌پیماید ولی میزان ماکزیمم اتلاف انرژی آن بدیل پیمودن مسیر طولانی‌تر، نسبت به کربن ۱۲، کمتر می‌باشد.

**کلیدواژه‌ها:** اتلاف انرژی، مونت کارلو، Geant4

### ۱. مقدمه

سرطان، بیماری است که در آن سلول‌های بدن بطور کنترل نشده‌ای تکثیر می‌شوند. در جوامع مدرن، سرطان دومین عامل عمده مرگ و میر است و در حدود یک سوم هر جمعیتی، نوعی سرطان را در طول عمرشان تجربه می‌کنند. برای درمان انواع سرطان‌ها، می‌توان از روش‌های درمانی مختلف مثل جراحی، شیمی‌درمانی و پرتو درمانی استفاده نمود. نزدیک دو سوم از بیماران سرطانی، در جریان مداوای خود از پرتودرمانی استفاده می‌کنند. پرتودرمانی خارجی و پرتودرمانی داخلی (براکی‌تراپی)، دو روش اصلی پرتو درمانی را تشکیل می‌دهند [۱].

در عصر حاضر پرتوهای یونساز در علوم و فعالیت‌های مختلف کاربرد دارند که از آن‌ها می‌توان به صنعت، تولید نیرو، شیمی، شاخه‌های مختلف علوم پزشکی و... اشاره نمود. می‌توان گفت که امروزه علم فیزیک خدمات بسیار بزرگی را به پزشکی تشخیصی و درمانی نموده است به‌طوری‌که پرتوهای یونساز در تشخیص انواع بیماری‌ها و هم‌چنین درمان آن‌ها بطور گسترده کاربرد دارد [۲].

هدف از پرتو درمانی از بین بردن حداکثر سلول‌های سرطانی با حداقل آسیب به بافت‌های سالم است لذا تغییر میزان انرژی پرتوها که همان اتلاف انرژی آن‌ها نامیده می‌شود، ضمن عبور از موادی که بیشترین مشابهت را با بافت بدن انسان داشته باشند ضروری به نظر می‌رسد. بدیهی است که اطلاعات و نتایج حاصل از این‌گونه

۱- گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه آزاد اسلامی واحد،

خرم‌آباد- ایران

۲- گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه پیام نور، تهران- ایران

کوتاهی در ابتدای مسیر حرکت و افت نسبتاً سریع توزیع دز، بعد از رسیدن به مقدار بیشینه خود در منحنی است [۴].

پروتون ذره باردار شناخته شده‌ی دیگری است که در پرتو درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. پروتون بیشترین میزان دوزش را تا قبل از توقف کامل در ناحیه‌ای به نام قله براگ به ماده منتقل می‌کند [۵]. علاوه بر این پروتون در برهمکنش با هسته‌های محیط، ذرات ثانویه‌ای مانند نوترون و فوتون تولید می‌نماید؛ که محاسبه میزان تولید این ذرات بسیار مهم است زیرا این ذرات ریسک ابتلا به سرطان ثانویه را تعیین می‌کند [۶]. ذرات باردار سنگین می‌توانند بسته به میزان انرژی‌شان اعماق بیشتری در بافت را طی کنند و به یکباره بخش اعظمی از انرژی خود را در پایان مسیر به نقطه هدف تحویل و بلافاصله متوقف شوند که بیشینه دز به قله‌ی براگ معروف است [۷]. به علاوه ذرات باردار سنگین انتقال انرژی خطی بالاتر و در نتیجه اثرات نسبی رادیوبیولوژیکی بیشتری نسبت به فوتونها و الکترونها دارند. یون‌های کربنی برخلاف یون‌های پروتونی می‌توانند به گونه‌ای باعث تخریب سلول‌های سرطانی شوند که آن‌ها دوباره نتوانند خودشان را ترمیم کنند. دیگر اینکه ذرات باردار سنگین خصوصاً کربن (که دارای جرم ۱۲ برابر پروتون می‌باشد) جهت نفوذ در عمق همسان با پروتون به انرژی‌های بالاتری نیاز دارند، منجر به واکنش‌های هسته‌ای با عناصر تشکیل دهنده بافت‌ها نظیر کربن، اکسیژن و نیتروژن گردیده و متعاقب آن رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون‌زا تولید می‌شوند که از این خاصیت می‌توان تصاویر در حین و بعد از درمان توسط دوربین‌های برش‌نگاری با پوزیترون تهیه نمود [۸].

هر اتم از هسته‌ای بسیار کوچک، با جرم نسبتاً زیاد و با بار مثبت و یک یا چند الکترون بسیار سبک‌تر و با بار منفی که در اطراف هسته روی مدارهایی در حرکتند، تشکیل شده است. هسته در مرکز اتم قرار دارد و از ذره‌های دیگری به نام پروتون و نوترون تشکیل شده است.

تحقیقات می‌تواند در روند بهبود روش پرتودرمانی و کاهش آسیب‌های وارده ناشی از نشت این‌گونه پرتوها در مراکز درمانی و همچنین مراکزی که از این‌گونه پرتوها استفاده می‌برند سودمند باشد.

یک ذره باردار به هنگام حرکت در ماده از طریق نیروهای کولنی با الکترون‌های اتمی و هسته‌های مثبتی که اتم‌های آن ماده را تشکیل می‌دهند، برهمکنش می‌کند. بر اثر این برهمکنش‌ها، ذره باردار به طور پیوسته انرژی از دست می‌دهد و سرانجام پس از پیمایش راه معینی موسوم به برد می‌ایستد. برد، بستگی به نوع و انرژی ذره و نیز ماده‌ای دارد که در آن حرکت می‌کند. احتمال این که ذره بارداری از یک ماده عبور کند و برهمکنشی انجام ندهد عملاً صفر است. این واقعیت برای کار آشکارسازهای ذرات باردار خیلی مهم است.

در پرتو درمانی، هدف، رساندن هرچه بیشتر دز به بافت‌های سرطانی یا تومور است، به طوری که کم‌ترین آسیب به بافت‌های سالم مجاور تومور وارد شود [۳]. نقش اتلاف انرژی در پرتو درمانی از آن جهت با اهمیت است که با بررسی میزان اتلاف انرژی در عمق‌های مختلف بافت می‌توان پرتودرمانی را به گونه‌ای بهینه هدایت نمود که بیشترین اتلاف انرژی هنگام رسیدن به تومور صورت بگیرد و کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن وارد آید. منحنی براگ دارای یک قله است که بیشترین توزیع دز ذره باردار حین عبور از بافت مورد بررسی، در این ناحیه صورت می‌گیرد. برحسب اینکه بافت سرطانی مورد درمان در چه عمقی از سطح بدن واقع است، انرژی ذره باردار فرودی به اندازه‌ای تنظیم می‌شود که پیک منحنی توزیع دز در عمقی قرارگیرد که تومور در آن واقع شده است. به این ترتیب، بیشترین انتقال انرژی ذره باردار مربوط به بافت سرطانی است که سبب آسیب آن می‌شود [۳].

