

بررسی عمق نفوذ و توزیع دز الکترونیهای تک‌انرژی در فانتوم گردن

با استفاده از کد MCNPX

ابوالفضل حیدرزاده

دانشگاه پیام نور، مشهد، خراسان رضوی، ایران.

خراسان رضوی، مشهد، دانشگاه پیام نور، گروه فیزیک، کدپستی: ۹۱۷۳۵-۴۳۳

پست الکترونیکی: a.heydarzade66@gmail.com

چکیده

در این مقاله، هدف بررسی میزان نفوذ الکترون در بافت گردن و برآورد دز در این بافت است. برای این کار، از فانتوم گردن شبیه‌سازی شده توسط کد MCNPX نسخه ۲/۶ استفاده شده است. فانتوم مورد نظر شامل لایه پوست، چربی زیر پوست، بافت گردن، استخوان گردن و غده تیروئید است. چشمه پرتوی بیرون فانتوم، نزدیک سطح پوست و در ناحیه پشت گردن قرار گرفته است و الکترونیهای تک‌انرژی به صورت عمود بر سطح پوست تابیده می‌شوند. منحنی‌های به دست آمده نشان می‌دهند که با افزایش انرژی الکترون فرودی، میزان نفوذ الکترون در بافت بیشتر شده و قله (پیک) منحنی توان توقف الکترون در عمق بیشتری ظاهر می‌شود. به عبارت دیگر، با افزایش انرژی الکترون فرودی بُرد آن بیشتر می‌شود. هرچه انرژی الکترون فرودی بیشتر شود، علاوه بر توزیع انرژی قابل ملاحظه در ناحیه قله منحنی توان توقف، نواحی وسیع‌تری قبل و بعد از قله، دچار پرتوگیری چشمگیری می‌شوند.

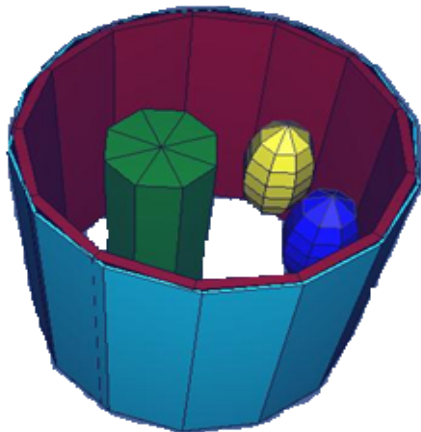
کلیدواژه‌گان: کد MCNPX، فانتوم، بُرد، توان توقف.

۱. مقدمه

هرقدر 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، بُرد نامیده می‌شود. ذرات سبک در برخورد غیرالاستیک با الکترونیهای 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. مسیر ذرات

ذره بارداری که از میان اتم‌های خنثی عبور می‌کند، بیشتر از طریق نیروی کولنی با الکترونیهای اتم‌ها، وارد برهم‌کنش می‌شود. اگرچه ذره در هر برخورد به‌طور متوسط، بیش از چند الکترون ولت انرژی جنبشی از دست نمی‌دهد، بیشترین اتلاف انرژی در واحد طول مسیر ذره، ناشی از یونش و برانگیزش اتم‌هاست. اتلاف انرژی در یک برخورد هسته‌ای، خیلی بیشتر است، ولی چنین برخوردهایی نسبت به برخوردهای اتمی، به‌ندرت اتفاق می‌افتد؛ از این رو، برخوردهای هسته‌ای سهم قابل ملاحظه‌ای در اتلاف انرژی کل ندارند. یک ذره باردار

پرتوی^۱ (ICRP) استخراج شده است [۵]. شعاع گردن از مرکز گردن تا سطح پوست، ۷ cm در نظر گرفته شده است. ضخامت پوست ۰/۱ cm، چربی زیر پوست ۰/۵ cm و شعاع استخوان گردن ۲ cm است. ارتفاع استوانه‌های حاوی بافت‌ها ۱۲ cm و غدد تیروئید به صورت بیضوی با نیم‌قطرهای ۱/۵ cm، ۱/۵ cm و ۳ cm در قسمت جلوی گردن واقع شده‌اند. در شکل (۱)، فانتوم گردن شبیه‌سازی شده توسط کد MCNPX نشان داده شده است. بیرونی‌ترین لایه، بیانگر لایه پوست، لایه بعدی بیانگر چربی، استوانه داخلی بیانگر استخوان گردن، بیضی‌ها بیانگر غدد تیروئید و بقیه فضای داخلی استوانه شامل بافت گردن است. چشمه پرتوی، بیرون فانتوم و نزدیک سطح پوست و در قسمت پشت گردن قرار دارد و پرتوهای تک جهت عمود بر سطح پوست می‌تابد.



