مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
جلد پنجم، شماره اول، بهار ۱۳۸۵، ۱۰-۷

محاسبه دز جذبی ناشی از ^{131}I در تیرویید با استفاده از کد MCNP برای دو میدان کروی و استوانه‌ای

دکتر علی اصغر مولوی[۱]، علی‌رضا بینش[۲]

دریافت مقاله: ۱۳۸۳/۱۰/۱٤ اصلاح نهایی: ۱۳۸٤/۱۱/۲٦ پذیرش مقاله: ۱۳۸۵/۳/۳

چکیده

زمینه و هدف: رادیوایزوتوپ ^{131}I در درمان پرکاری و سرطان تیرویید به طور گسترده استفاده می‌شود. از این رو محاسبه دقیق دز جذبی در تیرویید و دیگر اعضای بدن حائز اهمیت است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش، با توجه به روش MIRD و با استفاده از کد محاسباتی MCNP، دُز جذبی ناشی از چشمه رادیواکتیو ^{131}I برای تیرویید با جرم و اندازه معین محاسبه شده است.

یافته‌ها: نتایج حاصل از دو هندسه در نظر گرفته شده برای هر لوپ تیرویید (کروی و استوانه‌ای) با یکدیگر مقایسه شده است. نتایج محاسبات نشان می‌دهد که اگر جرم تیرویید از ۲۰ گرم تا ۷۰ گرم تغییر کند، دُز جذبی به ازای یک واپاشی ۴/۲٪ افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان می‌دهد که اولاً در یُد درمانی، بایستی به جای جرم کل تیرویید از روش‌های دقیق برآورد جرم فعال غده تیرویید استفاده شود. ثانیاً در محاسبه دز تجویزی برای درمان پرکاری و سرطان تیرویید، تغییرات دز جذبی بر حسب جرم تیرویید نیز مورد توجه قرار گیرد، زیرا دُز جذبی به ازای یک واپاشی وابسته به جرم تیرویید است.

واژه‌های کلیدی: دُز جذبی، رادیوایزوتوپ ^{131}I، روش MIRD، کد محاسباتی MCNP، غده تیرویید

مقدمه

کاربرد ایزوتوپ‌های پرتوزا در پزشکی به دو بخش کاربردهای درمانی و تشخیصی تقسیم می‌شود. ^{131}I از جمله رادیو ایزوتوپ‌های مناسب در تشخیص و درمان پرکاری و سرطان‌های تیرویید است [۲-۱]. این رادیو ایزوتوپ به صورت یدور سدیم نشاندار (NaI^*) محلول در آب به بیمار خورانده می‌شود. ید رادیواکتیو پس از جذب در غده تیرویید تجمع می‌یابد. از مقایسه آهنگ شمارش در ناحیه گردن مریض و فانتوم استاندارد گردن، میزان شدت عوارض تیرویید مشخص می‌گردد [۴]. در فرآیند ید درمانی، محاسبه دقیق دز جذبی در تیرویید و دیگر اعضای بدن از اهمیت زیادی برخوردار است.

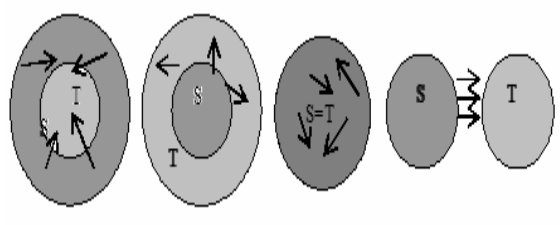
کد محاسباتی MCNP [۴] یک ابزار توانمند برای شبیه‌سازی ترابرد تابش‌ها و محاسبه دُز است [۷-۵]. در این پژوهش به روش MIRD و به کمک روش مونت کارلو و با استفاده از کد محاسباتی MCNP مقدار دُز جذبی به ازای یک واپاشی محاسبه شده است. کمیته دز تابش داخلی درمانی (MIRD) انجمن پزشکی هسته‌ای برای محاسبه جذب جزئی

۱- (نویسنده مسئول) استادیار گروه آموزشی فیزیک دانشکده علوم دانشگاه تربیت معلم سبزوار
تلفن: ۰۵۷۱-۴۴۱۰۱۰۵ ، فاکس: ۰۵۷۱-۴۴۱۱۱۶۱ پست الکترونیکی: amowlavi@sttu.ac.ir
۲- دانشور و عضو هیأت علمی گروه آموزشی فیزیک دانشگاه پیام نور فریمان

