دوماهنامه طبّ جنوب
پژوهشکده زیست-پزشکی خلیج فارس
دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بوشهر
سال نوزدهم، شماره ۳، صفحه ۴۳۴ – ۴۲۵ (مرداد و شهریور ۱۳۹۵)

Iran South Med J 2016;19(3): 425-434

تعیین دز جذبی ارگان‌های بیماران تحت سنتی‌گرافی کلیه با استفاده از روش دزیمتری MIRD

شکوفه پیردومویی[۱]، مسعود مصلحی [۱*]، احمد شانئی [۱]

[۱] گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

(دریافت مقاله: ۹۳/۹/۲۵- پذیرش مقاله: ۹۴/۴/۱۵)

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

چکیده

زمینه: اسکن کلیه یکی از روش‌های تشخیصی در مرکز پزشکی هسته‌ای برای تشخیص بیماری‌های کلیوی است، با تمام مزایای تصاویر پزشکی هسته‌ای بدون شک کار با مواد پرتوزا مشکلات متعددی را به همراه خواهد داشت، به همین علت اندازه‌گیری دز جذبی هر روش برای ارزیابی خطر و سود آن مفید است. هدف ما از انجام این مطالعه محاسبه دز جذبی ارگان کلیه‌ها، کبد، طحال و مثانه در سنتی‌گرافی کلیه بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه به هر یک از بیماران مقدار ۱۰ mCi رادیو داروی ^{99m}Tc-EC تزریق شد. تصویربرداری از بیماران توسط دوربین گاما، در مدت زمان‌های ۲، ۳۰، ۶۰، ۱۸۰ دقیقه بعد از تزریق به‌دست آمد، در هر یک از زمان‌ها با رسم ROI روی هر یک از ارگان‌ها و سپس با روش تلفیق نماها مقدار اکتیویته به‌دست آمد. در نهایت توسط روش MIRD مقدار دز جذبی محاسبه شد.

یافته‌ها: دز جذبی به ازای اکتیویته تجویزی برای ارگان‌های کلیه‌ها، کبد، طحال و مثانه به ترتیب ۱۳/۶۶±۰، ۱/۲۴±۲/۰، ۲/۳۸±۲/۰، ۴۳/۳±۳۳۵/۳ میلی‌راد بر میلی‌کوری به‌دست آمد.

نتیجه‌گیری: در این مطالعه مثانه ماکزیمم دز جذبی و کبد مینیمم دز جذبی را دریافت کردند. همچنین، نتایج به‌دست آمده در این مطالعه تطابق خوبی را با گزارش ICRP no.106 نشان دادند.

واژگان کلیدی: دز جزبی، روش تلفیق نماها، MIRD، سنتی‌گرافی، ارگان

[*] اصفهان، خیابان هزار جریب، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی

Email : mmoslehi_m@yahoo.com

مقدمه

پزشکی هسته‌ای یکی از کاربردهای مواد پرتوزا[1]، در تشخیص و درمان بیماری‌هاست. روش‌های پزشکی هسته‌ای، به این علت که شامل داده‌های فیزیولوژیکی هستند، از ارزش بسیاری برخوردارند (۱).

در پزشکی هسته‌ای مقداری رادیودارو[2] به بیمار تزریق می‌شود. سپس، با ایجاد تصاویر رادیونوکلوئیدی[3] برای ارزیابی عملکردهای بدن به کار می‌رود (۲).

در سال‌های گذشته استفاده از مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای افزایش سریعی داشته است، امروزه در یک بیمارستان پیشرفته، حدود یک سوم بیماران تحت یکی از آزمایش‌های پزشکی هسته‌ای قرار می‌گیرند (۳). کار با این مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای مشکلات متعددی را به همراه خواهد داشت که یکی از آن‌ها احتمال آلودگی انسان و محیط به مواد پرتوزاست (۴). همچنین باید توجه داشت، که استفاده از مواد پرتوزا سبب ایجاد دز داخلی در بدن بیمار می‌شود. روش‌های متعددی برای اندازه‌گیری دز داخلی مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای وجود دارد. یکی از این روش‌ها، روش MIRD[4]، است. این روش یکی از معتبرترین روش‌های دزیمتری داخلی در پزشکی هسته‌ای است، که برای محاسبه دز ناشی از پرتوگیری داخلی در پزشکی هسته‌ای به طور معمول کاربرد دارد. در این روش با فرض اینکه تمام ماده رادیواکتیو تزریقی، در ارگان هدف با اکتیویته تجمعی[5] تمرکز یافته است. می‌توان دز رسیده به ارگان هدف را در هر یک از آزمایشات پزشکی هسته‌ای را محاسبه نمود (۷-۵).