شکل ۱: فانتوم شبیه‌سازی شده گردن

۳. نتایج

مقدار انرژی که در واحد مسافت در ماده هدف ذخیره می‌شود، توان توقف^۲ گفته می‌شود. در شکل (۲)، منحنی‌های توان توقف الکترون فرودی در عبور از فانتوم گردن، به‌ازای چند انرژی دلخواه رسم شده است. محور عمودی منحنی، بیانگر

سنگین در عبور از ماده هدف، تقریباً خط مستقیم ولی ذرات سبک، خطوط شکسته (زیگزاگ) است [۱].

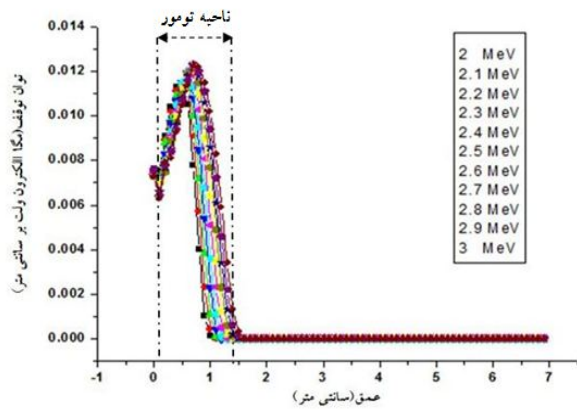
به منحنی‌های توزیع دز ذرات باردار برحسب فاصله از سطح بافت مورد بررسی، منحنی براگ گفته می‌شود. منحنی براگ دارای یک قله است که بیشترین توزیع دز ذره باردار حین عبور از بافت مورد بررسی، در این ناحیه صورت می‌گیرد. برحسب اینکه بافت سرطانی مورد درمان در چه عمقی از سطح بدن واقع است، انرژی ذره باردار فرودی به اندازه‌ای تنظیم می‌شود که پیک منحنی توزیع دز در عمقی قرار گیرد 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 [۲].

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 [۳].

۲. روش

MCNPX کد شبیه‌سازی بسیار مفید برای شبیه‌سازی ترابرد ذرات، براساس روش مونت کارلو است که می‌تواند مسیر ۴۰ ذره شامل برخی یون‌های سبک را در عبور از مواد مختلف شبیه‌سازی کند. این کد بر مبنای فرترن ۹۰ نوشته شده است [۴]. در این کار، از فانتوم گردن شبیه‌سازی شده توسط کد MCNPX نسخه ۲/۶ بهره گرفته شده است. ترکیبات مواد به‌کاررفته در بافت‌ها از گزارشات کمیسیون بین‌المللی حفاظت

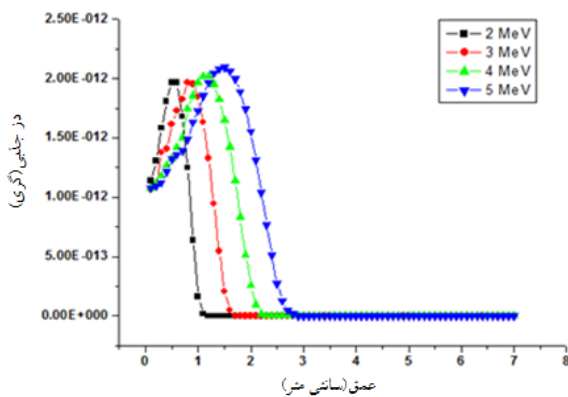
1. International Commission on Radiological Protection
2. Stopping power