از جمله ذرات باردار سبک، الکترونها هستند که می‌توان از آن‌ها برای پرتودرمانی استفاده کرد. از جمله مزیت‌های الکترون در پرتودرمانی، دارا بودن قدرت نفوذ زیاد با وجود انرژی کم، دارا بودن منحنی توزیع دز یکنواخت، رسیدن به بیشینه‌ی توزیع دز در فاصله

نظیر الکترون، که مسیر شکسته را طی می‌کنند، کوتاه تر از متوسط مسیر طی شده است.

## ۲. مواد و روش ها

از میان روش‌های متعددی که در جهت شبیه‌سازی در حوزه فیزیک برهمکنش‌های هسته‌ای وجود دارند می‌توان به روش مونت کارلو اشاره کرد. روش مونت کارلو یک روش آماری است که روی معادله‌ی انتقال کار می‌کند. یکی از کاربردهای روش مونت کارلو همانند سازی است. بدین منظور، مدلی آماری همانند آن‌چه با واقعیت اتفاق می‌افتد، تشکیل شده، با کمک اعداد تصادفی و حرکت تصادفی<sup>۱</sup> پدیده مورد نظر چندین بار تکرار می‌گردد. راه حل به وسیله نمونه برداری تصادفی از روابط یا برهمکنش‌ها تعیین می‌گردد، بنابراین مکانیک اجرای این راه حل تکرار عملکرد به شمار می‌آید. در این روش پیکربندی یک سیستم فیزیکی، با حرکت تصادفی یکی یا تعدادی از ذرات تغییر می‌کند. حرکاتی که منجر به کاهش انرژی پتانسیل کل دستگاه می‌شوند، مجازند. حرکات غیرمجاز نیز با یک فاکتور احتمالی مجاز می‌شوند. Geant4 از همین روش به منظور دستیابی به مسیر حرکت ذرات استفاده می‌کند. از این رو همانند سازی روش مونت کارلو را می‌توان یک آزمایش نظری دانست، در همانندسازی تراپرد ذرات با این روش، تعداد زیادی ذره با توزیع‌های انرژی، مکانی و زاویه‌ای دلخواه از چشمه تابیده می‌شوند.

به صورت گسترده‌تر، مونته‌کارلو، یک رویکرد مبتنی بر محاسبات عددی است که برای بدست آوردن جواب تقریبی مسائل مطرح شده در حیطه‌ی وسیعی از علوم مانند: رشد جمعیت، جریان ترافیک، مسائل مالی، ژنتیک، کوانتوم، رادیولوژی، رادیوتراپی و ... به کار می‌رود [۹].

در فیزیک، روش مونته کارلو، برهمکنش‌های بین یک ذره با ذرات دیگر و یا محیط آن‌ها را بر اساس روابط بین آن‌ها مدل‌سازی می‌کند. در حقیقت در این نوع رویکرد، راه حلی برای یک سیستم ماکروسکوپی از طریق

پروتون دارای بار مثبت و نوترون بدون بار است [۴]. بار الکترون نیز منفی می‌باشد.

یک ذره باردار هر قدر در یک ماده بیشتر حرکت کند، انرژی بیشتری از دست می‌دهد و اتم‌های نزدیک به مسیر حرکت، بیشتر یونیزه و برانگیخته می‌شوند و در نهایت، ذره باردار تمام انرژی جنبشی خود را از دست می‌دهد و می‌ایستد. فاصله مستقیمی که ذره فرودی از لحظه ورود به ماده تا توقف کامل در آن طی می‌کند، برد نامیده می‌شود. ذرات سبک در برخورد غیرالاستیک با الکترون‌های اتم هدف، علاوه بر از دست دادن انرژی، با زاویه بزرگتری نسبت به ذرات باردار سنگین، منحرف می‌شوند که این امر سبب اختلاف در برد دو ذره می‌شود. از جمله ذرات باردار، الکترون‌ها هستند که می‌توان از آن‌ها برای پرتودرمانی استفاده کرد. از جمله مزیت‌های الکترون در پرتودرمانی، دارا بودن قدرت نفوذ زیاد با وجود انرژی کم، دارا بودن منحنی توزیع دز یکنواخت، رسیدن به بیشینه توزیع دز در فاصله کوتاهی در ابتدای مسیر حرکت و افت نسبتاً سریع توزیع دز، بعد از رسیدن به مقدار بیشینه خود در منحنی است.

یک ذره باردار هر قدر در یک ماده بیشتر حرکت کند، انرژی بیشتری از دست داده و اتم‌های نزدیک به مسیر حرکت، بیشتر یونیزه و برانگیخته می‌شوند و در نهایت، ذره باردار تمام انرژی جنبشی خود را از دست داده و تقریباً می‌ایستد. متوسط طولی که یک ذره باردار در جهت ورودی طی کند، برد،  $R$ ، نامیده می‌شود. این تعریف، فقط برای ذرات باردار سنگین نظیر ذره  $\alpha$  کاملاً معتبر است. تعریف دقیق برد برای ذرات سبک مشکل است و فرض می‌شود برد ذرات سبک، نظیر الکترون و پوزیترون، کمترین ضخامت ماده‌ای است که قادر به نفوذ از آن نباشد. در امور حفاظت در برابر پرتو، برای طراحی آشکارسازها و دوزیمتری، مفهوم برد یک ذره باردار بسیار مفید است. برد ذرات باردار سنگین که کم و بیش به خط مستقیم حرکت می‌کنند، تقریباً مساوی متوسط مسیر طی شده در ماده مفروض است؛ در صورتی که برد ذرات سبکتر

<sup>1</sup> -Random Wal

بالتر از طبقات ذکر شده در فوق، طبقات مربوط به ردیابی ذرات ش تعریف فرآیندهای فیزیکی برهمکنشها قرار دارند.

طبقه Track کلاسهای مربوط به Steps و Tracks را در خود جای داده است. این کلاسها اطلاعات ثابت و دینامیکی ذرات از قبیل جرم، بار، پارامتر، اندازه حرکت و انرژی آنها را به صورت لحظه‌ایدر نقاط شروع و انتهای هر گام ترا برد نگه می‌دارند. این اطلاعات توسط کلاسهای طبقه Process جهت پیاده‌سازی انواع برهمکنشهای فیزیکی از جمله برهمکنشهای هادرونی و الکترومغناطیسی بکار می‌روند. همه‌ی فرآیندهای فیزیکی موجود در طبقه Process توسط کلاسهای طبقه Tracking فراخوانی می‌شوند تا سهم هر یک از آنها در تغییر اطلاعات مربوط به ذره در گام بعدی مشخص گردد. در حقیقت ترا برد ذرات به صورت گام‌به‌گام در طبقه Tracking صورت می‌گیرد و اطلاعات مربوط به هر برخورد از طریق کلاس Hit به آشکارسازهای حساس فرستاده می‌شوند. طبقه Event ضمن تولید یک رویداد اولیه، آن را از طریق طبقه Tracking ردیابی می‌کند و بالاخره طبقه Run شامل مجموعه‌ای از رویدادهاست و بزرگترین واحد شبیه‌سازی را تشکیل می‌دهد.