مطالعه برای یافتن رادیوداروی مناسب برای تصویربرداری از کلیه از سال ۱۹۶۰ آغاز شد، در آن زمان نقش تکنسیوم به خوبی اثبات شد (۸). تکنسیوم[6] به علت ویژگی‌های فیزیکی ایده‌آل برای تصویربرداری غیر تهاجمی[7] استفاده می‌شود، این ماده‌ی رادیواکتیو با رادیوداروهای مختلف به منظور تصویربردار ی از کلیه‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد (۹). ما در این مطالعه ^{99m}Tc-EC را مورد بررسی قرار دادیم، که این رادیودارو یک دی امیتات تیلات[8] است، زنجیره‌ی کربن گلایسین[9] آن نقش اساسی را در اتصال این ترکیب به پروتئین‌های کلیه دارد (۱۰). با توجه به استفاده‌ی متداول از رادیوداروی ^{99m}Tc-EC برای اسکن کلیه، در مراکز پزشکی هسته‌ای و ورود مستقیم این ترکیب نشاندار شده با رادیواکتیو از طریق ورید قدامی به بدن بیمار، که باعث رسیدن دز پرتو به بافت‌ها و ارگان‌های بدن می‌شود (۱۱). در نتیجه اندازه‌گیری این دز برای ارزیابی خطر این رادیودارو در اسکن کلیه مفید است. هدف ما از انجام این دزیمتری اندازه‌گیری دز جذبی ارگان‌های کبد، کلیه‌ها، طحال و مثانه بعد از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc-EC بود.

مواد و روش‌ها

انتخاب بیماران

این مطالعه روی ۱۵ بیمار با متوسط سنی ۳۴/۹±۲/۳۰ که به بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان چمران استان اصفهان، جهت بررسی بیماری کلیوی مراجعه کردند، انجام شد. باید ذکر شود، انجام اسکن روی تمامی بیماران تحت مطالعه با رضایت کامل و امضا کردن رضایت‌نامه‌ی آگاهانه انجام شد.

[1] Radioactive
[2] Radiopharmaceuticals
[3] Radionuclide
[4] Medical Internal Radiation Dosimetry
[5] Cumulated activity
[6] Technetium-99m
[7] Invasive
[8] $N_2 S_2$
[99] Carbon glycine

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]
[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

آماده سازی رادیودارو

در این مطالعه ابتدا ^{99m}Tc از ژنراتور[10] مولیبدیم دوشیده شد. سپس توسط دز کالیبراتور مقدار ^{99m}Tc برای اطمینان از صحت مقدار آن اندازه‌گیری شد. سپس ^{99m}Tc با کیت EC نشاندار شد. در نهایت رادیوداروی ^{99m}Tc-EC به میزان ۱۰mCi برای تزریق به بیمار آماده شد.

روش انجام اسکن

دوربین گاما (Dual-Head) روی فتوپیک ۱۴۰ keVبا عرض پنجره‌ی ۲۰± درصد برای ^{99m}Tc جهت اسکن از بیماران تنظیم شد. کالیبره دوربین گاما توسط تکنسین بخش پزشکی هسته‌ای برای اطمینان از صحت فتوپیک و عرض پنجره‌ی دوربین گاما انجام شد (۱۲). سپس، از هر یک از بیماران خواسته شد، که به صورت طاقباز[11] روی تخت گاما کمرا دراز بکشند. سپس کولیماتورهای[12] دوربین گاما در فاصله‌ی مناسب از بیمار تنظیم شد. همچنین، تخت دوربین گاما در مکان مناسب تنظیم شد. سپس، رادیوداروی تهیه شده از طریق ورید قدامی آرنج به بیمار تزریق شد. بلافاصله بعد از تزریق رادیودارو، تصویربرداری توسط دوربین گاما آغاز شد. تصویربرداری از هر یک از بیماران شامل چند مرحله بود، مرحله‌ی ابتدایی، فاز خونرسانی[13] بود، که شامل ۳۰ نمای [14] ۱ ثانیه‌ای در هر دو نمای قدامی[15] و خلفی[16] بود. سپس بدون مکث پس از فاز خونرسانی، فاز عملکرد[17] را داشتیم. فاز عملکرد شامل ۳۰ نمای، ۶۰ ثانیه‌ای در هر دو نمای قدامی و خلفی بود. در پایان فاز تأخیری بود، که در زمان‌های ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه در هر دو نمای قدامی و خلفی به‌دست آمدند. پس از پایان مراحل تصویربرداری تصاویر زمان‌های ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه، توسط نرم‌افزار دوربین گاما در هر دو نمای قدامی و خلفی برای محاسبهٔ اکتیویته خارج[18] شدند.

