مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره بیست و ششم، شماره شش، شهریور ۱۳۹۷
تاریخ دریافت:۱۳۹۶/۶/۱۵
تاریخ پذیرش:۱۳۹۷/۲/۲۲

برآورد دوز جذبی ارگان های بدن ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc – MDP در بیماران تحت اسکن استخوان به روش دزیمتری اختصاصی و با بکارگیری روش ترکیبی پلنار/SPECT

صدیقه تقی زاده [۱]،علی اصغر پرچ* [۲]، سید کاظم رضوی رتکی [۳]،محمود باقری [۴]

مقاله پژوهشی

مقدمه: اسکن استخوان یک آزمایش اسکن پزشکی هسته ای است که منجر به پیدا کردن اختلالات خاص در استخوان می شود. رادیو داروی Methylene Diphosphonate (MDP) برای اسکن استخوان استفاده می شود. هدف از این مطالعه برآورد دوز جذبی ارگان های بدن در اسکن استخوان با تزریق رادیو داروی MDP با استفاده از نرم افزار میردوز (Mirdose) و روش ترکیبی SPECT/planar است.

روش بررسی: در این مطالعه توصیفی، از ۲۰ بیمار زن، سه تصویر پلنار در فواصل زمانی ۱، ۳ و ۵ ساعت و یک تصویر SPECT در زمان ۳ ساعت پس از تزریق گرفته شد. اکتیویته تجمعی اندام ها با روش ترکیبی SPECT/planar به دست آمد و با نرم افزار Mirdose دوز جذبی آنها محاسبه شد.

نتایج: میانگین دوز جذبی ناشی از رادیوداروی ^{99m}Tc –MDP در خانم های مورد مطالعه برای تخمدان ها (۰/۰۰۰۴ ± ۰/۰۰۵۶) و برای دیواره قلب (۰/۰۰۰۵ ± ۰/۰۰۲۶)، کلیه ها (۰/۰۰۷۲ ± ۰/۰۴۳)، کبد (۰/۰۰۰۱ ± ۰/۰۰۳۴)، ریه ها (۰/۰۰۰۱ ± ۰/۰۰۲۴)، ماهیچه ها (۰/۰۰۰۶ ± ۰/۰۰۲۸)، طحال (۰/۰۰۰۳ ± ۰/۰۰۴۸)، مثانه (۰/۰۱۲۰ ± ۰/۰۶۸۰)، استخوان ها (۰/۰۰۰۶ ± ۰/۰۰۴۶) و باقی مانده بدن (۰/۰۰۰۹۶ ± ۰/۰۰۳۱) mGy/MBq می باشند.

نتیجه‌گیری: اندام های مثانه، کلیه ها، تخمدان ها، طحال، استخوان ها، کبد، ماهیچه ها، دیواره قلب و ریه ها به ترتیب دارای بیشترین میزان دوز جذبی در میان ارگان های بدن بودند. از آن جایی که افراد دارای بیماری ها و ویژگی های بیولوژیکی متفاوت بوده، این امر منجر به جذب متفاوت رادیودارو در اندام ها و در نتیجه باعث اختلاف در میانگین دوز جذبی رادیودارو در اندام های آنان شده است.

واژه‌های کلیدی: دوز جذبی داخلی، روش ترکیبی پلنار/SPECT ، نرم افزار Mirdose، اکتیویته تجمعی

ارجاع: تقی زاده صدیقه، پرچ علی اصغر، رضوی رتکی سید کاظم، باقری محمود. **برآورد دوز جذبی ارگان های بدن ناشی از رادیوداروی** ^{99m}Tc –MDP **در بیماران تحت اسکن استخوان به روش دزیمتری اختصاصی و با بکارگیری روش ترکیبی پلنار/**SPECT. مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۳۹۷؛ ۲۶ (۶): ۷۲-۴۶۳.

۱- کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی ،یزد، ایران
۲-استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۳- استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۴- دکترا، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
*(نویسنده مسئول): تلفن: ۰۹۱۱۲۱۵۳۷۴۴ پست الکترونیکی: aliparach@gmail.com.کدپستی:۸۹۱۵۱۷۳۱۴۹