بزرگترین حجمی که در کد Geant4 تعریف می‌شود و تمام سیستم شبیه‌ساز را در برمی‌گیرد، مادر است. ساده‌ترین حجم برای مادر به صورت مکعب مستطیل 2 می‌باشد. برای تعریف یک حجم سه مرحله وجود دارد. ابتدا باید حجم سالیید ۳ انتخاب شود. در این مرحله شکث و ابعاد حجم مورد نظر تعیین می‌شود. قدم بعدی تعریف حجم لاجیکال ۴ است که در واقع از یک حجم سالیید تعریف شده، استفاده کرده و نوع ماده و ترکیبات شیمیایی موجود در حجم، مشخص می‌شود. در مرحله آخر حجم فیزیکی 5 تعریف می‌شود. این حجم با بهره‌گیری از حجم قبلی، اعلام یک حجم به‌عنوان حجم مادر و اعلام مختصات دقیق محل قرارگیری نسبت به حجم مادر تثبیت می‌شود. لازم به ذکر است که محل قرارگیری هر حجم نسبت به مختصات قرارگیری حجم مادر، بیان می‌شود.

شبیه‌سازی برهمکنشهای در سطح میکروسکوپی آن حاصل می‌شود. مسئله از طریق نمونه‌برداری تصادفی از روابط فیزیکی حاکم بین آنها و یا برهمکنشها تا زمانی که نتیجه همگرا شود بدست می‌آید. بنابراین مکانیسم حصول جواب شامل یک عمل تکراری و یا محاسبات تکراری می‌باشد [۹].

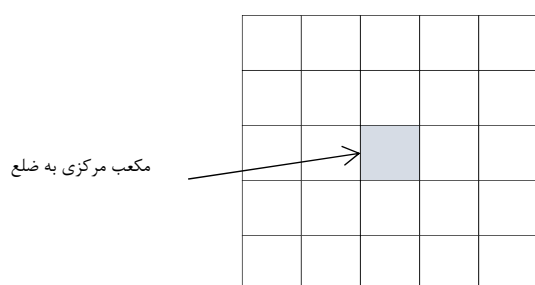
امروزه استفاده از روشهای شبه آزمایشگاهی یا شبیه‌سازی در طراحی اولیه یک دستگاه، به سبب هزینه‌های سنگینی که ممکن است در اجرا با آن مواجه شویم، جز جدا نشدنی عملیات قبل از هر آزمایش به شمار می‌رود. روشهای شبیه‌سازی از حیث کنترل‌پذیر بودن، انعطاف‌پذیری و بسیاری مزایای دیگر، نسبت به روشهای آزمایشگاهی برتری دارند. با توسعه فناوری ریزپردازنده‌ها و به تبع آن پیشرفت روزافزون رایانه‌ها، سهولت خاصی در امر شبیه‌سازی ایجاد شد.

به‌طور کلی در طراحی نرم‌افزارهای بزرگ مانند کد Geant4 ضروری است که آن را به واحدهای کوچک تقسیم نمود و این واحدها حتی‌الامکان ارتباط کمتری باهم داشته باشند تا توسعه آن به صورت مستقل توسط گروه‌های مختلف صورت گیرد.

کد Geant4 شامل ۱۷ طبقه اصلی است و هر طبقه از چندین کلاس تشکیل می‌گردد. ارتباط بین طبقات یک-طرفه است و طبقات واقع در پایین نمودار توسط طبقات بالایی استفاده می‌شوند. طبقه‌ی Global شامل مولدهای عدد تصادفی، واحدها و ثابت‌های عددی است که به صورت عمومی توسط سایر طبقات استفاده می‌شوند. دو طبقه Particles و Material کلاسهای لازم برای تعریف ویژگی‌های فیزیکی ذرات و مواد مورد استفاده در شبیه‌سازی برهمکنش تابش با مواد را فراهم می‌سازند.

طبقه Geometry کلاسهای مربوط به تعریف هندسه مسئله و ترا برد بهینه ذرات در فضا را شامل می‌شود. طبقه Intercoms دستورات مربوط به تنظیمات پارامترهای کلاسهای طبقات مختلف، که توسط کاربر از طریق ترمینال اجرای برنامه صادر می‌شود یا با ذخیره در یک ماکرو فایل اجرا می‌شود را به طبقه مربوط منتقل می‌کند، بدون آن‌که کاربر نگران نحوه ارتباط بین طبقات باشد.

فانتوم در نظر گرفته شده صرف نظر از نوع آن مکعبی به ضلع ۴۰ cm می باشد. مرکز محیط مختصات (۰ و ۰) بوده و مکان فانتوم نسبت به محیط (۲۰ و ۲۰) سانتی متر در نظر گرفته شده است. آشکار ساز نیز به صورت یک مکعب مستطیل که ابتدای آن منطبق با ابتدای مکعب فانتوم باشد در داخل فانتوم تعریف شده است. ابعاد آشکار ساز در دو راستای  $y, z$  ۵۰ میلی متر و در راستای انتشار پرتو ( $x$ ) با توجه به نوع و برد ذره برای پرتوهای فرودی، به طور متغیر در نظر گرفته شده اند:



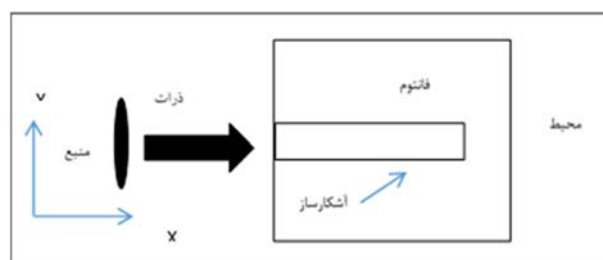
شکل ۲. نمایشی از نحوه تقسیم بندی آشکار ساز و طرز قرار گرفتن مکعب مرکزی

## ۲-۲ تقسیم بندی آشکار ساز

در این پژوهش به منظور مقایسه تفاوت این دو فانتوم در نحوه توزیع دز و اتلاف انرژی از هر دو فانتوم با ابعاد مشابه به طور جداگانه استفاده شده است. در این مدل می توان با تقسیم بندی فانتوم به تعداد دلخواه در سه بعد، ماده موجود در هر قسمت را بنابر ضرورت تغییر داد و یا روند اتلاف انرژی را در هر قسمت به طور جداگانه بررسی نمود. این قابلیت، در مطالعه اثر ترکیبات شیمیایی تزریق شده به ناحیه تومور و جذب انتخابی ترکیبات مذکور توسط سلول های سرطانی، برای دز دریافتی ناشی از پرتو دهی راهگشا می باشد. در این پژوهش آشکار ساز را به دو صورت زیر تقسیم بندی نموده ایم: الف) نوع اول (یک پیکسلی): به صورت یک مکعب مستطیل تعریف شده است که ابعاد آن در راستای عمود بر تابش به صورت یک مربع به ضلع ۵ سانتی متر می باشد. ب) نوع دوم (آشکار ساز ۲۵ پیکسلی): به صورت یک مکعب مستطیل تعریف شده است که صفحه ای از آن که در راستای عمود بر تابش می باشد

