

تعیین بازه مناسب انرژی پروتون در درمان غده تیروئید و محاسبه درصد توزیع انرژی پروتون و نوترون حاصل از واکنش (p,n) در این غده 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، از کد MCNPX نسخه ۲/۶ برای شبیه‌سازی پروتون تراپی غده تیروئید استفاده شده است. فانتوم گردن شبیه‌سازی شده به صورت استوانه‌ای شامل لایه پوست، چربی زیر پوست، ماهیچه اسکلتی و غده تیروئید (به صورت بیضی گون) است. چشمه پرتوی بیرون فانتوم، نزدیک سطح پوست قرار گرفته است و پروتون‌های تک‌انرژی به صورت عمود بر سطح پوست تابیده می‌شوند. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد با فرض وجود غده تیروئید در عمق ۱/۱۲ cm زیر سطح پوست و ضخامت ۲cm، بازه مناسب انرژی پروتون برای پوشش کامل تیروئید ۴۲ تا ۷۴ MeV است. سهم توزیع انرژی پروتون و نوترون حاصل از واکنش (p,n) در این بازه انرژی برای این غده به ترتیب ۹۲-۵۲ و ۸۷-۸۲ درصد است. منحنی میانگین انرژی ذخیره شده پروتون و نوترون برحسب انرژی پروتون فرودی در غده تیروئید روند صعودی داشته و از معادله چندجمله‌ای درجه دوم پیروی می‌کند.

کلیدواژگان: کد MCNPX، فانتوم، واکنش (p,n).

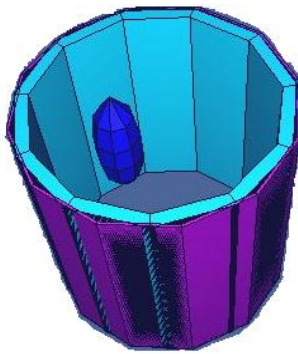
۱. مقدمه

برهم‌کنش آن با ماده افزایش می‌یابد. این امر سبب افزایش دُز پرتوی دریافتی توسط این بخش از ماده می‌شود. به این ترتیب، در انتهای منحنی‌های توزیع دُز ذره باردار بر حسب عمق نفوذ از سطح ماده، قله‌ای ایجاد می‌شود. به این منحنی، منحنی براگ و به قله موجود در منحنی، قله براگ گفته می‌شود. بیشترین توزیع دُز ذره باردار حین عبور از ماده 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 قله براگ منحنی توزیع دُز در عمقی که تومور در آن واقع شده، قرار گیرد. به این ترتیب، بیشترین انتقال انرژی ذره باردار به بافت سرطانی منتقل شده و سبب آسیب آن می‌شود [۳].

پرتودرمانی روشی مناسب برای درمان تومورهای واقع در بافت‌های مختلف بدن است. بیشترین تلاش در پرتودرمانی بر این نکته معطوف شده است که تا حد امکان، ناحیه تومور حداکثر مقدار انرژی و بافت‌های سالم اطراف آن، برای جلوگیری از کمترین میزان آسیب، حداقل مقدار انرژی را از پرتو فرودی دریافت کنند. با استفاده از ذرات باردار، نظیر پروتون‌های پرتو و یون‌های کربن، این امر امکان‌پذیر است [۱ و ۲].

هنگامی که ذره بارداری از میان یک ماده عبور می‌کند، سبب یونش اتم‌های ماده می‌شود. این امر باعث می‌شود که در طول مسیر عبور ذره پرتوی در ماده هدف نهشت یابد. با کاهش انرژی ذره باردار در طول مسیر عبور از درون ماده، سطح مقطع

۱۰cm غده و شعاع آن ۵ cm است. غده تیروئید به صورت بیضوی با نیم‌قطرهای ۱cm، ۱cm و ۳cm شبیه‌سازی شده است که مرکز آن در عمق ۲/۱۲cm از سطح پوست واقع است. ضخامت پوست ۰/۱cm، چربی زیر پوست ۰/۵cm است و بقیه فضای گردن شامل ماهیچه‌های اسکلتی است. در شکل (۱)، فانتوم گردن شبیه‌سازی شده توسط کد MCNPX نشان داده شده است. با توجه به شکل، بیرونی‌ترین لایه بیانگر لایه پوست، لایه بعدی بیانگر چربی، بیضی بیانگر غده تیروئید و بقیه فضای داخل استوانه شامل ماهیچه اسکلتی است. چشمه پرتوی به صورت نقطه‌ای در نظر گرفته شده که نزدیک سطح پوست قرار گرفته است و پروتون‌های تک‌انرژی را به صورت عمود بر سطح پوست می‌تاباند.