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-29]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1385.5.1.2.7]

انرژی گاما در اندام‌ها و بافت‌ها روشی ارایه داده است که با آن می‌توان دز جذب شده در اندام هدف (T) و اندام چشمه (S) که ایزوتوپ پرتوزا در آن به طور یکنواخت توزیع شده است را محاسبه کرد [۱۰-۸]. این روش مبتنی بر کسر جذبی (Φ) است، که عبارت است از کسری از انرژی تابش شده از اندام چشمه که در اندام هدف جذب می‌گردد:

$$\text{کسر جذبی } \Phi = \frac{\text{انرژی جذب شده درهدف}}{\text{انرژی گسیل شده از چشمه}}$$



شکل ۱: چهار وضعیت مختلف اندام‌های چشمه و هدف [۱۰].

به روش مونت کارلو می‌توان کسرهای جذبی برای چهار وضعیت اندام‌های چشمه وهدف نشان داده شده در شکل ۱ را محاسبه کرد. روش مونت کارلو مبتنی بر گام زدن تصادفی است که با آن هر فرآیند آماری یا شبه آماری مثل ترابرد تابش‌ها را می‌توان شبیه‌سازی کرد. در این روش تاریخچه تک تک ذرات گسیلی از چشمه دنبال می‌شود و متوسط کمیت‌های مورد نظر نظیر انرژی ذخیره شده در اندام هدف، محاسبه می‌گردد. مزیت روش مونت کارلو بر سایر روش‌ها، توانمندی آن در شبیه‌سازی هر نوع هندسه و مواد است. کد محاسباتی MCNP توانایی انجام محاسبات ترابرد نوترون، گاما و الکترون به روش مونت کارلو را دارد [۴].

مواد و روش‌ها

روش محاسبات: محاسبه دز به روش MIRD مبتنی بر چند پیش فرض است که مهم‌ترین آن‌ها توزیع یکنواخت ماده رادیواکتیو در اندام هدف یا تومور است.

محاسبه دُز برای یک کره هم ارز بافت: ابتدا محاسبات دزیمتری برای یک کره تشکیل شده از ماده هم ارز بافت به جرم ۰/۶kg که ۱ MBq، از ماده رادیواکتیو ^{131}I در آن بطور یکنواخت پخش شده است، انجام داده‌ایم. برای این منظور می‌توان با استفاده از تالی F6 (Tally) برای پرتوهای گاما و از تالی F8* برای پرتوهای الکترون مقدار انرژی جذب شده را به ازای یک واپاشی با MCNP محاسبه نمود. نتایج حاصل برای کره هم ارز بافت عبارتند از:

$F8^* = 0.043358(1\pm0.003)$ MeV/t برای پرتوهای بتاها

$F6 = 7.22632\times10^{-5}(1\pm0.004)$ MeV/gr برای فوتون

$$E_{total} = E_e(\beta)+E_e(\gamma) = F6\times m(kg) + F8^* = 7.22623\times10^{-5}\times600 + 0.1748 = 0.218158 \text{ MeV/t}$$

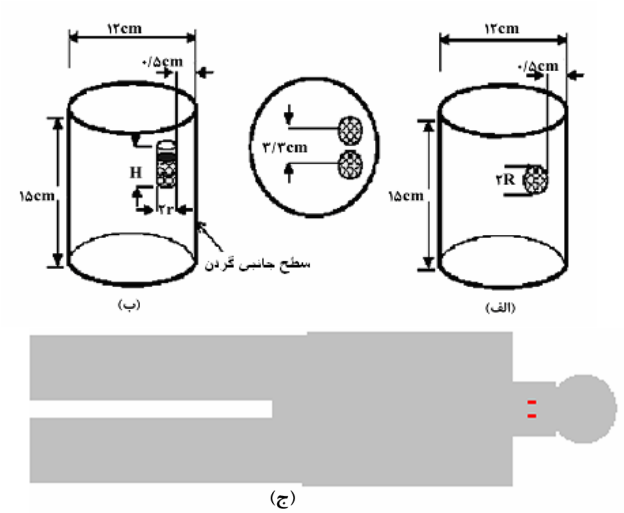
در نتیجه آهنگ دز عبارت است از:

$$\dot{D} = \frac{[qBq\times ltps/Bq\times E_e MeVt\times1.6\times10^{-13}J/MeV\times8.64\times10^{4}s/d]}{m\ kg} = 0.00502636 \text{ Gy/d}$$

که $E_e(\beta)$ و $E_e(\gamma)$ به ترتیب انرژی جذب شده بتاها و فوتون‌ها برحسب MeV به ازای یک واپاشی است. این نتیجه با آنچه H.Cember گزارش کرده است توافق بسیار خوبی دارد [۱۰].