## ۲-۱ روش انجام شبیه سازی:

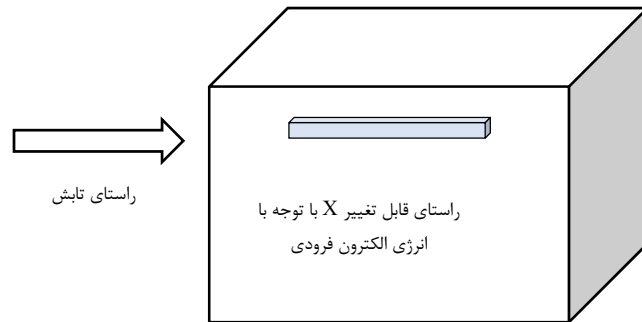
در بخش اول اجزاء مدل طراحی شده برای شبیه سازی توزیع انرژی ذرات باردار در فانتوم های آب و بافت عبارتند از: چشمه (الکترون، کربن ۱۲، پروتون)، هندسه، برهمکنش ها و خروجی نتایج دزیمتری. در Geant4 با استفاده از کلاس G4VPrimaryGenerator، چشمه ها تعریف می شود. پارامترهای اساسی چشمه نظیر شکل، ابعاد، نوع ذره، انرژی، موقعیت اولیه ذرات، راستای انتشار ذرات و تعداد ذرات اولیه را می توان توسط G4ParticleGun تعیین نمود مشخصات ذکر شده برای چشمه با استفاده از توابع تصادفی قابل تعریف می باشند. هندسه شامل محیط (فضایی که همه اجزا و وقایع را در برمی گیرد)، فانتوم و آشکار سازها است. آشکار ساز به کار رفته در این بررسی به صورت یک مکعب مستطیل است که قابل جای گذاری در هر نقطه ای از فانتوم بوده و می توان آن را در راستای محورهای سه گانه مختصات، با توجه به قدرت تفکیک مورد نیاز برای دزیمتری، تقسیم بندی کرد. در این مدل، محیط بصورت یک مکعب به ضلع ۱۰۰ cm تعریف شده است. فضای داخل محیط، خلا می باشد تا ذرات باردار انرژی خود را داخل فانتوم به جای بگذارند. فانتوم می تواند از جنس آب یا چیزهای دیگر باشد (در این پایان نامه از دو نوع فانتوم آب و بافت برای کلیه شبیه سازی ها استفاده شده است). چشمه در نقطه ای به مختصات (۰ و ۰ و -۴۰) سانتیمتر (در ۴۰ سانتی متری از سطح فانتوم)، به صورت دایره ای به قطر ۱ cm در نظر گرفته شده است. راستای انتشار پرتوها در جهت محور X می باشد.



شکل ۱. چیدمان اجزاء استفاده شده در شبیه سازی

مرکزی و کل مکعب آشکارساز بررسی کرده و با یکدیگر مقایسه نماییم.

(صفحه YZ) به ۲۵ مربع یکسان به ضلع یک میلی‌متر تقسیم شده است تا بتوانیم روند اتلاف انرژی را در مکعب



شکل ۳. نمایی از طرز قرار گرفتن آشکارساز درون فانتوم و راستای تابش

جدول ۱. انرژی و عمق در نظر گرفته شده برای آشکارساز برای شبیه سازی با منبع الکترون

انرژی الکترون‌های فرودی (MeV)	بعد آشکارساز در راستای X(mm)
۱	۵۰
۱۰	۱۰۰
۳۰	۱۵۰
۵۰	۳۰۰
۸۰	۴۰۰

از آنجاییکه راستای x همان راستای عبور ذرات باردار در فانتوم و آشکارساز است لذا باید انباشت انرژی در آن با دقت بالا در نظر گرفته شود. ضخامت هر پیکسل آشکارساز در این راستا بستگی به نوع ذره باردار و انرژی آن متغیر بوده تا بهترین پاسخ از نظر دقت بدست آید. لازم به ذکر است که کلیه شبیه‌سازی‌ها در محیط شبه لینوکس و با تعداد اولیه یک میلیون ذره انجام شده‌اند.

### ۲-۴ شبیه سازی با منبع پروتون

در این نوع شبیه سازی متغیرها به صورت منبع تابش پرتوهای تک انرژی پروتون و فانتوم مورد استفاده از نوع آب، در نظر گرفته شد. به منظور بررسی روند اتلاف انرژی و نفوذ پرتو درون فانتوم آب، ۱۰ شبیه سازی با انرژی‌های متفاوت و با یک میلیون ذره پروتون انجام شد. بعد X در نظر گرفته شده با توجه به میزان انرژی به کار رفته برای پروتون‌های فرودی مطابق جدول ۲ در نظر گرفته شد.

جدول ۲. انرژی و عمق در نظر گرفته شده برای آشکارساز برای شبیه سازی با منبع پروتون

انرژی الکترون‌های فرودی (MeV)	بعد آشکارساز در راستای (میلی‌متر)
۱۰	۲۰
۵۰	۳۰
۱۰۰	۱۵۰
۲۰۰	۳۰۰

### ۲-۳ شبیه سازی با منبع الکترون

فانتوم مورد استفاده یک بار از نوع آب و بار دیگر از نوع بافت، تعریف شده‌است. به منظور بررسی روند اتلاف انرژی و نفوذ پرتو درون فانتوم‌ها، ۸ شبیه‌سازی با انرژی‌هایی مشابه با جدول ۱ و با در نظر گرفتن تعداد یک میلیون ذره انجام شده است. از آنجایی که پرتوهای با انرژی‌های متفاوت اعماق نفوذ متفاوت را نیز در فانتوم طی می‌کنند از این رو بعد X در نظر گرفته شده با توجه به میزان انرژی به کار رفته برای الکترون‌های فرودی در نظر گرفته شد.

به منظور مقایسه روند اتلاف انرژی الکترون درون دو فانتوم بافت و آب، کلیه شبیه‌سازی‌های انجام شده برای فانتوم آب، برای فانتوم بافت نیز تکرار شدند. در کل برای منبع الکترون ۱۶ شبیه‌سازی صورت گرفت.

جدول ۳. انرژی و عمق در نظر گرفته شده برای آشکارساز برای شبیه سازی با منبع کربن ۱۲

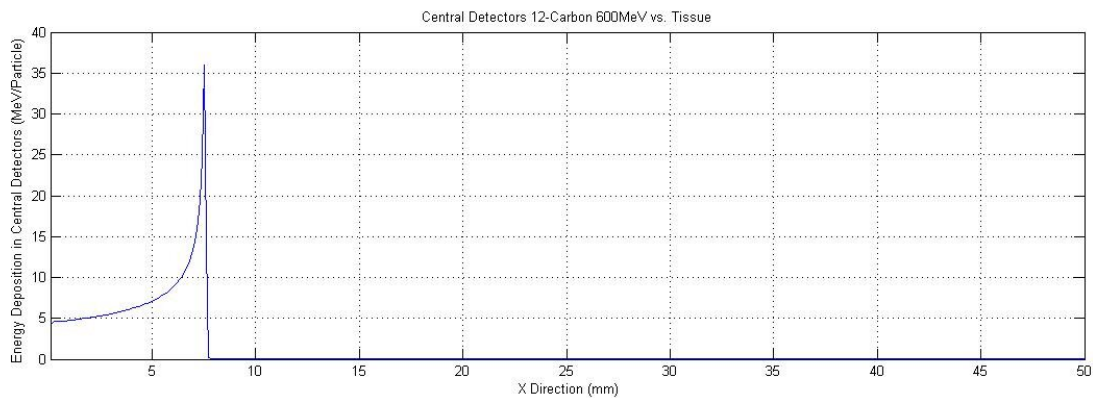
انرژی الکترون های فرودی (MeV)	بعد آشکارساز در راستای (میلی متر)
۶۰۰	۵۰
۱۲۰۰	۱۰۰
۲۴۰۰	۲۰۰

به منظور مقایسه روند اتلاف انرژی، کلیه شبیه سازی های انجام شده برای فانتوم آب، برای فانتوم بافت نیز تکرار شدند. داده های حاصل از کلیه شبیه سازی ها با کمک نرم افزار متلب استخراج و نمودارهای مربوطه نیز به کمک این برنامه ترسیم شده اند.