شکل ۱: فانتوم شبیه‌سازی شده گردن.

لایه بیرونی بیانگر پوست، لایه داخلی بیانگر چربی، ناحیه بیضی گون بیانگر غده تیروئید و بقیه فضای داخل استوانه بیانگر ماهیچه اسکلتی است.

۳. نتایج

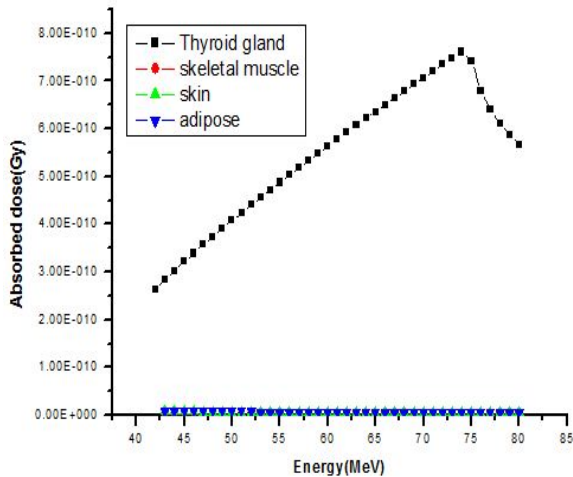
نتایج شبیه‌سازی توسط کد نشان می‌دهد با توجه به اینکه غده تیروئید در عمق ۱/۱۲cm زیر سطح پوست قرار گرفته و ضخامت آن ۲cm است، بازه مناسب انرژی پروتون برای پوشش کامل این غده ۴۲MeV تا ۷۴MeV است. در شکل (۲) این موضوع دیده می‌شود. در این شکل، منحنی انرژی ذخیره‌شده در واحد حجم فانتوم گردن بر حسب عمق نفوذ از سطح پوست،

پروتون‌های پراانرژی در طول مسیر حرکت خود در داخل بافت بدن انحراف زاویه‌ای کمی در انتهای مسیر حرکت خود دارند. به این ترتیب، با تغییر انرژی پروتون فرودی، قله براگ می‌تواند در هر مکانی که تومور قرار داشته باشد، واقع شود و بیشترین انرژی ممکن را به آن منتقل کند. مزیت اصلی پروتون تراپی نسبت به فوتون تراپی توزیع جای‌گزیده‌دز آن است. این امر باعث می‌شود بافت‌های سالم اطراف تومور با کمترین میزان آسیب مواجه شوند [۲ و ۴]. این ویژگی‌ها پروتون تراپی را به‌عنوان یک انتخاب مناسب برای درمان تومورهای نزدیک بافت‌های حساس نظیر نخاع، چشم، تیروئید و مغز می‌سازد [۴]. پروتون تراپی به‌طور مؤثر برای تومورهای شش، پروستات، مغز، سر، گردن و چشم به‌کار رفته است [۵-۹].

۲. روش

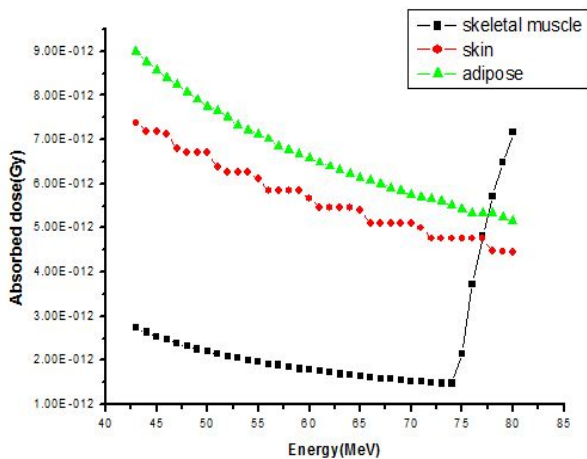
MCNPX کد شبیه‌سازی بسیار مفیدی برای شبیه‌سازی تراپردزات براساس روش مونت کارلو است که می‌تواند مسیر ۴۰ ذره را در عبور از مواد مختلف شبیه‌سازی کند. این کد بر مبنای فرترن ۹۰ نوشته شده است [۱۰]. در این کار، از فانتوم گردن شبیه‌سازی شده توسط کد MCNPX نسخه ۲/۶ بهره گرفته شده است. ترکیبات مواد به‌کاررفته در بافت‌ها، درصد و چگالی آن‌ها از گزارشات کمیسیون بین‌المللی حفاظت پرتوی^۱ (ICRP) استخراج شده است [۱۱]. غده تیروئید پروانه‌ای شکل است و از دو لب تشکیل شده است. هر لب تیروئید سالم ۴ تا ۶ سانتی‌متر طول و ۱/۳ تا ۱/۸ سانتی‌متر ضخامت دارد. اندازه آن‌ها در اثر کارکرد غیرطبیعی غده تیروئید می‌تواند تغییر کند [۱۲]. به‌نظر می‌رسد نزدیک‌ترین شکل به هر لب غده تیروئید که توسط کد MCNPX قابل شبیه‌سازی باشد، بیضی گون است. بر این مبنا فانتوم ساده‌شده گردن استوانه‌ای در نظر گرفته شده که ارتفاع آن