شکل ۳: منحنی توان توقف الکترون فرودی در بازه انرژی ۲ MeV تا

۳ MeV

دز جذبی به صورت میزان انرژی جذب شده از پرتوها در واحد جرم ماده هدف تعریف می‌شود. یکای جدید آن ژول بر کیلوگرم ($\frac{J}{kg}$) است که نام ویژه آن گری است و با Gy نمایش می‌دهیم ($1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$) [۸]. در شکل (۴) منحنی توزیع دز الکترون بر حسب عمق نفوذ آن، به ازای چند انرژی مختلف رسم شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش انرژی الکترون بیشینه توزیع دز در عمق بیشتری روی داده است.

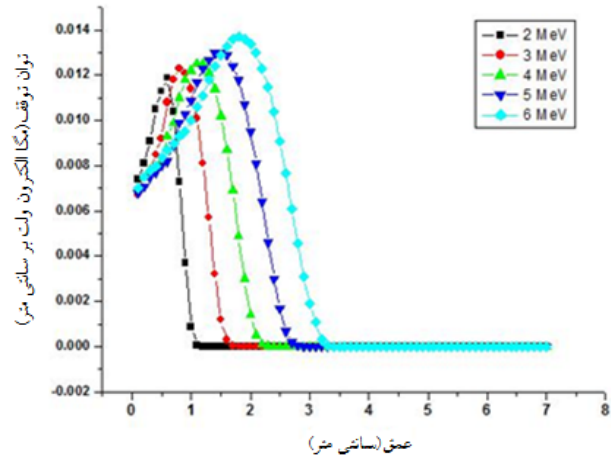


شکل ۴: منحنی توزیع دز الکترون بر حسب عمق نفوذ

به‌ازای چند انرژی دلخواه

در شکل (۵)، منحنی عمق نفوذ الکترون‌های فرودی در فانتوم گردن، به‌ازای انرژی‌های مختلف آن رسم شده است.

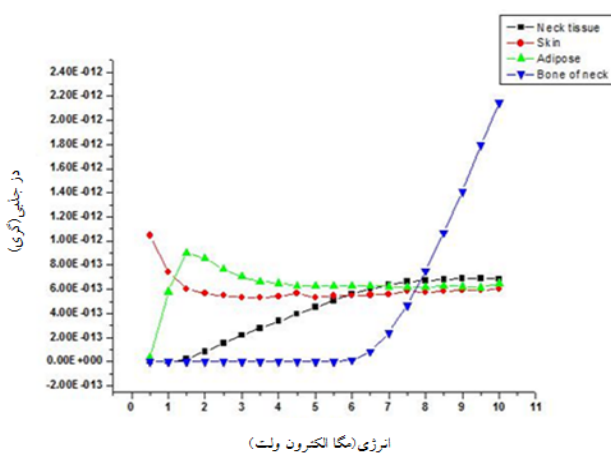
توان توقف الکترون است که به صورت $\frac{dE}{dx}$ نمایش داده شده و واحد آن $\frac{MeV}{cm}$ است و محور افقی بیانگر میزان فاصله از سطح پوست می‌باشد (بر حسب سانتی‌متر).



شکل ۵: منحنی‌های توان توقف الکترون فرودی به‌ازای چند انرژی دلخواه

همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش انرژی الکترون، قله منحنی در عمق بیشتری نسبت به سطح پوست قرار می‌گیرد و از طرفی، ارتفاع آن نیز بیشتر می‌شود. نکته‌ای که از منحنی‌های به‌دست آمده می‌توان دریافت، این است که با افزایش انرژی الکترون فرودی، قله منحنی توان توقف دارای ارتفاع بیشتری شده و همچنین در عمق بیشتری واقع می‌شود، اما از طرفی، نواحی وسیع‌تری از بافت‌هایی که قبل و بعد از ناحیه قله منحنی توان توقف قرار گرفته است، دچار پرتوگیری قابل ملاحظه‌ای می‌شوند [۶]. از این رو، از الکترون‌ها عموماً برای رادیوتراپی اندام‌های واقع در نواحی کم‌عمق از سطح پوست نظیر سرطان لب، غدد لنفاوی گردن و تومورهای مرگ‌باری نظیر غده پاراتیروئید و مخاط باکال به‌کار می‌رود [۷]. همان‌طور که در شکل (۳) مشاهده می‌شود، در صورت وجود تومور از سطح پوست تا عمق ۱/۴ cm از آن، بازه مناسب انرژی برای درمان آن ۲ MeV تا ۳ MeV است.