### ۳. نتایج:

#### ۳-۱ نحوه اتلاف انرژی کربن ۱۲

نتایج حاصل از شبیه سازی نحوه اتلاف انرژی کربن ۱۲ درون فانتوم بافت برای آشکارساز مرکزی



نمودار ۱. نحوه اتلاف انرژی یون های سنگین کربن ۱۲ با انرژی ۶۰۰ MeV (50Mev/P) درون فانتوم بافتی به عمق 50mm درون آشکارساز مرکزی

رسیده سپس روند اتلاف انرژی به شدت کاهش یافته و ذره متوقف می شود.

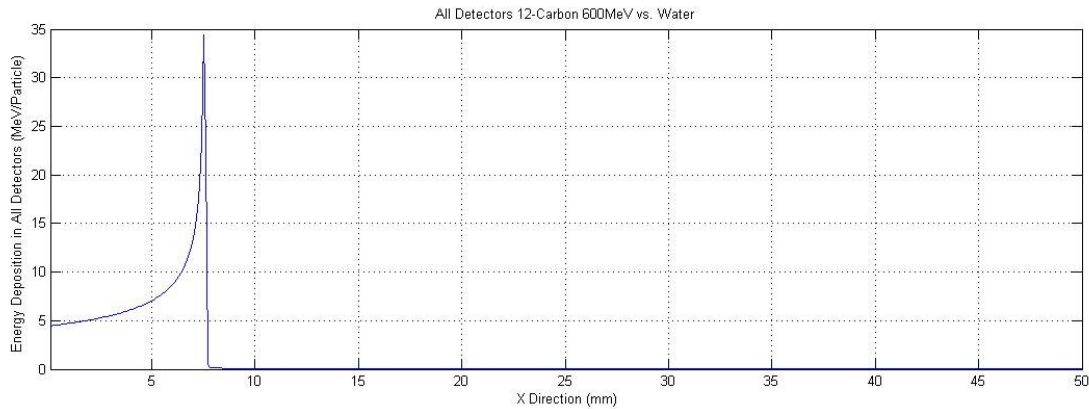
نتایج حاصل از شبیه سازی نحوه اتلاف انرژی کربن ۱۲ درون فانتوم آب برای آشکارساز مرکزی:

به منظور مقایسه روند اتلاف انرژی، کلیه شبیه سازی های انجام شده برای فانتوم آب، برای فانتوم بافت نیز تکرار شدند.

#### ۵-۲ شبیه سازی با منبع کربن ۱۲

در این نوع شبیه سازی متغیرها به صورت آنچه که در بخش ۲-۴ گفته شد در نظر گرفته شد منبع تابش پرتوهای تک کربن ۱۲ و فانتوم مورد استفاده از نوع آب، در نظر گرفته شد. به منظور بررسی روند اتلاف انرژی و نفوذ پرتو درون فانتوم آب، ۶ شبیه سازی با انرژی های متفاوت با یک میلیون ذره ورودی انجام شد. بعد از X در نظر گرفته شده با توجه به میزان انرژی به کار رفته برای کربن های فرودی مطابق جدول ۳ در نظر گرفته شد.

همان طور که در نمودار ۱ مشاهده می شود با ورود یون های کربن ۱۲ به درون بافت اتلاف انرژی یون ها ابتدا به طور نمایی با نفوذ به درون بافت با شیبی مثبت افزایش می یابد به طوری که در عمق تقریبی ۷,۶mm قله براگ را تشکیل داده و به بیشترین مقدار خود یعنی ۳۶ Mev/P



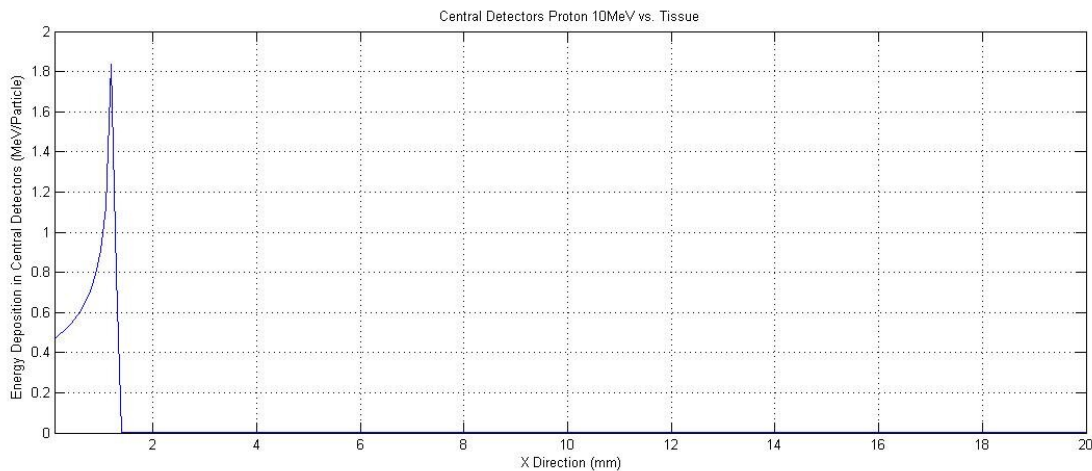
نمودار ۲. نحوه اتلاف انرژی یون‌های سنگین کربن ۱۲ با انرژی ۶۰۰ MeV (50Mev/P) درون فانتوم آب به عمق 50mm درون کل آشکارساز

قله براگ) می‌رسد. سپس یون‌های کربن به یکباره تمام انرژی خود را از دست داده و متوقف می‌شود.

### ۳-۲ نحوه اتلاف انرژی پروتون:

شکل زیر نتیجه شبیه‌سازی ورود ذرات باردار پروتون با انرژی ۱۰ مگاالکترون درون فانتوم بافت به عمق ۲۰ میلی‌متر را نشان می‌دهد.

به توجه به داده‌های حاصل از شبیه‌سازی و همانطور که در نمودار ۲ مشاهده می‌شود و مشابه با فانتوم بافت، اتلاف انرژی کربن ۱۲ با افزایش نفوذ درون بافت به طور نمایی و با یک شیب مثبت افزایش می‌یابد و در عمق ۷,۵۲ میلی‌متری از فانتوم آب به بیشترین مقدار خود



نمودار ۳. نحوه اتلاف انرژی ذرات باردار پروتون با انرژی ۱۰ مگاالکترون درون فانتوم بافت به عمق ۲۰ میلی‌متر برای آشکارساز مرکزی

دست داده و نهایتاً متوقف می‌شوند. قله‌ی تشکیل شده برای پروتون در این انرژی تیز بوده که دلالت بر این نکته دارد که پروتون همانند کربن ۱۲ بیشتر انرژی خود را به یکباره از دست می‌دهد.