نتایج

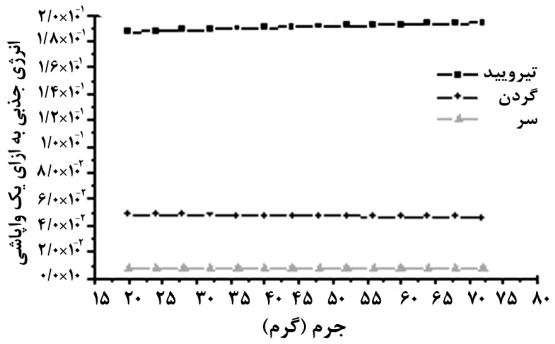
محاسبات دز برای تیرویید: در شبیه‌سازی بدن و محاسبه دز دریافتی ناشی از تیرویید به کمک کد MCNP ، فانتوم‌های بدن و گردن را مطابق شکل ۲ در نظر گرفته‌ایم و مقدار دز جذبی در تیرویید و بقیه بدن را برای دو هندسه کروی و استوانه‌ای هر لوپ غده تیرویید محاسبه نموده‌ایم. توجه به این نکته ضروری است که تالی‌های خروجی MCNP به ازای یک ذره چشمه است، و برای فعالیت‌های پرتوزایی و نیمه عمرهای موثر می‌توان مقدار دز جذبی را محاسبه نمود.



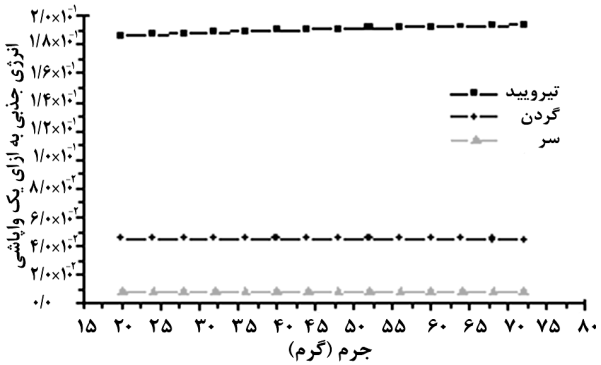
شکل ۲: الف) فانتوم گردن با لوپ کروی برای تیرویید [۱۱]، ب) فانتوم گردن با لوپ استوانه‌ای برای تیرویید [۱۱]،ج) فانتوم بدن مورد استفاده برای محاسبات MCNP.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-29]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1385.5.1.2.7]

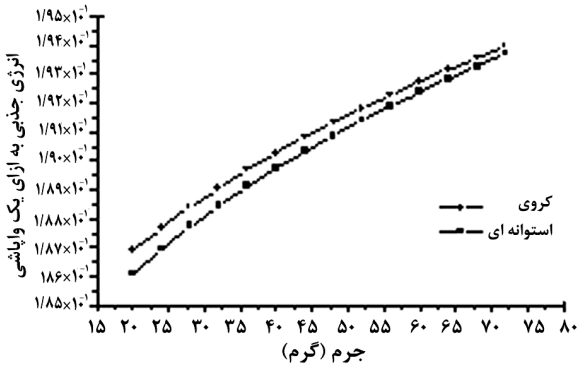
نمودارهای ۱ و ۲ تغییرات مقدار کسر جذب شده کل به ازای یک واپاشی در تیرویید، گردن و سر بر حسب جرم غده تیرویید را برای دو وضعیت هندسی نشان می‌دهند. در نمودار ۳ کسر جذبی کل برای تیرویید بر حسب جرم برای دو هندسه کروی و استوانه‌ای نشان داده شده است، دیده می‌شود که دُز جذبی در تقریب کروی، به خاطر بزرگ‌تر بودن نسبت حجم به سطح آن از حالت استوانه‌ای بیشتر است. برای وضعیت واقعی‌تر که هر لوپ غده تیرویید به شکل بیضی‌گون است، دز جذبی بین دو حالت فوق می‌باشد. شکل و اندازه دقیق بافت پرکار یا فعال تیرویید معمولاً به روش سانتی‌گرافی اندازه‌گیری و تعیین می‌شود [۲،۱۱]. در تمام محاسبات انجام شده در این پژوهش، خطای نسبی کمتر از ۰/۵٪ بوده است.