روش تلفیق نماها [19] جهت محاسبهٔ مقادیر اکتیویته جذب شده در ارگان‌ها

روش تلفیق نماها، یکی از روش‌های تعیین مقدار اکتیویته جذب شده ارگان‌ها بعد از تزریق رادیودارو است، که میزان اکتیویته جذب شده مورد نیاز جهت اندازه‌گیری دز جذبی به روش MIRD را با دقت و صحت بالا بدون نیاز به تجهیزات خاص در مراکز پزشکی هسته‌ای فقط با استفاده از دوربین گاما به‌دست می‌آورد. با استفاده از روش تلفیق نماها مقدار اکتیویته جذب شده در هریک از ارگان‌ها در مدت زمان‌های متفاوت ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه، بعد از تزریق از رابطه‌ی زیر به‌دست آمد، که در ادامه روش محاسبهٔ هر یک از فاکتورهای مورد استفاده در رابطه را توضیح خواهیم داد (۱۳ و ۱۴):

$$A = \sqrt{\frac{I_A \times I_P}{e^{-\mu e\, t}}} \times \frac{f}{C}$$

در این معادله I_A و I_p به ترتیب مقدار شمارش در دقیقه در نمای قدامی و خلفی بودند. به این ترتیب محاسبه شدند، که در ابتدا با استفاده از تصاویر اسکن حاصل شده روی مانیتور دوربین گاما در زمان‌های ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه در هریک از نماهای قدامی و خلفی روی هریک از ارگان‌ها در ناحیه آناتومی ارگان به صورت دستی یک ROI[20] کشیده شد، که میزان

[10] Generator
[11] Supine
[12] Collimator
[13] Flow
[14] Frame
[15] Anterior
[16] Posterior
[17] Function

[18] Extract
[19] Conjugated View Method
[20] Region Of Interest

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

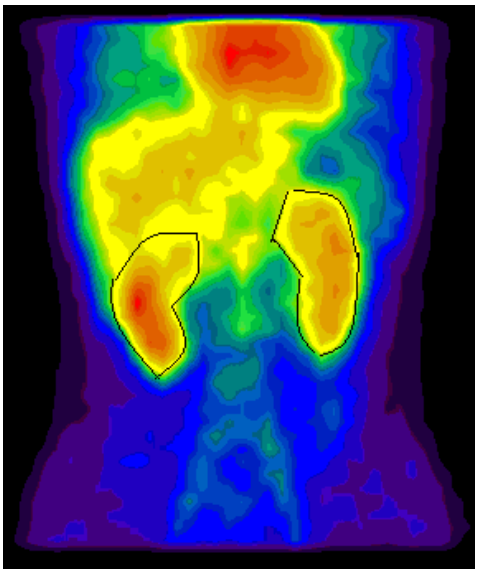
[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

شمارش در دقیقه و همچنین تعداد پیکسل[21] ناحیه مطلوب توسط نرم‌افزار دوربین گاما برای ما در ناحیه ROI کشیده شده، محاسبه شد. سپس، در خارج از ناحیه آناتومیکی هر یک از ارگان‌ها در حاشیه کناری برای به‌دست آوردن شمارش زمینه روی تصاویر حاصل از اسکن ROI رسم شد. باید توجه داشت، که در اینجا برای به‌دست آوردن شمارش زمینه نباید در ناحیه مربوط به ارگان دیگر که در آن ناحیه میزان شمارش بالا است رسم شود. برای شمارش زمینه[22] نیز میزان شمارش بر دقیقه و همچنین تعداد پیکسل توسط نرم‌افزار برای ناحیه رسم شده محاسبه شد. در نهایت طبق فرمول زیر میزان شمارش در دقیقه I_A و I_P به ترتیب در ناحیه قدامی و خلفی با اعمال تصحیح زمینه محاسبه شدند (۱۵).

$$I_A = I_{ROI\ Source} - I_{ROI\ background} \times S_{Source}$$

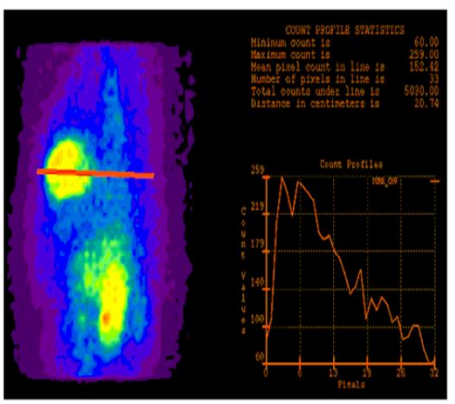
$$I_P = I_{ROI\ Source} - I_{ROI\ background} \times S_{Source}$$

در این رابطه، I_A شمارش در نمای قدامی و I_p شمارش در نمای خلفی بر حسب شمارش بر دقیقه است. همچنین در هر دو رابطه $I_{ROI\ Source}$ شمارش در منطقهٔ سورس بر حسب شمارش بر دقیقه، $I_{ROI\ background}$ شمارش در منطقهٔ زمینه بر حسب شمارش بر دقیقه بر پیکسل و S_{Source} مساحت سورس بر حسب پیکسل است. برای رسم ROI برای محاسبه تصحیح زمینه از رفرنس‌های متعددی استفاده شد. شکل ۱ نمونه‌ای از تصاویر اسکن بیمار را نشان می‌دهد، که در این تصاویر طریقه‌ی رسم ROI در ناحیه ارگان کلیه‌ها نشان داده شده است.