با توجه به نمودار ۳ می‌توان مشاهده نمود که اتلاف انرژی پروتون‌ها نیز همانند کربن ۱۲، در ابتدا با افزایش نفوذ در بافت به طور نمایی افزایش می‌یابد و در عمق ۱,۲ میلی‌متر به بیشترین مقدار خود یعنی به ۱,۸ مگاالکترون ولت می‌رسد. در این عمق می‌توان قله براگ را مشاهده نمود که در آن پروتون‌ها بیشترین میزان انرژی خود را از

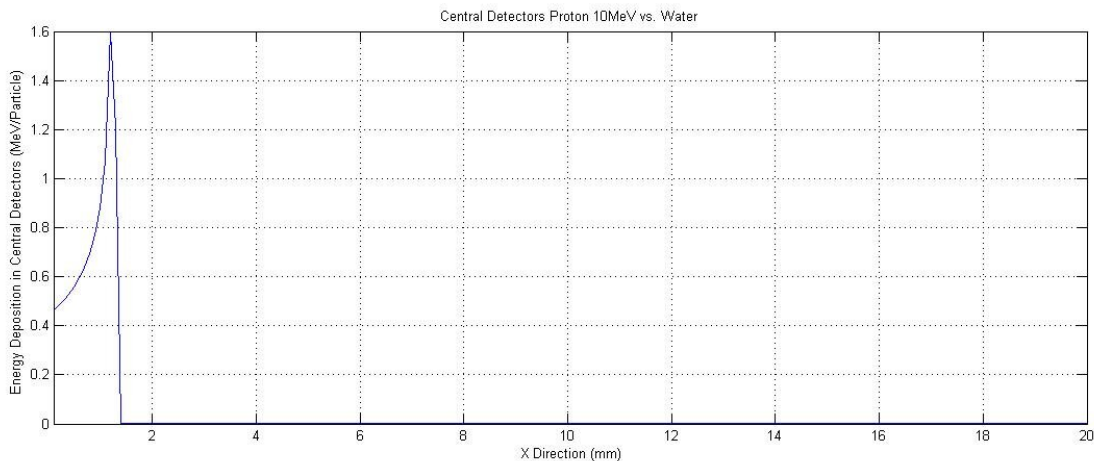


با توجه به جدول ۴ و نتایج حاصل از شبیه سازی می-توان مشاهده نمود که روند اتلاف انرژی پروتون ها مانند یون های سنگین کربن ۱۲ با افزایش نفوذ در بافت افزایش می یابد. هنگامی که پروتون ها انرژی برابر با ۱۰ یا ۱۰۰ Mev/P را دارا می باشند این اتلاف در عمقی که قله براگ تشکیل شده بیشترین میزان اتلاف انرژی (حدوداً Mev/P ۱,۸) و هنگامی که پروتون انرژی برابر با ۲۰۰ یا ۵۰ الکترون ولت را داراست کمترین اتلاف (حدوداً Mev/P ۰,۸) را دارا می باشد.

شکل زیر نتیجه شبیه سازی ورود ذرات باردار پروتون با انرژی ۱۰ مگا الکترون درون فانتوم آب را برای آشکارساز مرکزی و فانتوم ۲۰ میلی متر آب نشان می دهد.

جدول ۴. نتایج حاصل از شبیه سازی ذرات باردار پروتون درون فانتوم بافت به انرژی های ۱۰، ۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ Mev/P، برای آشکارساز مرکزی

انرژی اولیه پروتون های ورودی	عمقی که بیشترین اتلاف انرژی در آن صورت گرفته است (mm)	ماکزیمم درصد اتلاف انرژی	ماکزیمم اتلاف انرژی (Mev/P)
۱۰ Mev	۱/۱۶	۱۸/۲	۱/۸۲
۵۰ Mev	۲۲/۰۸	۱/۵۶	۰/۷۸
۱۰۰ Mev	۷۶	۱/۷۶	۱/۷۸
۲۰۰ Mev	۲۵۷/۳۷	۰/۴	۰/۸

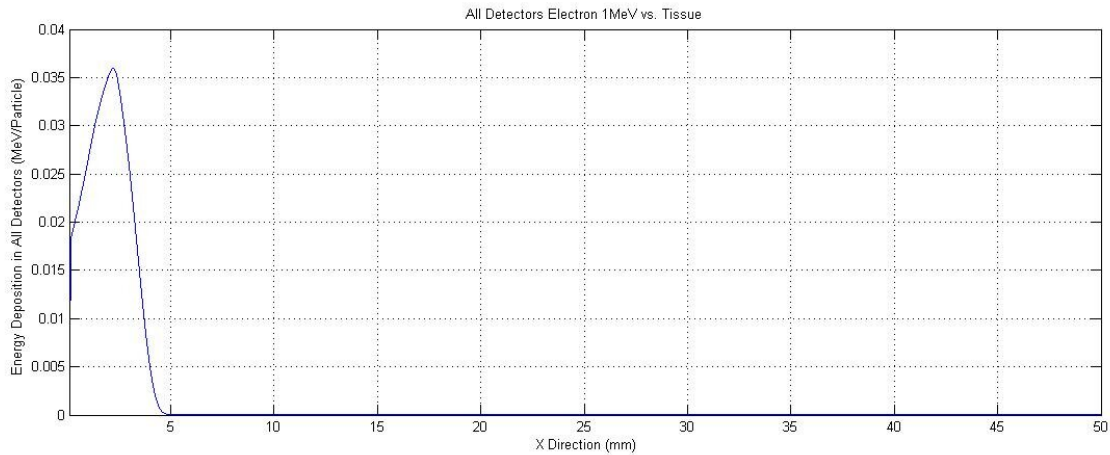


نمودار ۴. نحوه اتلاف انرژی ذرات باردار پروتون با انرژی ۱۰ مگا الکترون درون فانتوم آب را درون فانتوم آب در با عمق ۲۰ میلی متر برای آشکارساز مرکزی

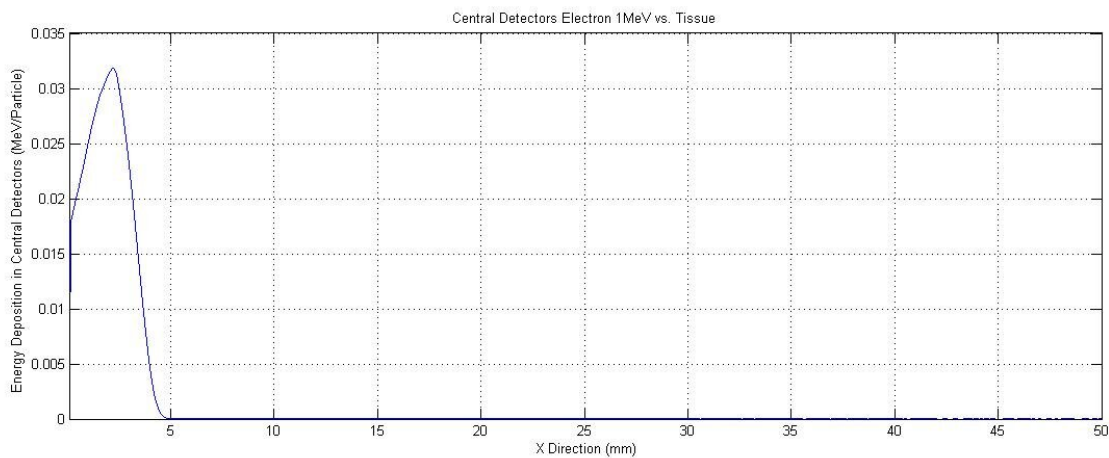
### ۳-۳ نحوه اتلاف انرژی الکترون:

نتایج حاصل از شبیه سازی نحوه اتلاف انرژی الکترون درون فانتوم بافت برای آشکارساز مرکزی و کلی شکل زیر نتیجه شبیه سازی ورود ذرات باردار الکترون با انرژی ۱ مگا الکترون را برای الف) آشکارساز مرکزی و ب) برای آشکارساز کلی، درون فانتوم ۵۰ میلی متری بافت را نشان می دهد.

