مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره ۲۴، شماره ۸، آبان ۱۳۹۵
صفحه: ۶۵۸-۶۴۹

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol. 24, No.8, Nov 2016
Pages: 649-658

تخمین دوز جذبی ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA در بیماران کودک تحت اسکن کلیه با استفاده از نرم‌افزار MIRDose و با بکارگیری روش ترکیبی پلنار \SPECT

محمود باقری[۱]، سید کاظم رضوی رتکی[۲]، رضا نفیسی مقدم[۳]، محمدعلی جلوداری[۴]، علی اصغر پرچ[۵*]

چکیده

مقدمه: رادیونوکلئید تکنسیوم نشان‌دار شده با دی مرکپتو سوکسینیک اسید (^{99m}Tc-DMSA) به عنوان عاملی برای ارزیابی اختلالات دستگاه ادراری و کلیوی نقش مهمی در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای کودکان دارد. هدف از این مطالعه، تخمین دوز رسیده به اندام‌ها ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA در کودکان با استفاده از نرم‌افزار MIRDOSE با بکارگیری روش ترکیبی پلنار\SPECT بود.

روش بررسی: ۱۰ بیمار کودک بستری شده به دلیل اختلالات دستگاه ادراری و کلیوی تحت ۳ الی ۵ اسکن پلنار و یک SPECT در طی ۱ الی ۲۰ ساعت پس از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA قرار گرفتند. همچنین به منظور مرجع ساختاری از اندام‌های بیماران تصویر MRI از هر کدام به عمل آمد. اکتیویته تجمعی در هر یک از اندام‌ها با استفاده از روش ترکیبی پلنار\SPECT به دست آمد و سپس با استفاده از نرم‌افزار MIRDOSE دوز جذبی آن‌ها محاسبه شد.

یافته‌ها: میانگین دوز جذبی ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA در کودکان برای اندام‌های کلیه‌ها (۱۶۰±۲۰۰)، غدد فوق کلیوی (۹/۵± ۱۵/۱)، دیواره مثانه (۹/۸ ± ۱۴/۷)، طحال (۷/۸ ± ۱۲/۷)، گنادها (۱۱/۲ ± ۱۲/۴)، پانکراس (۶/۲ ± ۱۰/۵) و دیواره صفرا (۵/۷ ± ۹/۸)، میکرو سیورت بر مگابکرل بودند. همچنین میانگین دوز مؤثر برای بیماران ۶/۰۳ ± ۱۰/۰۱ µSv/MBq بود.

نتیجه‌گیری: اختلاف میان دوزهای جذبی رسیده به اندام‌های مختلف بیماران ناشی از مقادیر متفاوت جذب رادیودارو در اندام‌ها برای بیماران مختلف است. روش عملی کمی‌سازی تصاویر با استفاده از روش ترکیبی پلنار/SPECT می‌تواند در تعیین اکتیویته تجمعی اندام با دقت قابل قبولی بکار گرفته شود.

واژه‌های کلیدی: دوز جذبی داخلی، روش ترکیبی پلنار/SPECT، نرم‌افزار MIRDOSE، اکتیویته تجمعی

۱- کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
۲- استادیار، مرکز تحقیقات پزشکی هسته ای، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- دانشیار، گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
۴- تکنسین پزشکی هسته ای، بیمارستان شهید صدوقی یزد، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
۵- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
- این مقاله برگرفته از پایان نامه تحقیقاتی دانشجویی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد می‌باشد.
*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۳۵۳۱۶۸۲۱۵۸، پست الکترونیکی: aliparach@gmail.com
تاریخ دریافت : ۱۳۹۵/۵/۲۶ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۸/۱۳

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

مقدمه

تصویربرداری با استفاده از رادیونوکلئید تکنسیوم نشان‌دار شده با دی مرکپتو سوکسینیک اسید(^{99m}Tc-DMSA) عمدتاً برای تصویربرداری از غشای کلیوی برای تشخیص نارسایی‌های پارانشیم کلیه مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱). کمپلکس ^{99m}Tc-DMSA پس از تزریق وریدی در پلاسمای خون توزیع شده و تقریباً به طور کامل به پروتئین‌های پلاسما به‌ویژه سرم آلبومین و آلفا-۱-گلوبولین‌ها متصل می‌شود (مقدار انتشار در گلبول‌های قرمز خون کم و یا تقریباً صفر است). به علت اتصال کمپلکس ^{99m}Tc-DMSA به پروتئین‌های پلاسما، دفع (کلیرانس) آن از خون، بیشتر از طریق جذب توبولی صورت می‌گیرد و به همین دلیل است که این رادیودارو تمایل ویژه‌ای به جذب در بافت کورتکس کلیوی داشته به طوری که حتی در حالت‌های بی‌کفایتی شدید کلیه‌ها نیز می‌توان عمل تصویرگیری را انجام داد. رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA به منظور ارزیابی نارسایی‌های دستگاه ادراری کودکان نقش مهمی در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای کودکان دارد. این رادیودارو نسبت به دیگر رادیوداروهای مورد استفاده برای ارزیابی عملکرد کلیوی، دوز تابشی بالاتری برای بیماران دارد(۲, ۳). و از آنجایی که کودکان در مقایسه با بزرگ‌سالان نسبت به تابش‌های یونیزان از حساسیت بالاتری برخوردار هستند ارزیابی دوز جذبی ناشی از تزریق رادیوداروها به بدن برای آنالیز بهتر سود- زیان از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد (۴). اگرچه رفتار بیوکنتیکی این رادیودارو برای بزرگ‌سالان به خوبی بررسی شده است ولی در مورد کودکان اطلاعات محدودی در مورد آن در دسترس می‌باشد. اطلاعات دزیمتریک و بیوکنتیک رادیوداروهای تشخیصی که به صورت روتین در پزشکی هسته‌ای استفاده می‌شوند در مطالعه مروری که به صورت سیستماتیک توسط Eberlein و همکاران انجام شده است جمع‌آوری شده است(۵). در این مطالعه اذعان شده است که اطلاعات بیوکنتیک بعضی از رادیوداروهای مطرح در پزشکی هسته‌ای مانند ^{99m}Tc-DMSA مربوط به حدود بیست سال قبل می‌باشد. طبق مطالعات انجام شده آخرین مطالعه‌ای که رفتار بیوکنتیکی و دزیمتریک رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA را مورد بررسی قرار داده است مربوط به مطالعه‌ای می‌باشد که توسط Evans و همکاران در سال ۱۹۹۵ انجام شده است (۱). این در حالی است که طی این سال‌ها پیشرفت‌های چشمگیری در تجهیزات پزشکی و روش‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای صورت گرفته است و دست‌یابی به داده‌های دزیمتریک و بیوکنتیکی جدید با استفاده از روش‌های دقیق‌تر بهبود یافته است.