شکل ۱) نمونه‌ای از تصاویر اسکن بیمار را نشان می‌دهد، که در این تصاویر طریقه‌ی رسم ROI در ناحیه ارگان کلیه‌ها نشان داده شده است.

همچنین، در رابطه محاسبهٔ اکتیویته t ضخامت بدن بیمار در ناحیه ارگان‌های مورد مطالعه در این پژوهش برحسب cm بود، که از طریق تصاویر جانبی[23] که از بیماران به‌دست آمد، محاسبه شد. به این ترتیب که با استفاده از تصاویر جانبی از بیمار و نرم‌افزار دوربین گاما مقدار ضخامت بدن در ناحیه آناتومی هر یک از ارگان‌ها محاسبه شد (۱۸-۱۶). شکل ۲ نمونه‌ای از تصویر جانبی و محاسبه‌ی ضخامت را نشان می‌دهد.



شکل ۲) مثالی از تصویر جانبی و محاسبه‌ی ضخامت در ناحیه ارگان مورد نظر

[21] Pixel
[22] Background
[23] Lateral

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]
[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

μe ضریب تصحیح خطی[۲۴] بود، که مقدار آن طبق رفرنس‌های متعدد و کمیتهٔ MIRD برابر $۰/۱۲cm^{-1}$ در نظر گرفته شد (۲۲-۱۹). همچنین، تصحیح پراکندگی[۲۵] طبق توصیه کمیته MIRD نیاز نیست ،به این علت که با استفاده از کولیماتور LEHR پرتو پراکنده به حدی کاهش می‌یابد که که نیاز به تصحیح نیست (۲۳). محاسبهٔ فاکتور کالیبراسیون C، به این ترتیب محاسبه شد، که ابتدا دوربین گاما در همان شرایط تصویربرداری بیمار تنظیم شد. سپس، طبق مطالعات مقدار اکتیویته مشخص از رادیوداروی مورد مطالعه را برای مدت زمان اسکن ۱ دقیقه در هوا زیر دوربین گاما قرار دادیم، سپس با رسم ROI روی تصویر به‌دست آمده روی مانیتور دوربین گاما از رادیوداروی تزریق شده، و ثبت میزان شمارش بر دقیقه[۲۶] از طریق رابطه‌ی زیر محاسبه شد (۲ و ۲۴).

$$\text{Calibration Factor} = \frac{\text{Counts Per Minute (CPM)}}{\text{Specified Activity (mCi)}}$$

اندازه‌گیری دز جذبی ارگان‌ها

بعد از محاسبه اکتیویته برای هر یک از ارگان‌های کلیه‌ها، کبد، طحال و مثانه در زمان‌های متفاوت ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه، منحنی اکتیویته بر حسب زمان رسم شد. سپس توسط نرم‌افزار متلب[۲۷] مقدار اکتیویته تجمعی[۲۸] محاسبه شد و در نهایت طبق فرمول زیر میزان دز جذبی[۲۹] محاسبه شد (۱۱ و ۲۵).

$$D = \tilde{A} \times \frac{\Delta}{m}$$

که در این فرمول Δ ثابت دز تعادل که g.rad/μCi.hr ۰/۰۳۳۲است (۲۶) و m جرم ارگان انسان استاندارد بر حسب گرم است (۲۷).

پردازش داده‌ها

در نرم‌افزار اکسل (Excel) مقادیر مربوط به هریک از متغیرهای مربوط به معادله اکتیویته در روش تلفیق نماها در زمان‌های متفاوت مورد مطالعه و برای هر یک از ارگان‌ها ثبت شد، و سپس به کمک این نرم‌افزار مقادیر اکتیویته با فرمول تلفیق نماها برای هریک از بیماران در زمان‌های متفاوت و ارگان‌های مورد مطالعه محاسبه شد و در نهایت برای هر یک از ارگان‌ها در ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه، به صورت جداگانه محاسبه شد، و توسط نرم‌افزار میانگین اکتیویته تجمعی محاسبه شد. سپس، بعد از محاسبه‌ی اکتیویته تجمعی، توسط نرم‌افزار متلب نمودار اکتیویته بر حسب زمان رسم شد، و در نهایت با کمک نرم‌افزار متلب میزان اکتیویته تجمعی برای هر یک از ارگان‌های کبد، کلیه‌ها، طحال و مثانه، محاسبه شد.

روش آماری

بعد از محاسبات برای تمامی ارگان‌های مورد مطالعه، نتایج توسط نرم‌افزار آماری SPSS (SPSS Inc، Chicago، Il، USA) ویرایش ۱۶ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. به این ترتیب که در هر مرحله پس از جمع‌آوری اطلاعات و رسم نمودار با استفاده از آزمون one-sample kolomgorov-smirnov نرمال بودن توزیع مشاهدات مورد بررسی قرار گرفت، و در نهایت توسط همین نرم‌افزار مقدار متوسط مربوط به اکتیویته، اکتیویته تجمعی و دز جذبی محاسبه شد.