1. International Commission on Radiological Protection



شکل ۳: منحنی دُز جذبی بخش‌های مختلف فانتوم گردن به‌ازای انرژی پروتون فرودی

در شکل (۴) منحنی دُز جذبی بافت‌های چربی، پوست و ماهیچه اسکلتی فانتوم گردن برحسب انرژی پروتون فرودی نشان داده شده است. روند نزولی دُز جذبی در بازه مناسب انرژی پروتون فرودی برای پروتون تراپی تیروئید برای این بافت‌ها قابل مشاهده است.

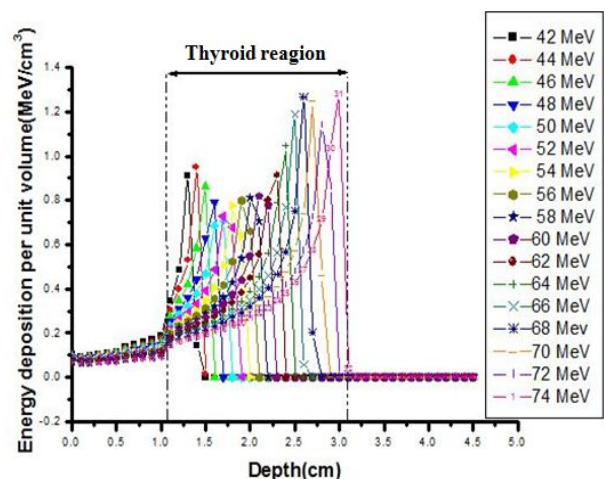


شکل ۴: منحنی دُز جذبی چربی، پوست و ماهیچه اسکلتی فانتوم گردن بر حسب انرژی پروتون فرودی

شکل‌های ۵ و ۶ به‌ترتیب، بیانگر منحنی‌های انرژی ذخیره‌شده در واحد سطح ناشی از پروتون و نوترون برای

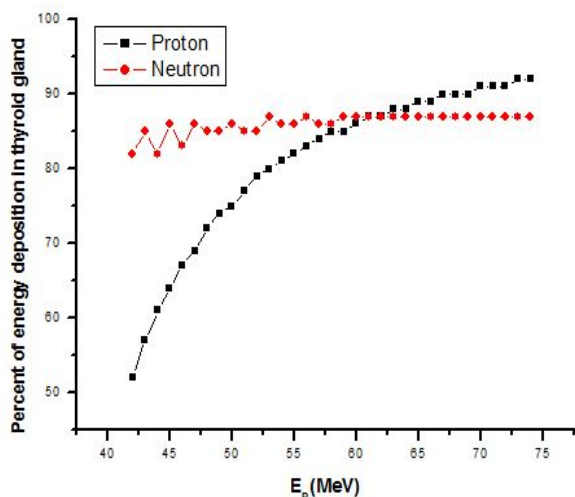
برای پروتون‌های فرودی در بازه انرژی ۴۲ MeV تا ۷۴ MeV نشان داده شده است. مولوی و همکاران این بازه انرژی را ۴۲ تا ۵۴ MeV به‌دست آورده‌اند. با این تفاوت که غده تیروئید را به‌صورت استوانه‌ای شکل به شعاع ۰/۷ cm و ارتفاع ۱۰ cm در نظر گرفته‌اند [۱۳]. از اینجا می‌توان فهمید که تعیین بازه مناسب انرژی پروتون وابسته به ضخامت غده تیروئید است. بنابراین، قبل از شروع درمان فرد باید ضخامت غده تیروئید و موقعیت دقیق تومور داخل آن به دقت توسط تکنیک‌های تصویربرداری پزشکی مشخص شود.