همان طور که در نمودار ۴ مشاهده می شود با افزایش نفوذ پروتون ها درون آب اتلاف انرژی آن ها به طور نمایی و با شیبی مثبت افزایش می یابد به طوری که در عمق ۱,۲ میلی متر به بیشترین مقدار خود یعنی به ۱,۶ مگا الکترون ولت رسیده و پس از آن پروتون ها به طور یکباره انرژی خود را از دست داده و متوقف می شود. در این عمق می توان قله براگ را مشاهده نمود.



نمودار ۵. الف



نمودار ۵. ب

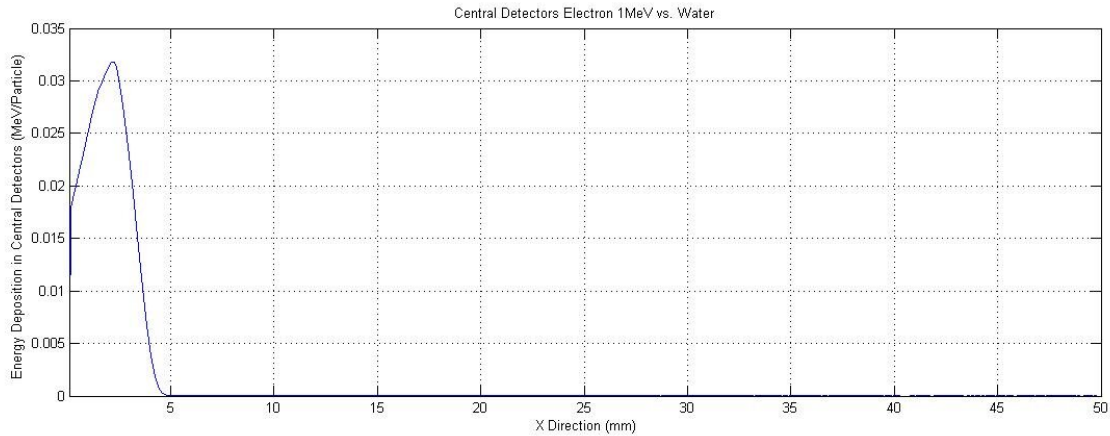
نمودار ۵. شبیه‌سازی ورود ذرات باردار الکترون با انرژی

۱ MeV/P (الف) آشکارساز کل و (ب) برای آشکارساز مرکزی را درون فانتوم ۵۰ میلی‌متری بافت

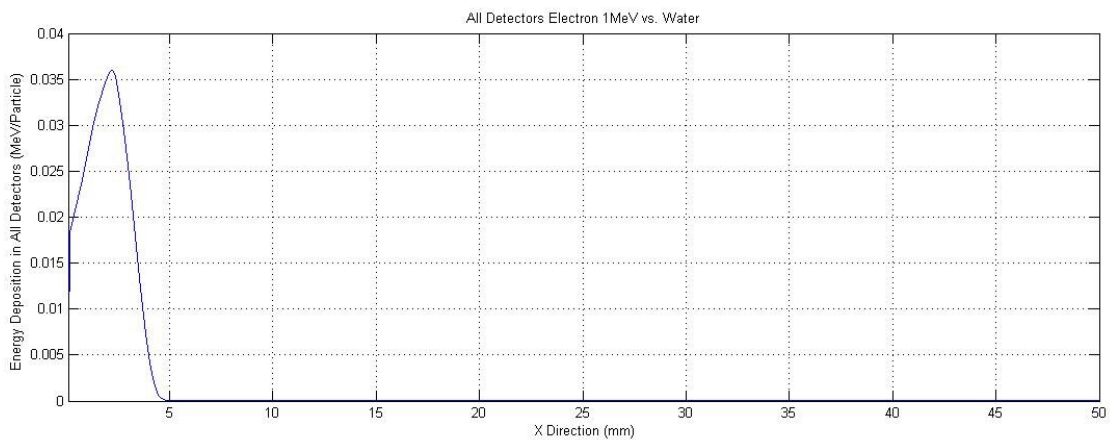
بدست آمد بنابراین می‌توان نتیجه گرفت برای الکترون‌ها در انرژی ۱ مگاالکترون ولت بر ذره پراکندگی در انرژی رخ نمی‌دهد. به علت تشکیل قله‌ی نوک نیز، عدم وجود پراکندگی انرژی و عمق نفوذ کم، می‌توان الکترون‌های با انرژی پایین را منبع مناسبی برای استفاده از پرتودرمانی به شمار آورد.

نمودار ۶ شبیه‌سازی نحوه اتلاف انرژی ذرات باردار الکترون با انرژی 1 MeV/P درون فانتوم آب را برای الف) آشکارساز مرکزی و ب) برای آشکارساز کلی را درون فانتوم ۵۰ میلی‌متری آب را نشان می‌دهد.

با توجه به نمودارهای ۵ الف و ب می‌توان مشاهده نمود که اتلاف انرژی ذرات باردار الکترون با انرژی 1 MeV/P با افزایش نفوذ درون بافت به سرعت افزایش یافته و به مقدار ماکزیمم خود می‌رسند. مقدار اتلاف انرژی الکترون‌ها در هر دو شکل بعد از رسیدن به عمق مشخصی (۲,۰۶ میلی‌متر برای آشکارساز کل و ۲,۱۵ میلی‌متر برای آشکارساز مرکزی) از بافت به ماکزیمم مقدار خود رسیده و سپس رو به کاهش می‌نهند تا سرانجام در عمق نزدیک به ۵ میلی‌متری از لبه بافت به صفر می‌رسند. صرف نظر از اختلاف جزئی در ماکزیمم اتلاف انرژی و عمقی که این اتلاف صورت گرفته است، برای هر دو آشکارساز نتایج یکسانی



نمودار ۶. الف



نمودار ۶. ب

نمودار ۶ الف و ب شبیه‌سازی نحوه اتلاف انرژی ذرات باردار الکترون با انرژی ۱ مگا الکترون درون فانتوم آب برای الف) آشکارساز مرکزی و ب) برای آشکارساز کلی را درون فانتوم ۵۰ میلی‌متری آب

می‌تواند جایگزین مناسبی برای بافت بوده به جای بافت در آزمایشات تجربی مورد استفاده واقع شود.