یافته‌ها

با رسم ROI روی تصاویر اسکن بیماران در هر دو نمای قدامی و خلفی در تمامی زمان‌های ۲، ۳۰، ۶۰ و ۱۸۰ دقیقه شمارش‌های مورد نیاز برای محاسبهٔ

[24] Linear attenuation correction
[25] Scatter correction
[26] Count per minute (CPM)
[27] MATLAB
[28] Cumulated Activity
[29] Absorbed Dose

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]
[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

اکتیویته به‌دست آمد. همچنین پس از محاسبهٔ تمامی فاکتورهای مورد نیاز برای محاسبه‌ی اکتیویته از معادلهٔ تلفیق نماها، مقادیر اکتیویته جذب شده برای هر یک از ارگان‌ها به‌دست آمد. سپس پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع مشاهدات، میانگین اکتیویته جذب شده در ارگان‌های (کلیه، کبد، طحال و مثانه) در زمان‌های متفاوت بعد از تزریق به‌دست آمد. در جدول ۱ نتایج میانگین اکتیویته جذب شده برای ارگان‌های کلیه، طحال و کبد نشان داده شده است.

همچنین نتایج برای مثانه به دو مرحله تقسیم شده است به این ترتیب که مرحلهٔ اول قبل از تخلیه (Before voiding) مثانه در زمان‌های ۲ و ۳۰ دقیقه بعد تزریق رادیو دارو، و مرحلهٔ دوم بعد از تخلیه مثانه (After voiding) در زمان‌های ۶۰، ۱۸۰ دقیقه بعد ار تزریق بود، که نتایج را می‌توانید در جدول ۲ ببینید.

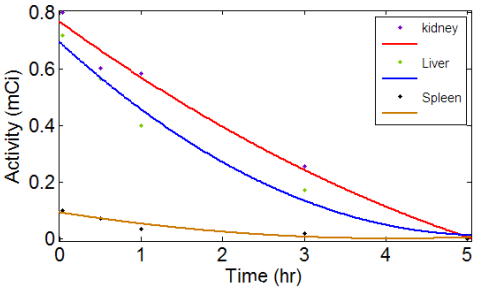
جدول ۱) میانگین اکتیویته جذب شده ارگان‌های (کلیه‌ها، کبد و طحال) بر حسب میلی‌کوری (mCi) در زمان‌های متفاوت بعد از تزریق رادیودارو

ارگان	زمان بر حسب (دقیقه)			
	۱	۳۰	۶۰	۱۸۰
کلیه‌ها	۰/۷۹±۰/۰۹	۰/۵۹±۰/۰۶	۰/۴۰±۰/۰۴	۰/۱۷±۰/۰۲
کبد	۰/۷۱±۰/۰۵	۰/۵۶±۰/۰۸	۰/۳۹±۰/۰۳	۰/۱۷±۰/۰۳
طحال	۰/۱±۰/۰۰	۰/۰۶±۰/۰۲	۰/۰۳±۰/۰۱	۰/۰۱±۰/۰۰

جدول ۲) میانگین اکتیویته جذب شده مثانه بر حسب میلی‌کوری (mCi) برای قبل و بعد از تخلیه مثانه

زمان (دقیقه)	قبل از تخلیه مثانه		بعد از تخلیه مثانه	
ارگان	۲	۳۰	۶۰	۱۸۰
مثانه	۰/۸۲±/۰۲۱	۱۳۰/۹۶±۳/۵۶	۴/۶۲±۰/۸۹	۰/۸۲±۰/۱۲

بعد از محاسبات مربوط به اکتیویته نمودار اکتیویته برحسب زمان برای هریک از ارگان‌ها توسط نرم‌افزار متلب رسم شد، نتایج مربوط به کبد، کلیه‌ها و طحال در شکل ۳ نشان داده شده است. همانطور که در شکل مشاهده می شود، هرسه نمودار مربوط به ارگان‌ها روند کاهشی را طی می‌کنند. در واقع کبد، کلیه‌ها و طحال یک نمودار نزولی دارند. که مطابق نتایج این پژوهش می‌بینیم که با گذشت زمان اکتیویته ارگان‌های کلیه‌ها، کبد، طحال با گذشت زمان بعد از تجویز رادیودارو ابتدا افزایش اما با گذشت زمان در همان دقایق اولیه کاهش می‌یابد.