دُز جذبی به‌صورت میزان انرژی جذب‌شده از پرتوها در واحد جرم ماده هدف تعریف می‌شود. یکای آن ژول بر کیلوگرم می‌باشد که نام ویژه آن گری است و با Gy نمایش می‌دهیم [۱۴]. در شکل (۳)، منحنی دُز جذبی برحسب انرژی پروتون فرودی برای بخش‌های مختلف فانتوم گردن نمایش داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود از انرژی ۴۲ MeV تا ۷۴ MeV دُز جذبی در تیروئید روند صعودی پیدا کرده است. بعد از انرژی ۷۴ MeV با روند نزولی کاهش دُز جذبی در تیروئید مواجه هستیم. این امر دلیل دیگری بر صحت انتخاب بازه مناسب انرژی پروتون برای درمان تیروئید است.



شکل ۲: منحنی انرژی ذخیره‌شده در واحد حجم فانتوم گردن بر حسب عمق نفوذ از سطح پوست

در شکل (۷)، منحنی درصد توزیع انرژی پروتون و نوترون حاصل از واکنش (p,n) در غده تیروئید برحسب انرژی پروتون فرودی نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در بازه انرژی ۴۲MeV تا ۷۴MeV درصد توزیع انرژی پروتون روند صعودی داشته (۵۲-۹۲ درصد)، درحالی‌که برای نوترون تقریباً دارای مقدار ثابتی است (۸۲-۸۷ درصد).

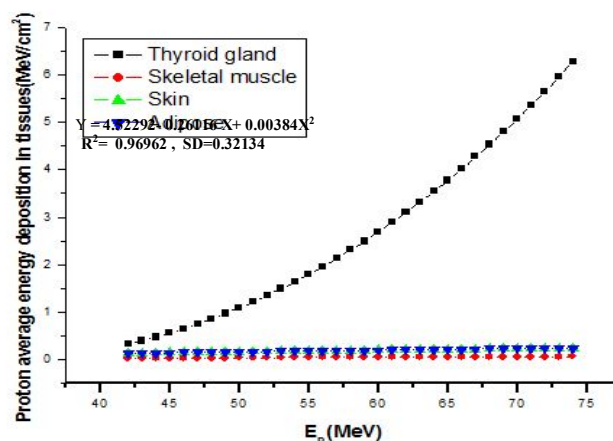


شکل ۷: منحنی درصد توزیع انرژی پروتون و نوترون در غده تیروئید به‌ازای انرژی پروتون فرودی

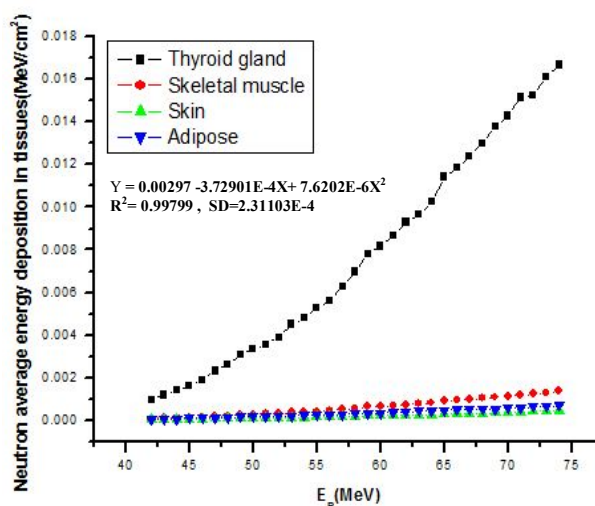
۴. بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج شبیه‌سازی، بازه مناسب انرژی پروتون برای پوشش کامل غده تیروئید ۴۲MeV تا ۷۴MeV است، با فرض اینکه این غده در عمق ۱/۱۲cm از سطح پوست واقع شده و ضخامت آن ۲cm است. در بازه مورد بررسی با افزایش انرژی پروتون فرودی میانگین انرژی ذخیره‌شده پروتون و نوترون در غده تیروئید، روند صعودی داشته و از معادله درجه دوم پیروی می‌کند. همچنین مقدار این کمیت در این غده در مقایسه با سایر بافت‌های گردن بسیار بیشتر است. با افزایش انرژی پروتون فرودی در بازه مناسب انرژی مورد بررسی، درصد توزیع انرژی پروتون، روند صعودی داشته و از ۵۲ تا ۹۲ درصد متغیر است، درحالی‌که برای نوترون تقریباً دارای مقدار ثابتی است (۸۲-۸۷ درصد).