در پزشکی هسته‌ای تشخیصی دست‌یابی به اطلاعات دزیمتری به منظور ارزیابی مخاطرات و سودمندی‌های آزمایش‌ها به‌ویژه برای بررسی دوز مجموع رسیده به بیماران دارای اهمیت می‌باشد. محاسبات دوز جذب شده از رادیونوکلوئیدهای داخلی برای تعیین مخاطرات احتمالی مرتبط با آزمایش‌های تشخیصی پزشکی هسته‌ای و همچنین مخاطرات قطعی برای اندام‌های سالم مربوط به پزشکی هسته‌ای درمانی استفاده می‌شوند. این محاسبات دوز، حداقل برای آزمایش‌های تشخیصی، با استفاده از روش ارائه شده توسط MIRD (Medical Internal Radiation Dose) انجام می‌شوند (۶). معادله کلی MIRD برای محاسبه دوز جذب شده در ارگان هدف به صورت زیر است:

$$D(r_T) = \sum_S \tilde{A}(r_S)\, S(r_T \leftarrow r_S) \qquad \text{رابطه } ۱$$

که در آن $\tilde{A}(r_S)$ تعداد کل واپاشی‌های انجام شده در طی یک دوره ماندگاری رادیودارو در ارگان چشمه (اکتیویته تجمع یافته زمانی) است و $S(r_T \leftarrow r_S)$ دوز رسیده به ارگان هدف (r_T) ناشی از اکتیویته تجمع یافته در ارگان چشمه (r_S) است که تحت عنوان S-value شناخته می‌شود (۷). مقادیر S برای جفت اندام‌های چشمه- هدف مربوط به رادیوداروهای مختلف و به کمک فانتوم‌های مرجع استاندارد توسط کمیته MIRD محاسبه شده و در اختیار کاربران قرار دارد. جهت محاسبه دوز جذبی در پزشکی هسته‌ای می‌بایست چگونگی سنتیک اکتیویته- زمان یک رادیودارو در ارگان‌های مورد نظر تعیین شود. اکتیویته تجمع یافته زمانی دقیق مربوط به هر اندام چشمه یک بخش ضروری در محاسبه دوز جذبی ناشی از رادیونوکلوئید می‌باشد (۸).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

سابقاً و به طور معمول اکتیویته تجمع یافته با استفاده از آنالیز توأم (conjugate view) با پیاده‌سازی یک پروتکل تصویربرداری دو بعدی یا پلنار تعیین می‌شد. با به‌کارگیری روش پردازش تصاویر پلنار برای هر مجموعه از تصاویر پلنار گرفته شده از بیمار در زمان‌های مختلف یک نمودار اکتیویته- زمان برای هر ارگان مورد نظر به دست می‌آید. سپس به طور معمول نمودار اکتیویته- زمان ارگان‌ها با یک نمودار مناسب برازش می‌شوند که سطح زیر این نمودار اکتیویته تجمع یافته زمانی می‌باشد. با تقسیم اکتیویته تجمع یافته زمانی بر مقدار رادیوداروی تزریقی زمان‌های اقامت برای ارگان‌های مختلف محاسبه می‌شود. هنگام استفاده از پروتکل تصویربرداری دو بعدی، اطلاعات عمقی بافت‌ها قابل کسب نبوده و بنابراین اصلاحات انجام نمی‌شود یا از روش‌های ساده استفاده می‌شود (۹،۱۰).

به منظور افزایش صحت تخمین اکتیویته تجمع یافته طی زمان برای نواحی مختلف در بدن، تکنیک ترکیبی پلنار/SPECT پیشنهاد شده است. در این روش، تغییرات زمانی غلظت اکتیویته در هر ناحیه مورد نظر از روی مجموعه تصاویر منطبق شده دو بعدی به دست می‌آید. این تصاویر طی یک زمان چند ساعته بعد از تزریق رادیودارو گرفته می‌شوند. علاوه بر آن، یک اسکن توموگرافیک (SPECT) نیز از همان نواحی مورد نظر جهت تعیین کمی اکتیویته این نواحی تهیه می‌شود. در روش ترکیبی پلنار/SPECT فرض بر این است که توزیع فضایی اکتیویته در طی زمان تغییر نمی‌کند تخمین اکتیویته تجمعی با استفاده از این روش علاوه بر این که در تعیین اکتیویته تجمعی دارای دقت می‌باشد به خصوص در محیط‌های دارای محدودیت بار بالینی در بخش‌های پر مشغله پزشکی هسته‌ای توصیه شده است (۸).