در رابطه با افزایش اولیه منحنی دز جذبی لایه چربی زیر پوست می توان گفت چون چربی در عمق بیشتری از سطح پوست قرار دارد، با افزایش انرژی الکترون، میزان نفوذ آن در لایه چربی بیشتر شده و در نتیجه، انرژی بیشتری در لایه چربی ذخیره می شود. با افزایش بیشتر انرژی الکترون، دز جذبی لایه چربی، یک کاهش اولیه داشته و در انرژی های بالاتر، روند توزیع دز ثابت می ماند.

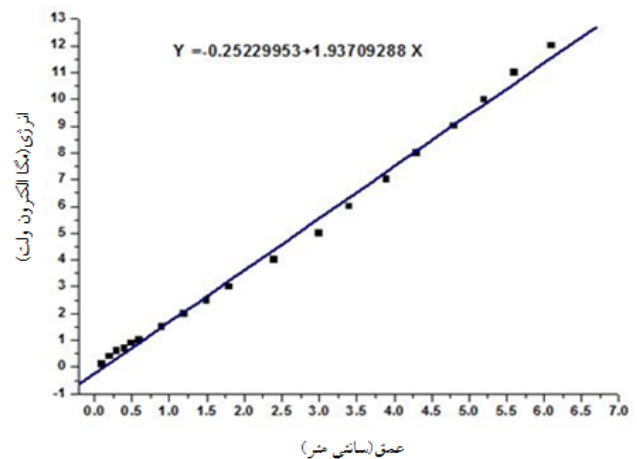


شکل ۶: منحنی میزان دز جذبی بافت های مختلف گردن به ازای انرژی های مختلف الکترون فرودی

به علت آنکه بافت گردن نسبت به لایه پوست و چربی در عمق بیشتری قرار گرفته است، اگر انرژی الکترون کمتر از $1/5 \text{ MeV}$ باشد، قدرت نفوذ تا بافت گردن را ندارد. در نتیجه، هیچ انرژی در آن ذخیره نمی شود. در انرژی های بالاتر، به علت نفوذ بیشتر الکترون در بافت گردن، با افزایش جذب انرژی الکترون در بافت گردن مواجه می شویم که این امر سبب افزایش دز جذبی آن خواهد شد. در انرژی های بالاتر از 7 MeV به نوعی، در میزان انرژی ذخیره شده در بافت گردن تعادل برقرار شده و افزایش انرژی الکترون سبب افزایش دز جذبی بافت گردن نمی شود.

استخوان گردن که نسبت به لایه پوست، چربی و بافت گردن در عمق بیشتری واقع شده است، به علت عدم نفوذ

همان طور که مشاهده می شود، هرچه انرژی الکترون بیشتر شود، میزان نفوذ آن در بافت بیشتر می شود. علت اینکه تمام نقاط مشخص شده بر روی شکل، روی خط راست رسم شده واقع نشده اند، این است که الکترون های فرودی از بافت های با چگالی و درصد ترکیب مختلف از مواد (لایه های پوست، چربی زیر پوست، بافت گردن و استخوان گردن) عبور کرده اند و قدرت نفوذ الکترون در آن ها متفاوت است.



شکل ۵: منحنی عمق نفوذ الکترون در فانتوم گردن به ازای چند انرژی دلخواه

در شکل (۶)، منحنی میزان دز جذبی بخش های مختلف گردن به ازای انرژی های مختلف الکترون فرودی رسم شده است. همان طور که از منحنی های به دست آمده می توان فهمید، با افزایش انرژی الکترون فرودی، دز جذبی در سطح پوست، به تدریج کاهش می یابد و از انرژی مشخصی به بعد، تقریباً منحنی با شیب صفر حاصل می شود. این وضعیت بیانگر این مطلب است که افزایش بیشتر انرژی الکترون، سبب افزایش دز جذبی پوست نمی شود. در توجیه این منحنی می توان گفت با افزایش انرژی الکترون و در نتیجه، افزایش سرعت آن، زمان کمتری برای توزیع انرژی در لایه پوست خواهد داشت و بقیه انرژی در بافت های بعدی توزیع خواهد شد. این امر سبب کاهش اولیه دز جذبی در پوست شده است.