#### ۴. بحث و نتیجه گیری:

در پاسخ به هدف کلی تحقیق "بررسی اتلاف انرژی ذرات باردار سبک و سنگین در عبور فانتوم‌های مختلف و تعیین منحنی کاهش انرژی آن‌ها" می‌توان نتیجه گرفت که: اتلاف انرژی برای ذرات باردار سنگین کربن ۱۲ و پروتون اتلاف انرژی با ورود به بافت با شیب مثبت رو به افزایشی پیش می‌رود. ذرات باردار سنگین پس از تشکیل قله براگ، انرژی خود را به یکباره از دست می‌دهند. اما ذرات سبک الکترون پس از تشکیل قله با شیب به نسبت ملایم‌تری انرژی خود را از دست می‌دهند. قله تشکیل شده برای ذرات سنگین کربن ۱۲ و پروتون به شدت تیز

با توجه به نمودارهای ۶. الف و ۶. ب و مقایسه‌ی آن با نمودارهای ۵ الف و ۵ ب برای بافت می‌توان نتیجه گرفت که نحوه اتلاف انرژی الکترون‌های با انرژی پایین ۱ مگا الکترون ولت بر ذره درون آب مشابه با فانتوم بافت می‌باشد و الکترون‌ها در عمق تقریبی ۲,۱۵ میلی‌متر به ماکزیمم میزان اتلاف انرژی خود می‌رسند. با مقایسه‌ی اشکال بدست در قسمت‌های الف و ب می‌توان نتیجه گرفت که میزان اتلاف انرژی در عمق بیان شده درون آشکارساز کلی به مقدار نسبتاً جزئی بیشتر از آشکارساز مرکزی می‌باشد که علت را می‌توان وجود پراکندگی کم در انرژی الکترون‌ها درون آب دانست. به دلیل تشابه در مقادیر بدست آمده برای فانتوم بافت و آب، در انرژی‌های پایین الکترون (حدود ۱ مگا الکترون ولت بر ذره) آب

منفی صورت پذیرفته است. این افزایش در روند اتلاف در یک عمق مشخصی که میزان آن بستگی به انرژی الکترون‌های ورودی دارد به ماکزیمم مقدار خود رسیده و سپس برخلاف کربن ۱۲ و پروتون به طور تدریجی رو به کاهش می‌نهد. قله مشاهده شده برای ذرات باردار الکترون برخلاف ذرات باردار سنگین پروتون و کربن ۱۲ دارای قله‌ی نسبتاً پهنی می‌باشد. برخلاف کربن ۱۲ و پروتون، الکترون‌ها سریع‌تر به ماکزیمم مقدار اتلاف انرژی خود می‌رسند اما این روند بعد از قله رو به کاهش می‌نهد.

با افزایش میزان انرژی پروتون‌های ورودی عمق نفوذ پروتون‌ها درون بافت نیز افزایش می‌یابد. پروتون‌ها ضمن نفوذ درون فانتوم به تدریج انرژی خود را از دست داده و با تشکیل قله براگ قسمت اعظم انرژی خود را از دست داده و سپس متوقف می‌شوند.

می‌باشد در مورد الکترون نیز گرچه در انرژی خیلی پایین (۱ مگا الکترون ولت) قله نوک تیز می‌باشد اما در انرژی‌های بالا به دلیل وجود پراکندگی برای این ذرات شاهد قله‌ی به نسبت پهنی می‌باشیم. از آنجا که اتلاف انرژی پروتون غالباً به واسطه برخورد‌های الکترونی با طبیعت آماری رخ می‌دهد، قله‌های براگ باریکه‌های پروتونی پهنای معینی دارند.

با افزایش انرژی الکترون‌های ورودی میزان نفوذ آن‌ها و اعماقی که در آن‌ها بیشترین اتلاف انرژی صورت می‌گیرد افزایش می‌یابد. اما روند ماکزیمم میزان اتلاف انرژی با افزایش میزان انرژی الکترون‌های ورودی روند نامنظمی دارد.

با افزایش نفوذ الکترون‌ها درون بافت اتلاف انرژی آن‌ها نیز افزایش می‌یابد که برخلاف ذرات باردار سنگین پروتون و کربن ۱۲ این افزایش در میزان اتلاف انرژی با شیب

### مراجع:

1. Symonds RP, Foweraker K. Principal of chemotherapy and radiotherapy. Curr Obstet Gynaecol. 2006; 16(1): 106-108.
۲. رضوی نژاد، مسلم. کتابچه ایمنی و سلامت شغلی، واحد رادیولوژی مرکز آموزشی، پژوهشی و درمانی طالقانی دفتر بهبود کیفیت و واحد بهداشت محیط، ۱۳۹۱. (In Persian)
3. Knoll, Glenn F., Radiation Detectibn and Measurement, third edition, John Wiley & Sons, Inc. 1999
4. Gifford, Kent A., Electron beams: physical principles and dosimetry, Department of radiation physics, UTM.D. Anderson cancer center, 2010.
5. Wilson RR. Radiological Use of Fast Protons. Radiology 1946; 47: 487-91. 9. American cancer Society. Breast Cancer Facts & Figure 2009-2010. (Accessed Feb 18, 2013 <http://www.cancer.org/research/cancerfactsfigure/breastcancerfactsfigure/braest-cancer-fact-figures-2009-2010>)
6. Rychman JM. Using MCNPX to Calculate Primary and Secondary Dose in Proton Therapy [Thesis]. Georgia Institute of Technology, 2011.
7. [http://en.wikipedia.org/wiki/Bragg\\_peak](http://en.wikipedia.org/wiki/Bragg_peak).
8. Kraft. G. "Tumor Therapy with Heavy Charged Particles", Progress in Particle and Nuclear Physics 45 (2000) s 473- S 544.
۹. نورپور، زهرا. بررسی ضریب افزایش دوز (DEF) در روش GdNCT براساس شبیه‌سازی مونت کارلو (کد Geant4). ۱۳۹۶. (In Persian)

# Energy Dissipation of Electron, Proton And Carbon 12 While Crossing In Between Tissue And Water Phantoms Using Monte Carlo Simulation

Ali Asadi Ghanbari, Yasmin Kogani, Afshin Roomi, Ali Reza Beigi Farrokh

## Abstract

A charged particle continuously loses energy as it moves through the material and eventually stops. Since working with these types of particles besides being useful has many disadvantages, especially for healthy tissue, therefore, a method in which it can be useful to study the process of energy loss and their interaction in the material without using such beams directly. One of these methods is the Monte Carlo method and coding with Geant4. The results for simulating the passage of charged particles to investigate the loss of electron and proton energy as well as carbon ions from human body tissue as well as water show that heavy charged particles lose energy immediately after the Bragg peak. But light particles of electron lose their energy with a slower gradient after forming their peaks. The peak formed for the heavy particles of carbon 12 and protons is extremely sharp. As for electrons, though at very low energy ( $\sim$  MeV) the peak is sharp, but at high energies for these particles we see a relatively broad peak. Protons travel a longer path than carbon12. But the maximum amount of energy loss is less than carbon12, because of the longer route.

**Keywords:** Energy loss, Monte Carlo, Geant4