نمودار ۱: انرژی کل جذب شده در تیرویید با لوپ کروی به ازای یک واپاشی.



نمودار ۲: انرژی کل جذب شده در تیرویید با لوپ استوانه‌ای به ازای یک واپاشی.



نمودار ۳: مقایسه انرژی کل جذب شده در تیرویید با لوپ کروی و تیرویید با لوپ استوانه‌ای به ازای یک واپاشی.

نیمه عمر بیولوژیکی ید حدود ۳۳ روز است که با توجه به نیمه عمر فیزیکی آن، نیمه عمر مؤثر حدود ۶/۴۳ روز است. در این صورت رابطه واپاشی عبارت است از:

$$q(t) = q_0 e^{-\lambda_e t} \qquad , \quad \lambda_e = \frac{\mathrm{Ln}(2)}{(t_{1/2})_e}$$

که λ_e ثابت واپاشی مؤثر و $(t_{1/2})_e$ نیم عمر مؤثر است.

آهنگ دُز جذبی در تیرویید به صورت زیر است:

$$\dot{D} = \frac{q(t) \times 1\mathrm{tps}/\mathrm{Bq} \times E_e \mathrm{MeV}/t \times 1.6\times10^{-13}\mathrm{J}/\mathrm{MeV}}{m \quad kg}$$

به این ترتیب دز کل از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

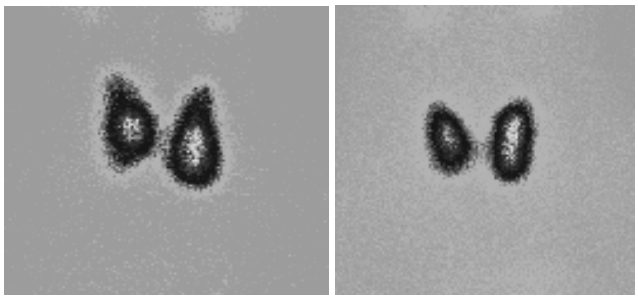
$$D = \frac{1tps/Bq \times E_e MeV/t \times 1.6\times10^{-13} J/MeV}{m \quad kg} \int q(t)dt$$

بنابراین با توجه به رابطه فوق و داشتن کسر جذبی که به روش مونت کارلو در این مقاله به محاسبه آن پرداختیم، به سادگی دز کل محاسبه می‌شود.

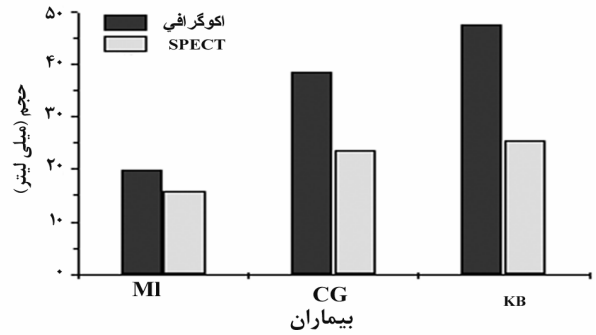
بحث

محاسبات مونت کارلوی انجام شده با کد MCNP نشان می‌دهد که اگر جرم تیرویید از ۲۰ گرم تا ۷۰ گرم تغییر کند، کسر جذبی برای هندسه کروی ۳/۷۸٪ و برای حالت استوانه‌ای ۴/۲۷٪ افزایش می‌یابد. بعضی از منابع خطا در برآورد دُز جذبی یک اندام عبارتند از درصد برداشت رادیو دارو توسط اندام هدف، فعالیت هدف، نیمه عمر مؤثر و برآورد جرم اندام [۱۴-۱۲]؛ که در ید درمانی برآورد دقیق جرم تیرویید بسیار حائز اهمیت می‌باشد. در شکل ۳ تصویر تیرویید دو بیمار که به روش SPECT با دوربین گاما تهیه شده نشان داده شده است. نمودار ۴ نیز نتایج برآورد حجم تیرویید سه بیمار به دو روش اکوگرافی و SPECT را نشان می‌دهد. به وضوح دیده می‌شود که تفاوت حجم کل با حجم فعال تیرویید قابل ملاحظه است.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-29]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1385.5.1.2.7]



شکل ۳: تصویر تیرویید دو بیمار که به روش SPECT با دوربین گاما تهیه شده است.



نمودار ٤: نتایج برآورد حجم تیرویید سه بیمار به روش اکوگرافی و SPECT.

نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که اولاً بهتر است در یُد درمانی، از روش‌های دقیق برآورد جرم فعال غده تیرویید استفاده شود؛ یعنی بجای استفاده از روش‌هایی نظیر تخمین لمسی، MRI و اکوگرافی که جرم کل تیرویید را برآورد می‌نمایند؛ از روش‌هایی مانند عکس‌برداری SPECT و سانتی‌گرافی که به کمک آن‌ها می‌توان جرم توده فعال تیرویید را که اندازه‌گیری نمود، استفاده شود. ثانیاً در محاسبه دز تجویزی برای درمان پرکاری و سرطان تیرویید، تغییرات دز جذبی برحسب جرم تیرویید نیز مورد توجه قرار گیرد، زیرا دُز جذبی به ازای یک واپاشی وابسته به جرم تیرویید است و اگر جرم تیرویید از ۲۰ گرم تا ۷۰ گرم تغییر کند، کسر جذبی برای هندسه کروی ۳/۷۸٪ و برای حالت استوانه‌ای ۴/۲۷٪ افزایش می‌یابد. بعضی از منابع خطا در برآورد دُز جذبی یک اندام عبارتند از درصد برداشت رادیو دارو توسط اندام هدف، فعالیت هدف، نیمه عمر مؤثر و برآورد جرم اندام [۱۴-۱۲]؛ که در ید درمانی برآورد دقیق جرم تیرویید بسیار حائز اهمیت می‌باشد. نتایج این پژوهش می‌تواند در بهینه کردن دُز تجویزی به بیمار و افزایش دقت آن مورد استفاده قرار گیرد.

References

[1] Vini L, Harmer C. Radioiodine treatment for differentiated thyroid cancer. *Clin Oncl (Rcoll Radiol),* 2000; 12(6): 365-72.

[2] Matheoud R, Canzi C, Reschini E, Zito F, Voltini F, Gerundini P. Tissue-specific dosimetry for radioiodine therapy of the autonomous thyroid nodule. *Med Phys,* 2003; 30(5): 791-8.

[3] Erdi YE, Macapinlac H, Larson SM, Erdi AK, Yeung H, Furhang EE, et al. Radiation Dose Assessment for I-131 Therapy of Thyroid Cancer Using I-124 PET Imaging. *Clin Positron Imaging,* 1999; 2(1): 41-6.

[4] Briesmeister JF. MCNP Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C, Los Alamos National Laboratory, 2000.

[5] Sohrabpour M, Hassanzadeh M, Shahriari M, Sharifzadeh M. Gamma irradiator dose mapping simulation using the MCNP code and benchmarking with dosimetry. *Appl Radiat. Isot*, 2002; 57(4): 537-42.

[6] Oliveria C, Salgado J. Isodose distributions and dose uniformity in the poruguese gamma irradiation facility calculated using the MCNP code. *Radiat Phys Chem*, 2001; 61(4): 791-3.

[7] Sohrabpour M, Hassanzadeh M, Shahriari M, Sharifzadeh M. Dose distribution of IR-136 irradiator using a Monte Carlo code and comparison with dosimetry. *Appl Radiat Isot*, 2002; 63(3-6): 769-72.

[8] Loevinger R, Budinger T, Watson E. MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations, Society of Nuclear Medicine, NewYork, 1988.

[9] Watson EE. The MIRD Method of Internal Dose Methodology, Medical Physics Publishing, Madison, 1994.

[10] Cember H, Introduction to Health Physics, 3rd ed, McGraw Hill Inc, NewYork, 1996; pp: 185-92.

[11] van Isselt JW, de Klerk JM, van Rijk PP, van Gils APG, Polman LJ, Kamphuis C, et al. Comparison of methods for thyroid volume estimation in patients with Graves' disease. *Eur J Nucl Med Mol Imaging,* 2003; 30(4): 525-31.

[12] Kramer GH, Hauck BM, Chamberlain MJ. Biological half-life of iodine in adults with intact thyroid function and in athyreotic persons. *Radiat Prot Dosimetry*, 2002; 102(2): 129-35.

[13] Ying M, Brook F, Ahuja A, Metreweli C. The value of thyroid parenchymal echogenicity as an indicator of pathology using the sternomastoid muscle for comparison, *Ultrasound Med Bio*, 1998; 24(8): 1097-105.

[14] Zaidi H. Comparative methods for quantifying thyroid volume using planer imaging and SPECT. *J Nucl Med,* 1996; 37(8): 1421-26.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1385.5.1.2.7]