آن نیز بیشتر خواهد شد. یک رابطه خطی بین انرژی الکترون فرودی و عمق نفوذ در بافت وجود دارد. هرچه انرژی الکترون بیشتر شود، قله منحنی توان توقف در عمق بیشتری واقع شده و دارای توزیع انرژی بیشتری خواهد بود. بازه مناسب انرژی برای درمان تومورهای واقع تا عمق $1/4$ cm از سطح پوست 2 MeV تا 3 MeV است. با افزایش انرژی الکترون، نواحی وسیعی قبل و بعد از قله منحنی توان توقف، دارای پرتوگیری قابل ملاحظه‌ای می‌شوند. این امر یک معضل در استفاده از الکترون برای درمان تومورهای واقع در عمق بافت است. بسته به اینکه بافت مورد بررسی در چه عمقی از سطح پوست قرار دارد، با افزایش انرژی الکترون فرودی از مقدار خاصی به بعد، سبب افزایش دز دریافتی توسط آن بافت نمی‌شود. مقدار این انرژی وابسته به عمقی است که بافت در آن قرار دارد.

الکترون با انرژی‌های کمتر از 6 MeV تا عمق مورد نظر، هیچ انرژی در خود ذخیره نمی‌کند. در انرژی‌های بالاتر از 6 MeV با افزایش انرژی و در نتیجه، با افزایش عمق نفوذ، میزان دز جذبی بافت گردن نیز افزایش می‌یابد.

با توجه به منحنی‌های به‌دست‌آمده برای توان توقف و برد الکترون شکل‌های (۲) و (۵)، می‌دانیم که الکترون‌های فرودی با انرژی‌های 10 MeV و کمتر، نمی‌توانند تا مرکز گردن نفوذ کنند؛ در نتیجه، دز جذبی غدد تیروئید که در ناحیه جلوی گردن قرار دارند، در بازه‌های انرژی مورد بررسی صفر خواهند بود؛ زیرا پرتوگیری از ناحیه پشت گردن اتفاق افتاده است.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

الکترون‌ها از جمله پرتوهای پرنفوذ به‌شمار می‌روند که میزان نفوذشان در بافت، بسته به مقدار انرژی آن‌ها متفاوت خواهد بود، به طوری که با افزایش انرژی الکترون فرودی، میزان نفوذ

۵. مراجع

- [۱] مایر هوف، والتس، مبانی فیزیک هسته‌ای، ترجمه رحیمی، محمدفهاد، انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد، چاپ پنجم، ۱۳۸۰.
- [2] Knoll, Glenn F., *Radiation Detectibn and Measurement*, third edition, John Wiley & Sons, Inc. 1999.
- [3] Gifford, Kent A., *Electron beams: physical principles and dosimetry*, Department of radiation physics, UTM. D. Anderson cancer center, 2010.
- [4] Mowlavi, Ali Asghar, Fornasier, Maria Rosa, de Denaro Mario. *Thyroid volume's influence on energy deposition from ^{131}I calculated by Monte Carlo*
- (MC) simulation, Radiology and oncology journal, 2010.
- [5] McConn Jr. RJ; Gesh. CJ; Pagh. RT; Rucker. RA; Williams. RG. *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*, Pacific Northwest National Laboratory, 2011.
- [6] Halperin, Edward C., Perez, Carlos A., Brady, Luther W.. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*, 5th. edition, 2008.
- [7] Kudchadker R. J., Antolak J. A., Morrison W. H., Wong P. F., Hogstrom K. R., *Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy*,

[8] Leo, W.R., *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Springer, Germany, 1994.

Journal of applied clinical medical physics, Vol 4, Number 4, 2003.