محاسبات دوز در سطح ارگان غالباً با استفاده از نرم‌افزار بررسی دوز در سطح ارگان با مدل نمایی (OLINDA/EXM) یا نسخه قدیمی‌تر آن به نام MIRDOSE انجام می‌شود. در این نرم‌افزار کاربر زمان اقامت رادیودارو برای ارگان‌های مختلف را وارد برنامه می‌کند و برنامه دوز جذبی را برای هر ارگان محاسبه می‌نماید (۱۱). با توجه به کاربرد گسترده رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA در تشخیص بیماری‌های کلیوی و عفونت ادراری و اهمیت به دست آوردن مقادیر دوز جذبی ناشی از این رادیودارو در کودکان هدف از این مطالعه، تخمین دوز جذبی رسیده به ارگان‌های مختلف در اسکن کلیه با رادیوداروی ^{99m}Tc-DMSA با استفاده از نرم‌افزار MRDOSE و با به‌کارگیری روش ترکیبی پلنار\SPECT برای تعیین اکتیویته تجمعی مربوط به هر بیمار می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه بر روی ۱۰ بیمار کودک (۳ پسر و ۷ دختر) با متوسط سنی ۲/۷۴±۵/۸ که به علت نارسایی مجاری ادراری و کلیوی در بیمارستان شهید صدوقی یزد بستری شده بودند با تزریق ۸۶-۱۹۰ MBq رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA در مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید صدوقی یزد صورت گرفت. این مطالعه یک مطالعه توصیفی است که در آن دوز جذبی ناشی از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA در اندام‌های داخلی بیماران تعیین می‌شود. نمونه‌گیری به صورت غیرتصادفی از میان کودکان مراجعه نموده به بیمارستان شهید صدوقی یزد، بخش پزشکی هسته‌ای که برای اسکن کلیه و مجاری ادراری با رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA مراجعه کرده بودند و حاضر به امضای رضایت‌نامه بودند انتخاب شد. حجم نمونه با توجه به مقالات مشابه دوزیمتری داخلی (۷، ۱۵-۱۲) و فرمول تعیین حجم نمونه در مطالعات توصیفی تعیین شد.

تصویربرداری از همه بیماران با استفاده از یک دوربین گامای دو سر (Philips ADAC, forte, Netherlands) با کولیماتور انرژی پایین-رزولوشن بالا (LEHR) انجام شد. جهت کاهش پرتوهای پراکنده از پنجره انرژی ٪۱۰± بر روی فتوپیک ۱۴۰ keV برای چشمه رادیواکتیو تکنسیوم (^{99m}Tc) استفاده شد. طی بازه زمانی ۱ تا ۲۰ ساعت بعد از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA تعداد ۳ الی ۵ اسکن پلنار از ناحیه ران پا تا سینه از دو نمای خلفی و قدامی و یک اسکن توموگرافیک (SPECT) از هر بیمار گرفته شد. نواحی دیگر دارای اکتیویته قابل توجهی نبودند. پرتکل گرفتن نمای قدامی و خلفی از ناحیه شکم و لگن شامل ماتریس ۲۵۶×۲۵۶ با اندازه پیکسل ۱/۲۵ mm بود. داده‌های اسکن توموگرافیک نیز طی ۳۶۰ درجه دوران به صورت

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

دایره‌ای حول بیمار با ۴۴ نما و مدت‌زمان ۳۰ ثانیه در هر فریم در ماتریسی با اندازه ۱۲۸×۱۲۸ گردآوری شد. به منظور به دست آوردن یک مرجع ساختاری از تصاویر فیزیولوژیکی توموگرافیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) از هر بیمار صورت گرفت.

از روش ترکیبی پلنار/SPECT برای تخمین شکل نمودارهای اکتیویته- زمان برای ارگان‌های مختلف استفاده شد. در این روش بعد از انتخاب سری تصاویر هر بیمار، به صورت دستی ناحیه‌ای اطراف ارگان‌های دارای جذب قابل توجه مانند کلیه‌ها، کبد و مثانه رسم گردید. سپس نواحی دو بعدی رسم شده بر روی همه تصاویر پلنار منطبق و اعمال شد تا شمارش مربوط به هر ارگان به دست آید. تصحیح زمینه‌ای از طریق رسم نواحی مجاور هر ارگان و با استفاده از یک تفریق مبتنی بر هندسه طبق معادلات زیر انجام شد:

$$I = I' - I_{BG}T_{BG} \quad , \quad T_{BG} = 1 - \left(\frac{d_j}{D}\right) \qquad \text{رابطه ۲}$$