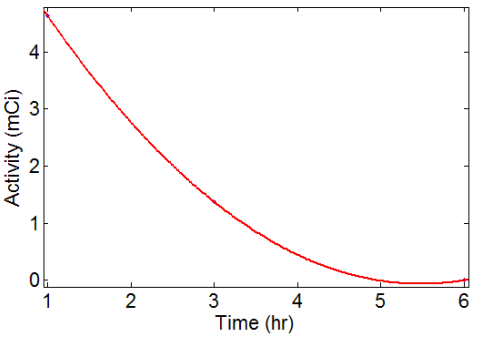


شکل ۳) نمودار اکتیویته بر حسب زمان برای ارگان‌های کلیه‌ها، کبد، طحال

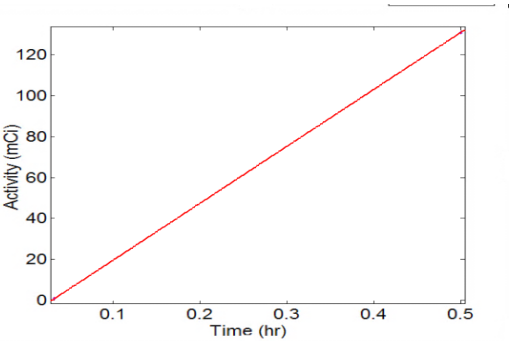
شکل ۴ و ۵ نمودار اکتیویته بر حسب زمان مثانه را نشان می‌دهد، همان‌طور که در شکل ۴، می‌بینید، در زمان‌های اولیه بعد از تجویز رادیودارو قبل از تخلیه

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]
[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

مثانه اکتیویته با گذشت زمان افزایش می‌یابد، اما در شکل ۵ بعد از تخلیه مثانه می‌بینید که، با گذشت زمان مقدار اکتیویته کاهش می‌یابد.



شکل ۴) نمودار اکتیویته بر حسب زمان برای مثانه قبل از تخلیه



شکل ۵). نمودار اکتیویته بر حسب زمان برای مثانه بعد از تخلیه

بعد از رسم نمودار اکتیویته بر حسب زمان برای تمامی ارگان‌ها محاسبه مساحت زیر نمودار اکتیویته بر حسب زمان، با کمک نرم‌افزار متلب و جعبه ابزار curve-fitting همین نرم‌افزار، مقدار اکتیویته تجمعی برای هر یک از ارگان‌ها محاسبه شد. که نتایج مربوط به اکتیویته تجمعی بر حسب میلی کوری در ساعت، برای کبد، کلیه‌ها، طحال در جدول ۳ و برای مثانه در جدول ۴ نشان داده شده است. که همان‌طور که در جداول مشاهده می‌شود بیشترین اکتیویته تجمعی مربوط به مثانه در هر دو زمان قبل و بعد از تخلیه مثانه و کمترین مقدار مربوط به طحال است. در پایان دز جذبی محاسبه شد، که نتایج مربوط به دز جذبی ارگان‌های کبد، کلیه‌ها، طحال و مثانه را می‌توانید، در جدول ۵ ببینید. در این جدول می‌بینیم، که مثانه ماکزیمم دز جذبی و کبد مینیمم دز جذبی را دریافت کردند.

جدول۳) مقدار اکتیویته تجمعی بر حسب میلی‌کوری در ساعت (mCi.hr) برای هر یک از ارگان‌های کلیه، کبد و طحال

ارگان	اکتیویته تجمعی (mCi.hr)
کلیه‌ها	۱/۷۱±۰/۰۶
کبد	۱/۲۳±۰/۱۳
طحال	۰/۱۲±۰/۰۲

جدول ۴) مقدار اکتیویته تجمعی بر حسب میلی‌کوری در ساعت (mCi.hr) برای مثانه قبل و بعد از تخلیه

ارگان	قبل از تخلیه مثانه	بعد از تخلیه مثانه
مثانه	۳۹/۳۱±۲/۲۵	۶/۶۹±۱/۰۵

جدول ۵) مقدار دز جذبی بر حسب میلی راد بر میلی‌کوری (mrad/mCi) برای ارگان‌های کلیه، مثانه، کبد و طحال

ارگان	دز جذبی بر حسب (mrad/mCi)
کلیه‌ها	۱۳±۰/۶۳
کبد	۲/۱±۰/۲۴
طحال	۲/۲±۰/۳۸
مثانه	۳۳۵/۴۳±۳۴/۳۳

بحث

در این تحقیق مشاهده کردیم، که هنگام اسکن کلیه با رادیوداروی ^{99m}Tc-EC در ارگان‌های کلیه‌ها، کبد و طحال بیشترین جذب رادیودارو در دقایق اولیه بعد از تزریق رادیودارو می‌باشد. به این ترتیب که در دقایق اولیه اکتیویته رادیوداروی تزریقی به حداکثر مقدار خود رسید، و با گذشت زمان میزان جذب در ارگان‌ها کاهش پیدا کرد. اما در مثانه برخلاف ارگان‌های دیگر