بخش‌های مختلف فانتوم گردن برحسب انرژی پروتون فرودی است. با توجه به شکل‌ها در بازه ۴۲MeV تا ۷۴MeV، با افزایش انرژی پروتون فرودی میانگین انرژی ذخیره‌شده پروتون و نوترون در غده تیروئید، روند صعودی داشته و از معادله چندجمله‌ای درجه دوم پیروی می‌کند. همچنین، مقدار این کمیت در غده تیروئید، در مقایسه با سایر بافت‌های گردن بیشتر است. به‌گونه‌ای که با افزایش انرژی پروتون فرودی این اختلاف بسیار چشمگیر می‌شود.



شکل ۵: منحنی میانگین انرژی ذخیره‌شده پروتون در واحد سطح بافت‌های مختلف گردن برحسب انرژی پروتون فرودی



شکل ۶: منحنی میانگین انرژی ذخیره‌شده نوترون در واحد سطح بافت‌های مختلف گردن برحسب انرژی پروتون فرودی

۵. مراجع

- [1] Attanasi, F., Belcari, N., Camarda, M., Guerra, A.D., Moehrs, S., Rosso, V., Vecchio, S., Lanconelli, N., Cirrone, G.A.P., Di Rosa, F., Russo, G., *Experimental validation of the filtering approach for dose monitoring in proton therapy at low energy*. Phys. Med. 24, 102–106. 2008.
- [2] Levin, W.P., Kooy, H., Loeffler, J.S., de Laney, T.F., *Proton beam therapy*. British J. Cancer 93, 849–854. 2005.
- [3] Thomas A. Trikalinos, Teruhiko Terasawa, Stanley Ip, Gowri Raman, Joseph Lau, *Particle Beam Radiation Therapies for Cancer*, Agency for healthcare research and quality (AHRQ). 2009.
- [4] Kraft, G., *Tumor therapy with heavy charged particles*. Prog. Part. Nucl. Phys. 45, 473–544. 2000.
- [5] Smith, A.R., *Proton therapy*. Phys. Med. Biol. 51, R491–R504. 2006.
- [6] Widesott, L., Amichetti, M., Schwarz, M., *Proton therapy in lung cancer: clinical outcomes and technical issues*. A systematic review. Radiother. Oncol. 86, 154–164. 2008.
- [7] Steneker, M., Lomax, A., Schneider, U., *Intensity modulated photon and proton therapy for the treatment of head and neck tumors*. Radiother. Oncol. 80 (2), 263–267. 2006.
- [8] Baker, C.R., Quine, T.E., Brunt, J.N.H., Kacperek, A., *Monte Carlo simulation and polymer gel dosimetry of 60 MeV clinical proton beams for the treatment of ocular tumors*. Appl. Radiat. Isot. 67, 402–405. 2008.
- [9] Vargas, C., Wagner, M., Mahajan, C., Indelicato, D., Fryer, A., Falchook, A., Horne, D., Chellini, A., McKenzie, C., Lawlor, P., Li, Z., Lin, L., Keole, S., *Proton therapy coverage for prostate cancer treatment*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 70 (5), 1492–1501. 2008.
- [10] Mowlavi, Ali Asghar, Fornasier, Maria Rosa, de Denaro Mario. *Thyroid volume's influence on energy deposition from ^{131I} calculated by Monte Carlo (MC) simulation*, Radiology and oncology journal, 2010.
- [11] McConn Jr. R.J.; Gesh. C.J.; Pagh. R.T.; Rucker. R.A.; Williams. R.G. *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*, Pacific Northwest National Laboratory, 2011.
- [12] www.meded.virginia.edu/courses/rad/Thyroid_Ultrasound/01intro/intro-01-02.html.
- [13] Mowlavi, Ali Asghar, Fornasier, Maria Rosa, de Denaro Mario, *Calculation of energy deposition, photon and neutron production in proton therapy of thyroid gland using MCNPX*, Applied Radiation and Isotopes, 2011.
- [14] Leo, W.R., *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Springer, Germany, 1994.