که در آن I و I' به ترتیب آهنگ شمارش تصحیح شده زمینه و آهنگ شمارش تصحیح نشده در هر یک از نماهای قدامی و خلفی، I_{BG} میانگین آهنگ شمارش بر پیکسل در ناحیه زمینه که در تعداد پیکسل ناحیه چشمه مربوط به آن زمینه ضرب شده و D و d_j ضخامت بدن و عضو چشمه در نمای قدامی- خلفی می‌باشند (۱۶). ضخامت ناحیه چشمه و بدن با استفاده از تصویر MRI هر بیمار به دست آمد. بعد از تصحیح زمینه برای هر ارگان چشمه انتخاب شده در تصاویر قدامی و خلفی، با استفاده از میانگین‌های هندسی آهنگ شمارش‌های قدامی و خلفی، $(I_{\text{قدامی}} I_{\text{خلفی}})^{1/2}$، نمودار آهنگ‌های شمارش در زمان‌های مختلف رسم شد. با مقیاس‌بندی مجدد نمودار آهنگ شمارش- زمان به دست آمده از داده‌های پلنار، طبق داده‌های به دست آمده از تصویر توموگرافیک، نمودار اکتیویته- زمان و پس از آن با انتگرال‌گیری از این نمودار اکتیویته تجمعی برای هر ارگان چشمه به دست آمد (شکل ۱). در واقع با استفاده از تصاویر پلنار ثابت آهنگ واپاشی (λ_{eff}) برای محاسبه اکتیویته تجمعی ارگان $\tilde{A}$ مورد نظر تخمین زده می‌شود(۷):

$$\tilde{A} = A_{SPECT}\frac{e^{\lambda_{eff}\, t_{SPECT}}}{\lambda_{eff}} \qquad \text{رابطه ۳}$$

که در آن t_{SPECT} مدت‌زمان دریافت داده‌های توموگرافیک و A_{SPECT} اکتیویته مطلق هر ارگان مورد نظر می‌باشد. اکتیویته مطلق در ارگان‌های چشمه از طریق تصحیح شمارش‌ها در حجم‌های مورد نظر و تقسیم نمودن آن بر فاکتور تصحیح به دست آمده با استفاده از یک فانتوم استوانه‌ای معادل بافت بدن انسان محاسبه شد.

$$A_{SPECT} = \frac{R}{CF} \qquad \text{رابطه ۴}$$

که در آن R آهنگ شمارش تصحیح شده و CF فاکتور تصحیح به دست آمده از فانتوم معادل بافت می‌باشد. این فاکتور با قرار دادن اکتیویته معلوم درون فانتوم و تصویربرداری از آن در زمان مشخص و با همان پروتکل استفاده شده برای تصویربرداری بیماران به دست آمد.

برای محاسبه دوز ارگان‌های مختلف از کمیت زمان اقامت رادیودارو با تقسیم نمودن اکتیویته تجمعی هر ارگان بر اکتیویته تزریقی بیمار استفاده شد. زمان اقامت مربوط به مابقی بدن (بقیه ارگان‌های دارای اکتیویته غیر قابل توجه) از طریق تفریق نمودن زمان‌های اقامت محاسبه شده برای همه ارگان‌های دارای اکتیویته قابل توجه از زمان اقامت رادیودارو در کل بدن تعیین شد (۱۲).

مقادیر S مربوط ^{99m}Tc توسط نرم‌افزار MIRDOSE با استفاده از فانتوم‌های شبه انسانی کودک با اندازه‌های مختلف که معرف کودکان در سنین ۱۵، ۱۰، ۵ و ۱ سال و وزن‌های ۵۵/۶، ۳۲/۴، ۱۸/۶ و ۹/۹ هستند در دسترس می‌باشند. دوز جذبی رسیده به ارگان‌های مختلف با انتخاب فانتوم متناسب با سن و وزن هر بیمار کودک و وارد کردن زمان‌های اقامت ارگان های مختلف در نرم‌افزار MIRDOSE نسخه ۳/۱ برحسب mSv/MBq محاسبه شد.

نتایج

ارگان‌های با بیشترین جذب اکتیویته ناشی از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA به ترتیب کلیه‌ها، مثانه و کبد بودند و دیگر اندام‌ها تحت عنوان مابقی بدن در نظر گرفته شدند. پس از برازش یک تابع نمایی مناسب به داده‌های به دست آمده از تصاویر پلنار و SPECT اکتیویته تجمعی برای ارگان‌های با جذب

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

رادیوداروی قابل توجه محاسبه شد. میانگین زمان‌های ماندگاری برای اندام‌های کلیه‌ها، محتوی مثانه و کبد به ترتیب ۰/۹۸±۱/۵۴، ۰/۱۴±۰/۱۳ و ۰/۰۴±۰/۰۸ ساعت بودند همچنین زمان ماندگاری برای مابقی اندام‌ها ۱/۱۶±۲/۳ ساعت بود. ضریب همبستگی برای نمودارهای نمایی برازش شده با منحنی‌های اکتیویته- زمان بالای ٪۹۵ اطمینان بود (۱۷). زمان‌های اقامت برای ارگان‌های چشمه و باقی بدن برای هر بیمار در جدول ۱ نشان داده شده است. همچنین داده‌های مربوط به سن و وزن بیماران و فانتوم مورد استفاده برای محاسبه دوز مربوط به هر یک در جدول ۱ خلاصه شده است. اندام‌های کلیه‌ها، غدد فوق کلیوی، دیواره مثانه، طحال، گنادها، پانکراس و دیواره صفرا به ترتیب با میانگین دوز جذبی ۱۶۰±۲۰۰، ۵/۹±۱/۱۵، ۸/۹±۷/۱۴، ۸/۷±۷/۱۲، ۲/۱۱±۴/۱۲، ۲/۶ ± ۵/۱۰ و ۷/۵±۸/۹ میکرو سیورت بر مگابکرل دارای بیشترین دوز جذبی در میان ارگان‌های بدن بودند. دوزهای جذبی مربوط به ارگان‌های مختلف هر بیمار در جدول ۱ ارائه شده است.