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

اکتیویته ارگان در دقایق اولیه کم و با گذشت زمان افزایش، و سپس بعد از تخلیه مثانه کاهش پیدا کرد. که این نتایج با اطلاعات شرکت سازنده رادیوداروی مورد استفاده در این مطالعه، مطابقت داشت. همین طور نتایج به‌دست آمده در مطالعه با نتایج گزارش ICRP-106 مقایسه شد. در این گزارش مقدار دز جزبی برای رادیودارو تجویزی ^{99m}Tc-EC بر حسب µGy/MBq برای افراد در سنین مختلف در اکتبر ۲۰۰۷ برای دز جذبی به ازای هر واحد اکتیویته تجویزی منتشر شده است (۲۸). که دز رسیده به ارگان‌ها (کلیه‌ها، مثانه، کبد و طحال) در این گزارش برحسب µGy/MBq (۳/۴، ۹۵، ۰/۴۵ و ۰/۵ به ترتیب) بود. همچنین مقادیر در مطالعهٔ ما، برای رادیوداروی ^{99m}Tc-EC (۳/۵۱، ۹۰، ۵۶/۶۵ و ۰/۵۹به ترتیب) بر حسب µGy/MBq به دست آمد.

درصد اختلاف برای رادیوداروی مورد مطالعهٔ ما، برای مقادیر دز جذبی محاسبه شده در مطالعهٔ ما با گزارش ICRP، به ترتیب برای ارگان‌های کلیه‌ها، مثانه، کبد و طحال (۳، ۴، ۲۴ و ۱۸ درصد) بود.

درصد اختلاف برای ارگان‌ها در این طرح با مقادیر گزارش شده می‌تواند به دلیل عواملی باشد، که در ایجاد اختلاف مقادیر دز جذبی به‌دست آمده با مقادیر گزارش شده مؤثر هستند (۲۵). این عوامل می‌تواند، خطا در محاسبات مربوط به هر یک از فاکتورهای تصحیح زمینه، ضخامت، فاکتور کالیبراسیون و هم‌پوشانی ارگان‌ها باشد. که طبق گزارش‌های مختلف کمیته MIRD تمامی این عوامل می‌تواند برای ایجاد درصد خطا در مقادیر بدست آمده در این گزارش با مقادیر استاندارد باشند.

نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه نتایج به دست آمده در مطالعهٔ ما تطابق نسبتاً خوبی را با نتایج گزارش ICRP نشان می‌دهد، می‌تواند روشی مناسب برای محاسبهٔ دز جذبی ارگان‌ها در مراکز پزشکی هسته‌ای باشد و همچنین با توجه به اینکه این روش نیازی به تجهیزات خاصی ندارد، می‌تواند به عنوان روشی ساده به متخصصین این بخش به منظور محاسبه دز جذبی و اکتیویته تجمعی ارگان‌های مختلف، ناشی از تزریق رادیوداروهای مورد استفاده در اسکن کلیه و همچنین اسکن‌های دیگر پیشنهاد شود.

تضاد منافع

هیچ گونه تعارض منافع توسط نویسندگان بیان نشده است.

References:

1.Passante NP. Essentials of Nuclear Medicine Imaging. Am J Roentgenol 2013; 200: W89.
2.Zaidi H, Erwin WD. Quantitative analysis in nuclear medicine imaging. J Nucl Med 2007; 48: 1401.
3.Subramanian G, McAfee JG. A new complex for 99mTc for skeletal imaging. Radiology 1971; 99: 192-6.
4.Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. J Nucl Med 2013; 54: 1168-9.
5.Stabin MG, Flux GD. Internal dosimetry as a tool for radiation protection of the patient in nuclear medicine. Biomed Imag Interv J 2007; 3: e28.
6.Stabin MG, Tagesson M, Thomas SR, et al. Radiation dosimetry in nuclear medicine. Appl Radiat Isot 1999; 50: 73-87.
7.Stabin M, Xu XG. Basic Principles in the Radiation Dosimetry of Nuclear Medicine. Semin Nucl Med 2014; 44: 162-71.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