بحث

محاسبات دوز تابشی ناشی از رادیوداروها با انتشار و پیاده‌سازی ابزارهایی مانند نرم‌افزار MIRDOSE متعارف شده است. نرم‌افزار MIRDOSE تا حد زیادی محاسبه دوز تابشی داخلی را با استفاده از تکنیک MIRD تسهیل نموده است. در این مطالعه در میان ارگان‌ها کلیه‌ها دارای بیشترین دوز جذبی بودند که به علت تجمع رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA در کلیه‌ها و در نتیجه بالا بودن زمان ماندگاری رادیودارو در کلیه‌های بیماران بوده است. عامل بعدی در افزایش دوز جذبی یک ارگان فاصله از ارگان‌های چشمه است همان‌طور که دوز جذبی غدد فوق کلیوی به علت نزدیکی به ارگان چشمه، کلیه‌ها و دیواره مثانه به علت مجاورت با محتوای مثانه که حاوی اکتیویته می‌باشد قابل توجه‌اند (۱۸). اختلاف قابل توجهی در دوزهای جذبی ارگان‌های بیماران مختلف مشاهده شد. دلیل این اختلاف می‌تواند توزیع بیولوژیکی متفاوت رادیودارو در بیماران مختلف، مقدار جذب متفاوت اکتیویته در ارگان‌های مختلف و سرعت دفع متفاوت رادیودارو از بدن آن‌ها باشد. مقادیر دوزهای محاسبه شده در این مطالعه با مقادیر گزارش شده از مطالعات پیشین قابل مقایسه بودند (۴, ۱۹). هر دو مطالعه پیشین اکتیویته تجمعی و زمان ماندگاری ^{99m}Tc DMSA را با استفاده از روش آنالیز نمای توأم به دست آورده بودند. دلیل دیگر این اختلاف رفتار متفاوت رادیودارو در بدن بیماران مختلف با توجه به شدت بیماری می‌باشد. دوز جذبی میانگین هر ارگان هدف شامل دوز حاصل از خود جذبی و دیگر جذبی می‌باشد. یکی از قابلیت‌های نرم‌افزار MIRDOSE تعیین سهم دوز جذبی در هر ارگان ناشی از خود جذبی و دیگر جذبی می‌باشد. آنالیزهای دوز خود جذبی و دیگر جذبی نشان داد در ارگان‌های چشمه مثل کلیه‌ها بیشترین درصد دوز جذبی مربوط به اکتیویته موجود در خود ارگان می‌باشد. حدود ۹۷ درصد دوز رسیده به کلیه‌ها ناشی از اکتیویته موجود در خود کلیه‌ها و حدود ۴۰ درصد دوز رسیده به کبد نیز ناشی از کلیه‌ها می‌باشد. درصد خود جذبی کبد نیز حدود ۳۰ درصد می‌باشد. همچنین بیشتر دوز جذبی رسیده به طحال ناشی از اکتیویته موجود در کلیه‌ها بوده است که می‌تواند به علت اکتیویته بالای موجود در کلیه‌ها و فاصله نزدیک میان طحال و کلیه‌ها باشد. به طور کلی بیشتر دوز جذبی ارگان‌های اطراف کلیه‌ها ناشی از اکتیویته موجود در کلیه می‌باشد.

دقت محاسبات دوز داخلی تا حد زیادی وابسته به دقت کمی‌سازی اکتیویته در بدن بیمار می‌باشد از این رو انتخاب روشی که در عین سادگی و بدون ایجاد اختلال در بار کاری محیط‌های پر مشغله بخش پزشکی هسته‌ای دارای دقت کافی برای کمی‌سازی اکتیویته در بدن باشد، ضروری می‌باشد (۱۴). در روش ترکیبی پلنار/SPECT توزیع زمانی رادیودارو در بدن بیمار با استفاده از تصاویر دو بعدی که در عین سادگی زمان کوتاهی می‌برند به دست می‌آید و از یک تصویر SPECT برای تخمین اکتیویته استفاده می‌شود. در این روش با استفاده از تصاویر توموگرافیک خطای ناشی از اثر تداخل بافت‌ها (overlapping tissue) به ویژه در بررسی اندام‌های کلیه‌ها و کبد که در این تحقیق مورد مطالعه قرار گرفتند از بین می‌رود و تصحیح دیگر خطاهای کمی‌سازی اکتیویته مانند اثر تضعیف دقیق‌تر می‌باشد. علاوه بر گرفتن تصاویر سه بعدی SPECT به

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

علت پایین بودن کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای در توصیف مرز میان اندام‌ها از بیماران تصاویر MRI نیز هم به عنوان یک مرجع ساختاری برای اندام‌ها و هم برای به دست آوردن قطر بدن و اندام‌های بیماران گرفته شد.

اکتیویته تزریقی به بیماران کودک در بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید صدوقی یزد بر اساس اکتیویته تزریقی بزرگ‌سالان که با توجه به سن و وزن کودک تصحیح شده انجام می‌شود. اکتیویته تزریقی^{99m}Tc DMSA در این بخش در گستره ۸۶ تا ۱۹۰ MBq برای بیماران مورد مطالعه در این تحقیق بوده است. متوسط اکتیویته تزریقی، برای تشخیص بهینه، به بیماران در این مطالعه، در مقایسه با سایر گزارش‌های منتشر شده، به علت کیفیت دستگاه، روش‌های بازسازی، اصلاح خطا و غیره بیشتر بوده است و باعث افزایش دوز جذبی بیماران شده است. استفاده از الگوریتم‌های بازسازی تکراری که در بهبود جنبه‌های فیزیکی تصویربرداری مانند پراکندگی، تضعیف و پاسخ کولیماتور و کیفیت تصاویر نقش مؤثری دارند می‌تواند باعث کاهش اکتیویته تزریقی و دوز جذبی شود (۱،۱۹).