8.Kabasakal L. Technetium-99m ethylene dicysteine: a new renal tubular function agent. Eur J Nucl Med 2000; 27: 351-7.
9.Chervu LR, Blaufox MD. Renal radiopharmaceuticals—an update. Semin Nucl Med 1982; 12: 224-45.
10.Pandit-Taskar N, Dauer LT, Montgomery L, et al. Organ and fetal absorbed dose estimates from 99mTc-sulfur colloid lymphoscintigraphy and sentinel node localization in breast cancer patients. J Nucl Med 2006; 47: 1202-8.
11.Cheki M, Shahbazi Gahrouei D, Moslehi M. Determination of organ absorbed doses in patients following bone scan with using of MIRD method. Iran South Med J 2013; 16: 296-303. (Persian)
12.Ng DCE, Lam WWC, Goh ASW. Nuclear Medicine Imaging. Pitfalls in Diagnostic Radiology. New York: Springer; 2015, 65-86.
13.Mattsson S. Patient dosimetry in nuclear medicine. Radiat prot dosimetry 2015; 165: 416-23.
14.Ortiz-Arzate Z, Santos-Cuevas CL, Ocampo-García BE, et al. Kit preparation and biokinetics in women of 99mTc-EDDA/HYNIC-E-[c (RGDfK)]2 for breast cancer imaging. Nucl Med Commun 2014; 35: 423-32.
15.Pereira JM, Stabin MG, Lima FR, et al. Image quantification for radiation dose calculations-limitations and uncertainties. Health phys 2010; 99: 688-701.
16.Graham S, Solano M, Sutherland-Smith J, et al. Diagnostic sensitivity of bone scintigraphy for equine stifle disorders. Vet Radiol Ultrasound 2015; 56: 96-102.
17.Maneval DC, Magill HL, Cypess AM, et al. Measurement of skin-to-kidney distance in children: implications for quantitative renography. J Nucl Med 1990; 31: 287-91.
18.Taylor A, Lewis C, Giacometti A, et al. Improved formulas for the estimation of renal depth in adults. J Nucl Med 1993; 34: 1766-9.
19.Durand E, Prigent A. The basics of renal imaging and function studies. Q J Nucl Med 2002; 46: 249-67.
20.Ferrant A, Cauwe F. Quantitative organ-uptake measurement with a gamma camera. Eur J Nucl Med 1979; 4: 223-9.
21.Harris CC, Greer KL, Jaszczak RJ, et al. Tc-99m attenuation coefficients in water-filled phantoms determined with gamma cameras. Med Phys 1984; 11: 681-5.
22.Prigent A, Cosgriff P, Gates GF, et al. Consensus report on quality control of quantitative measurements of renal function obtained from the renogram: International Consensus Committee from the Scientific Committee of Radionuclides in Nephrourology. Semin Nucl Med 1999; 29: 146-59.
23.Bouchet LG, Bolch WE, Weber DA, et al. MIRD Pamphlet No. 15: Radionuelide S Values In a Revised Dosimetric Model of the Adult Head and Brain. J Nucl Med 1999; 40: 62S-101S.
24.Siegel JA, Thomas SR, Stubbs JB, et al. MIRD pamphlet no. 16: techniques for quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates. J Nucl Med 1999; 40: 37S-61S.
25.Liu B, Kuang A, Huang R, et al. Influence of vitamin C on salivary absorbed dose of 131I in thyroid cancer patients: a prospective, randomized, single-blind, controlled trial. J Nucl Med 2010; 51: 618-23.
26.Weber DA, Makler PT jr, Watson EE, et al. Radiation absorbed dose from technetium-99m-labeled bone imaging agents. J Nucl Med 1989; 30: 1117-22.
27.Chandra R. Nuclear medicine physics. United States: Lippincott Williams & Wilkins, 1998, 278-90.
28.ICRP. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication. Approved by the Commission in October 2007. Ann ICRP 2008; 38: 1-197.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

Iran South Med J 2016; 19(3): 425-434

Original Article

Determination of Absorbed dose of patients organs under kidney Scintigraphy by using the MIRD Dosimetry method

Sh. Pirdomooie [1], M. Moslehi [1*], A. Shanei [1]

[1] Department of Physics and Medical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

(Received 16 Dec, 2014 Accepted 6 Jul, 2015)

Abstract

Background: *kidney scan* is a diagnostic procedure in nuclear medicine center to diagnose kidney diseases. With all the benefits of nuclear medicine images, undoubtedly *work with radioactive materials would create many problems.* For this reason, *the measurement of absorbed dose of each method is useful for assessing risk and profit.* The purpose of *this study* was to calculate absorbed dose of kidneys, liver, spleen, and bladder organs in kidney scintigraphy.

Materials & Methods: In this study, each of the patients were injected with 10 mCi of ^{99m}Tc-EC. Imaging of patients obtained at 2, 30, 60, 180 minutes after injection by using gamma camera. In each of the time by drawing the ROI on any of the organs and then the activity was obtained by using the conjugate view method. Finally, absorbed dose was calculated by using the MIRD method.

Results: Absorbed doses per administered activity for liver, kidneys, spleen, and bladder obtained 13±0.66, 2.1±0.24, 2.2±0.38, 335.43±3.3 mrad/mCi respectively.

Conclusion: in this study, Bladder and liver received highest and lowest absorbed doses respectively. Also, the results of this study, showed good agreement with ICRP no.106 report.

Key words: Absorbed Dose, Conjugate View Method, MIRD, Scintigraphy, organ

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.18869/acadpub.ismj.19.3.425]

©Iran South Med J. All rights reserved.

Cite this article as: Pirdomooie Sh, Moslehi M, Shanei A. Determination of Absorbed dose of patients organs under kidney Scintigraphy by using the MIRD Dosimetry method. Iran South Med J 2016; 19(3): 425-434

Copyright © 2016 Pirdomooie, et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

[*] *Address for correspondence*: Department of Physics and Medical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, IRAN; E-mail: mmoslehi_m@yahoo.com

Website: http://bpums.ac.ir
Journal Address: http://ismj.bpums.ac.ir