نتایج این مطالعه نشان داد که میانگین دوز مؤثر بیماران کودک ناشی از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA ۰۳/۶ ±۰۱ .۱۰ µSv/MBq بود. مقدار دوز مؤثر ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA توسط Mattsson در مطالعه‌ای مروری در مورد دوز مؤثر رادیوداروهای مختلف، حدود ۹ میکروسیورت بر مگابکرل گزارش شده است (۲۰). مقدار دوز مؤثر گزارش شده برای بیماران بزرگ‌سال می‌باشد درحالی که در این مطالعه دوز جذبی کودکان مورد بررسی قرار گرفته است و ممکن است رفتار بیوکنتیکی رادیوداروی ^{99m}Tc DMSA در افراد بزرگ‌سال و کودک متفاوت باشد (۱). از طرفی تمام بیماران مورد مطالعه در این تحقیق به علت اختلالات دستگاه ادراری و کلیوی بستری بوده و مسلماً با توجه به میزان این اختلالات، در جذب و دفع این رادیودارو با افراد سالم تفاوت دارند. در این مطالعه از فانتوم‌های کودک در نرم‌افزار MIRDOSE برای محاسبه دوز جذبی استفاده شده است که مطالعات مختلف نشان داده‌اند اختلاف قابل توجهی میان آناتومی هر بیمار و این فانتوم‌ها می‌تواند وجود داشته باشد لذا پیشنهاد می‌شود برای محاسبات دوزیمتری داخلی از روش‌های مبتنی بر تصویر خود بیماران و روش مونت کارلو استفاده شود. اختلاف میان دوزهای مؤثر بیماران و دوزهای جذبی اندام‌های بیماران مختلف نشان‌دهنده اختلاف در توزیع فضایی و زمانی رادیودارو در بدن بیماران مختلف می‌باشد که اهمیت محاسبات دوز داخلی برای هر فرد به صورت اختصاصی را می‌رساند.

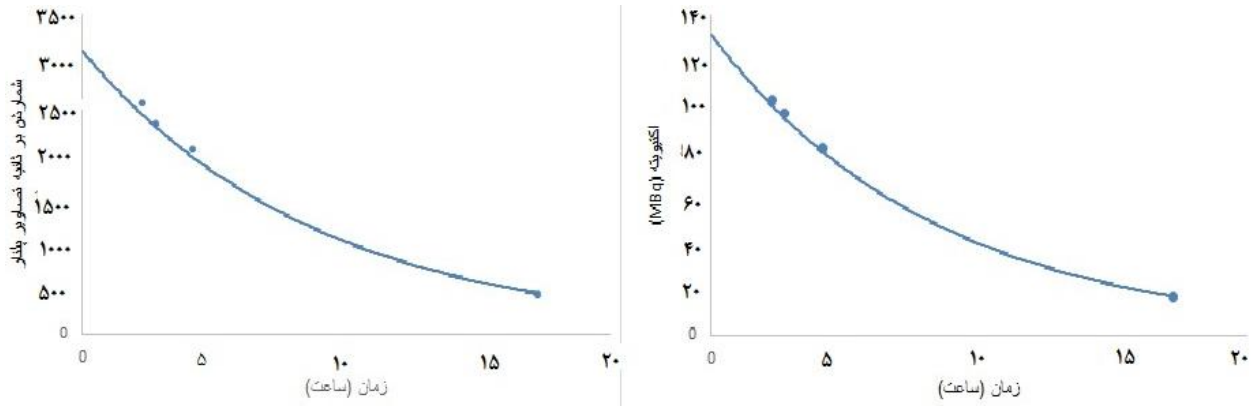
جدول ۱: داده‌های دموگرافیک و مقدار اکتیویته تزریقی به هر بیمار و نتایج محاسبه دوز برای بیماران

بیماران	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
جنسیت	پسر	دختر	دختر	دختر	دختر	دختر	دختر	دختر	پسر	پسر
سن	۸	۵	۷	۴	۱۲	۳	۷	۴	۴	۴
وزن (kg)	۲۵	۲۰	۲۰	۱۸	۴۳	۱۵	۲۱	۱۳	۱۵	۱۴
اکتیویته تزریقی(MBq)	۱۱۶/۹	۱۱۶/۱۶	۱۹۰	۱۱۲/۱۱	۱۷۸/۷۱	۱۲۴/۶۵	۸۶/۲	۱۳۶/۹	۱۱۷/۰۶	۹۸/۰۵
زمان ماندگاری رادیودارو در اندام‌های بیماران (h)										
کلیه‌ها	۱/۷۴	۲/۱۲	۲/۰۳	۰/۸۸	۰/۳۶	۲/۷۴	۰/۱۰	۲/۹۰	۱/۸۸	۰/۶۲
کبد	۰/۱۵	۰/۰۴	۰/۱۳	۰/۰۸	۰/۰۹	۰/۱۰	۰/۰۳	۰/۰۸	۰/۱۲	۰/۰۲
مثانه	۰/۰۳	۰/۰۲	۰/۰۷	۰/۲۱	۰/۴۶	۰/۰۷	۰/۰۲	۰/۲۳	۰/۱۱	۰/۰۴
باقیمانده بدن	۲/۶۲	۳/۶۷	۰/۷۵	۲/۵۳	۱/۵۳	۴/۱۴	۱/۱۰	۲/۴۴	۲/۹۰	۰/۹۹
فانتوم کودک استفاده شده	۱۰	۵	۵	۵	۱۵	۵	۵	۵	۵	۵

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

دوز جذبی ارگان‌ها (µSv/MBq)

غدد فوق کلیوی	۱۲/۸۰	۲۲/۶۰	۱۷/۵۰	۱۱/۳۰	۲/۵۳	۲۸/۴	۲/۶۶	۲۶/۸۰	۱۹/۸۰	۶/۵۰
دیواره کیسه صفرا	۸/۴۵	۱۴/۸۰	۹/۷۲	۸/۶۳	۲/۲۳	۱۸/۴۰	۲/۶۵	۱۵/۸۰	۱۳/۲۰	۴/۲۷
کلیه‌ها	۱۴۴	۵۵۱	۲۳۸	۱۰۵	۲۲	۳۲۴	۱۲.۸	۳۴۱	۲۲۳	۷۳/۴
کبد	۸/۰۹	۹/۵۰	۹/۸۷	۶/۶۹	۲/۳۶	۱۳/۳	۲/۰۰	۱/۱۹	۱۰/۸	۲/۹۸
پانکراس	۹/۳۴	۱۵/۹	۱۰/۸	۸/۷۲	۲/۱۷	۱۹/۷	۲/۵۱	۱۷/۴	۱۳/۹	۴/۵۶
طحال	۱۰/۹	۱۹/۲	۱۴/۰	۹/۷۲	۲/۲۰	۲۳/۹۰	۲/۴۴	۲۲/۲۰	۱۶/۶۰	۵/۵۰
دیواره مثانه	۵/۴۵	۸/۰۹	۹/۷۲	۲۷/۴۰	۲۴/۹۰	۱۴/۶۰	۳/۸۰	۳۰/۳۰	۱۷/۱۰	۶/۰۸
گنادها	۲/۷۰	۹/۳۸	۴/۱۳	۲۷/۴	۲۴/۹۰	۱۴/۶۰	۳/۸۰	۳۰/۰۳	۴/۸۲	۱/۶۵
دوز مؤثر	۸/۶۸	۱۵/۱	۱۰/۴	۹/۶۴	۳/۲۰	۱۹/۱۰	۲/۴۰	۱۸/۳۰	۱۳/۸	۴/۵۹
دوز مؤثر معادل	۱۴/۱۰	۲۴/۹۰	۱۹/۷۰	۱۵/۳۰	۴/۵۲	۳۱/۴۰	۴/۷۹	۳۱/۲۰	۲۲/۰	۷/۳۲



نمودار۱: نمونه‌ای از نمودار اکتیویته-زمان برای بیمار شماره ۶ برای باقی‌مانده بدن. ابتدا با استفاده از تصاویر پلنار گرفته شده نمودار شمارش- زمان رسم شده (سمت چپ) و سپس با مقیاس بندی داده‌ها به اکتیویته به دست آمده از تصویر SPECT نمودار اکتیویته- زمان رسم شده است.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه تحقیقاتی محمود باقری دانشجوی کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشگاه شهید صدوقی یزد می‌باشد. از همکاری بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید صدوقی یزد در این تحقیق سپاسگزاریم.

References:

1- Lythgoe KEMF, Anderson PJ, Smith T, Gordon I. ***Biokinetic Behavior of Technetium—99m-DMSA in Children.*** J Nucl Med 1996; 37: 1331-35.

2- Sfakianakis GN, Cavagnaro F, Zilleruelo G, Abitbol C, Montane B, Georgiou M, et al. ***Diuretic MAG3 scintigraphy (F0) in acute pyelonephritis: regional parenchymal dysfunction and comparison with DMSA.*** J Nuclear Med 2000; 41(12): 1955-63.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

3- Treves ST, Baker A, Fahey FH, Cao X, Davis RT, Drubach LA, et al. ***Nuclear medicine in the first year of life.*** J Nuclear Med 2011; 52(6): 905-25.

4- Sgouros G, Frey EC, Bolch WE, Wayson MB, Abadia AF, Treves ST. ***An approach for balancing diagnostic image quality with cancer risk: application to pediatric diagnostic imaging of 99mTc-dimercaptosuccinic acid.*** J Nuclear Med 2011; 52(12): 1923-29.

5- Eberlein U, Bröer JH, Vandevoorde C, Santos P, Bardiès M, Bacher K, et al. ***Biokinetics and dosimetry of commonly used radiopharmaceuticals in diagnostic nuclear medicine–a review.*** European J Nuclear Med and molecular imaging 2011; 38(12): 2269-81.

6- Shahbazi-Gahrouei D, Nikzad S. ***Determination of organ doses in radioiodine therapy using medical internal radiation dosimetry (MIRD) method.*** Iran J Radiat Res 2011; 8(4): 249-52.

7- Grimes J, Celler A .***Comparison of internal dose estimates obtained using organ-level, voxel S value, and Monte Carlo techniques.*** Medical physics 2014; 41(9): 092501.

8- Grimes J, Celler A, Birkenfeld B, Shcherbinin S, Listewnik MH, Piwowarska-Bilska H, et al. ***Patient-specific radiation dosimetry of 99mTc-HYNIC-Tyr3-octreotide in neuroendocrine tumors.*** J Nuclear Med 2011; 52(9): 1474-81.

9- Matthay KK, Panina C, Huberty J, Price D, Glidden DV, Tang HR, et al. ***Correlation of tumor and whole-body dosimetry with tumor response and toxicity in refractory neuroblastoma treated with 131I-MIBG.*** J Nuclear Med 2001; 42(11): 1713-21.

10- Wiseman GA, Kornmehl E, Leigh B, Erwin WD, Podoloff DA, Spies S, et al. ***Radiation dosimetry results and safety correlations from 90Y-ibritumomab tiuxetan radioimmunotherapy for relapsed or refractory non-Hodgkin's lymphoma: combined data from 4 clinical trials.*** J nuclear Med 2003; 44(3): 465-74.

11- Stabin MG, Sparks RB, Crowe E. ***OLINDA/EXM: the second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine.*** J Nuclear Med 2005; 46(6): 1023-7.

12- Momennezhad M, Nasseri S, Zakavi SR, Parach AA, Ghorbani M, Asl RG. ***A 3D Monte Carlo Method for Estimation of Patient-specific Internal Organs Absorbed Dose for 99mTc-hynic-Tyr3-octreotide Imaging.*** World J nuclear Med 2016; 15(2): 114.

13- Obrzut SL, Koren AO, Mandelkern MA, Brody AL, Hoh CK, London ED. ***Whole-body radiation dosimetry of 2-[18 F] Fluoro-A-85380 in human PET imaging studies.*** Nuclear Med Bio 2005; 32(8): 869-74.

14- Marcatili S, Villoing D, Mauxion T, McParland B, Bardiès M. ***Model-based versus specific dosimetry in diagnostic context: Comparison of three dosimetric approaches.*** Med physics 2015; 42(3): 1288-96.

15- Prideaux AR, Song H, Hobbs RF, He B, Frey EC, Ladenson PW, et al. ***Three-dimensional radiobiologic dosimetry: Application of radiobiologic modeling to patient-specific 3-dimensional imaging–based internal dosimetry.*** J Nuclear Med 2007; 48(6): 1008-16.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

16- Siegel JA, Thomas SR, Stubbs JB, Stabin MG. ***MIRD pamphlet no. 16: techniques for quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates.*** J Nuclear Med 1999; 40(2): 37S.

17- He B, Wahl RL, Sgouros G, Du Y, Jacene H, Kasecamp WR, et al. ***Comparison of organ residence time estimation methods for radioimmunotherapy dosimetry and treatment planning—patient studies.*** Med physics 2009; 36(5): 1595-1601.

18- Parach AA, Rajabi H, Askari MA. ***Paired organs—Should they be treated jointly or separately in internal dosimetry?*** Med physics 2011; 38(10): 5509-21.

19- Smith T, Evans K, Lythgoe MF, Anderson PJ, Gordon I. ***Radiation Dosimetry of Technetium-99m—DMSA.*** J Nucl Med 1996; 37: 1336-42.

20- Mattsson S. ***Patient dosimetry in nuclear medicine.*** Radiation protection dosimetry 2015: ncv061.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

The Estimation of ^{99m}tc DMSA Absorbed Dose in Renal Scintigraphy of Pediatric Patients Using MIRDOSE Software and Planar/SPECT Hybrid Method

Mahmoud Bagheri (MS)[1], Seid Kazem Razavi-Ratki (MD)[2], Reza Nafisi-Moghadam (MD)[3]
Mohammad Ali Jelodari (BS)[4], Ali Asghar Parach (PhD)[*5]

[1,5] Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
[2] Research Center for Nuclear Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
[3] Department of Radiologist, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
[4] Technician, Division of Nuclear Medicine, Shahid Sadoughi Hospital, Yazd, Iran.

Received: 16 Aug 2016 ***Accepted:*** 3 Nov 2016

Abstract

Introduction: ^{99m}Tc–Dimercaptosuccinic Acid (DMSA) as evaluation of pediatric genitourinary abnormalities has an important role in pediatric nuclear medicine. The aim of this study was to estimate organs absorbed dose for children injected by ^{99m}Tc DMSA using MIRDOSE software and hybrid planar/SPECT method.

Methods: After injection of ^{99m}Tc-DMSA, ten children with genitourinary abnormalities underwent 3-5 planar scans and single SPECT scan (at 1 to 20 h post injection). Also for anatomical reference of patients' organs, MRI scans were performed for each patient. A hybrid planar/SPECT method was used to plot time activity curves for obtain source organs cumulated activity and then to calculate obserbed doses of organs MIRDOSE software was used.

Results: Mean absorbed dose due to ^{99m}Tc-DMSA in pediatric for kidneys (200 ± 160), adrenals (15.1 ± 9.5), urinary bladder wall (14.7 ± 9.8), spleen (12.7 ± 7.8), gonads (12.4 ± 11.2), pancreas (10.5 ± 6.2), gall bladder wall (9.8 ± 5.7) , , , , , micro Sivert per MegaBequrel, respectively. Also, the mean effective doses was 10.01 ± 6.03 µSv/MBq.

Conclusion: The difference between the radiation doses received by the various organs of the patients caused by different amounts of radiopharmaceutical uptake in organs for different patients**.** Image quantities practical method using planar/SPECT hybrid method can be utilized with acceptable accuracy in determination of cumulative activity.

Keywords: Internal Absorbed dose; Combined SPECT/planar method; MIRDOSE software; Cumulated activity

This paper should be cited as:
Mahmoud Bagheri, Seid Kazem Razavi-Ratki, Reza Nafisi-Moghadam, Mohammad Ali Jelodari, Ali Asghar Parach. ***The estimation of ^{99m}tc dmsa absorbed dose in renal scintigraphy of pediatric patients using mirdose software and planar/spect hybrid method.*** J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2016; 24(8): 649-58.

Corresponding author: Tel: +98 3531682158, email: aliparach@gmail.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]