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

مقدمه

در دهه ۱۹۸۰ از رادیو داروها جهت تشخیص بیماری های قلبی استفاده شد و هم اکنون نیز از پزشکی هسته ای با اطمینان بسیار بالایی، در درمان، تشخیص و پیگیری روند درمان بیماری ها استفاده می گردد (۲،۱). رادیونوکلیدهایی که در پزشکی هسته ای استفاده می شوند در انواع روش های تشخیصی و درمانی مورد استفاده قرار می گیرند. هدف اصلی پزشکی هسته ای در هر دو زمینه تشخیصی و درمانی، افزایش تراکم در عضو هدف نسبت به اندام های دیگر است (۳). اسکن استخوان یک آزمایش اسکن پزشکی هسته ای است که در تشخیص اختلالات خاص استخوان مورد استفاده قرار می گیرد. این روش در درجه اول برای کمک به تشخیص تعدادی از وضعیت های مربوط به استخوان، از جمله: سرطان استخوان یا متاستازهای استخوان، تشخیص شکستگی-که ممکن است با اشعه ایکس قابل مشاهده نباشد- و تشخیص آسیب های استخوان به دلیل عفونت و مشکلات دیگر استفاده می شود (۴). ترکیبات دیفسفونات شامل (Hydroxmethane Diphosphonate) HEDP و MDP (Methylene Diphosphonate) برای اسکن استخوان استفاده می شوند. این ترکیبات توسط بافت استخوان جذب و توسط کلیه و مثانه دفع می گردند. علل اصلی درگیری بافت نرم توسط این ترکیبات تروما، تومور، هورمونی، التهاب، ایسکمیک و صدمات ناشی از ضربه است (۶،۵). متاستاز استخوان رایج ترین ضایعه بدخیمی استخوان است (۷). ^{99m}Tc –MDP یک رادیو داروی به طور گسترده مورد استفاده برای شناسایی متاستاز استخوان همراه با بسیاری از اشکال سرطان است (۸). در دسترس بودن Tc ونیمه عمر کوتاه آن (نیمه عمر ۶/۶ ساعت) یکی از عوامل عمده ای است که استفاده جهانی از این رادیو ایزوتوپ را ترویج کرده است. انجام اسکن استخوان به دو شکل صورت می گیرد: ۱- به صورت تک فاز: تصویربرداری ۲ تا ۴ ساعت پس از تزریق انجام می شود. ۲- سه فاز: این اسکن در سه فاز پس از تزریق انجام می شود: فاز جریان، فاز ضعیف خونی، فاز تاخیری. در فاز جریان با دیدن اولین نشانه از رادیودارو در مانیتور، تصویربرداری را آغاز می کنند، فاز ضعیف خونی بلافاصله بعد از فاز جریان آغاز می شود (این فاز را می توان ۱۰ تا ۱۵ دقیقه بعد از فاز جریان گرفت). در فاز تاخیری مانند اسکن معمولی استخوان، تصویربرداری ۲ تا ۴ ساعت بعد از تزریق انجام می شود (۹). شایع ترین نواحی ای که در آن متاستاز رخ می دهد، اسکلت محوری، مهره ها، لگن، قسمت های پروگزیمال فمور، دنده ها و جمجمه می باشند. افزایش اکتیویته استخوان که در اسکن استخوان مشاهده می شود نیز گاهی می تواند برای سایر ناهنجاری های استخوانی مانند مشکلات متابولیکی (مانند سندرم کوشینگ)، عفونت، تروما و انفارکتوس اشتباه گرفته شود (۱۰). دزیمتری دقیق برای گروه های بیماران برای هر بررسی اختصاصی به منظور بهینه سازی استفاده از تکنیک های تشخیصی مختلف رادیویی متفاوت و به منظور برآورد پرتودهی و خطر تحقیقات پزشکی هسته ای مورد نیاز است. گه گاه یا به دلایل فوری تشخیصی یا به علت حادثه، زنان تحت اسکن استخوان قرار می گیرند، اما عواقب ناشی از آن، به دلیل عدم وجود داده های سیستمیک ناشناخته بود، بنابراین داده های بالینی برای ارزیابی خطر و ایمنی سنتی گرافی تکنسیوم مورد نیاز هستند (۱۱،۱۲). دوز جذبی برای تعداد زیادی از اندام ها و بافت ها محاسبه می شود (به نام اندام ها یا بافت های هدف)، این دوز جذب شده ممکن است در نتیجه واپاشی های رادیواکتیو در مناطق دیگر به وجود آیند (مناطق منبع نامیده می شود)، بنابراین، دوزهای جذب شده در یک عضو یا بافت خاص معمولاً از مجموع سهم منابع مختلف، از جمله ارگان یا بافت هدف خودش است (۸،۱۳). برای این که قادر به برآورد دوز دقیق جذب شده به یک بیمار پس از تجویز یک رادیودارو باشیم، مدل های بیوکنیتیک در طول سال ها توسعه یافته اند و این مدل ها غالباً در حال توسعه هستند. محاسبات دوز تابشی برای رادیو داروها می تواند توسط نرم افزارهایی مانند Mirdose و نرم افزار رادار استاندارد شده انجام شود (۸). در روش (Medical MIRD Internal Radiation Dose)، دوز جذب شده در اندام هدف به عنوان یک تابع از فعالیت های انباشته شده در ارگان منبع برآورد می شود و دوز ریاضی تخمینی صحیحی را برآورد می کند (۱۴). کاربر باید داده های بیوکنیتیک را در قالب زمان

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

اقامت برای اندام های منبع فراهم کند. این برنامه سپس جداولی از دوزهای ارگان ها در واحد اکتیویته تجویز شده را در واحدهای rad/mCi و mGy/MBq ایجاد می کند (۸،۱۴). زمان اقامت (τ)که در این جا استفاده می شود، به سطح زیر منحنی زمان فعالیت برای ارگان های مورد نظر، تقسیم بر اکتیویته تزریقی در زمان صفر اشاره دارد (۸). مطالعات انجام شده بر روی میزان دوز تابشی به اندام های بزرگسالان در تزریق ^{99m}Tc-MDP و با استفاده از داده هایMIRD نشان داده که دوز تابشی توسط این رادیونوکلئید به تخمدان با دوز تابشی اندام های کبد، شش، پانکراس، سینه، مغز و طحال تقریباً برابری می کند که اهمیت مطالعه بر روی دوز تابشی تمام ارگان های بدن، بیشتر نمود پیدا می کند (۸،۱۲).

رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP به خاطر داشتن ویژگی هایی از قبیل نیمه عمر طولانی تر از زمان لازم برای آماده سازی ماده تزریقی، نیمه عمر طولانی تر از مدت آزمایش، واکنش و شکل شیمیایی مناسب، سمی نبودن، کمترین مقدار تابش ذره ای و پایداری نسبی محصول نهایی به عنوان یک رادیوداروی مطلوب جهت سنتی گرافی استخوان یا همان اسکن استخوان تمام بدن مورد استفاده قرار می گیرد (۱۵). با توجه به کاربرد گسترده رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP در تشخیص بیماری های مرتبط با استخوان و اهمیت به دست آوردن مقادیر دوز جذبی ناشی از این رادیودارو در زنان، هدف از این مطالعه تخمین دوز جذبی رسیده به ارگان های مختلف در اسکن استخوان با رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP با استفاده از نرم افزار Mirdose و با بکارگیری روش ترکیبی SPECT/planar برای تعیین اکتیویته تجمعی مربوط به هر بیمار می باشد. از این رو برآورد دوز جذبی ارگان های بدن در اسکن استخوان تمام بدن در خانم ها هدف این مطالعه می باشد.

روش بررسی

این مطالعه یک مطالعه توصیفی است. این پژوهش بر روی ۲۰ بیمار زن بالغ که به علت انواع مختلف اختلالات استخوانی به بخش پزشکی هسته ای مراجعه کرده و با تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP تحت اسکن استخوان قرار گرفته بودند، انجام شد. در این مطالعه، دوز جذبی ناشی از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP در ارگان های بدن تعیین می شود. نمونه گیری به صورت تصادفی از میان زنان مراجعه نموده به بیمارستان شهید صدوقی یزد، بخش پزشکی هسته ای که برای اسکن استخوان با رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP مراجعه کرده اند، صورت پذیرفت. تصویربرداری از همه بیماران با استفاده از یک دوربین گامای دوسر(Philips ADAC, forte, Netherlands) با کولیماتور انرژی پایین- رزولوشن بالا (LEHR) انجام شد.

اکتیویته تزریقی به بیماران در گستره ۲۰ الی ۳۰ میلی کوری بود. جهت کاهش پرتوهای پراکنده از پنجره انرژی ۱۴٪ بر روی فوتوپیک ۱۴۰ keV برای چشمه رادیواکتیو تکنسیوم استفاده شد. پس از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc-MDP به بیماران، در فواصل زمانی مختلف تصویر برداری انجام شد، بدین صورت که در فاصله ۱و ۳ ساعت پس از تزریق، یک تصویر استاتیک از ناحیه لگن تا کتف بیمار گرفته و ۳ ساعت بعد از تزریق هم یک تصویر SPECT از همان نواحی با تعداد ۳۲ فریم در مدت زمان هر فریم ۲۰ ثانیه و در ماتریسی با ابعاد ۱۲۸*۱۲۸ گرفته و ۵ ساعت بعد از تزریق رادیودارو نیز یک تصویر استاتیک از همان نواحی مذکور دریافت شد. این تصاویر سپس با استفاده از تکنیک بازسازی (Ordered Subset Expectation Maximization Iterative Reconstruction) OSEM-3D بازسازی شدند که بازسازی بهتری را در مقایسه با تکنیک فیلتر بک پروجکشن که بعضاً برای بازسازی تصاویر استفاده می شود را نشان داد.

به همین علت توصیه می شود که در بخش های پزشکی هسته ای بیمارستان ها از این تکنیک جهت بازسازی تصاویر استفاده شود. از روش ترکیبی SPECT/planar برای تخمین شکل نمودارهای اکتیویته-زمان برای ارگان های مختلف استفاده شد. در این روش بعد از گرفتن تصاویر هر بیمار، به صورت دستی نواحی ای اطراف ارگان های دارای جذب قابل توجه مانند کلیه ها، مثانه، لگن و ستون فقرات 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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

آید. تصحیح زمینه ای از طریق رسم نواحی مجاور هر ارگان بر طبق معادلات زیر انجام شد:

$$I = I' - I_{BG}T_{BG} \quad T_{BG} = 1 - \frac{d_j}{D}$$ رابطه ۱

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 می باشند (۱۶). ضخامت ناحیه چشمه با استفاده از تصاویر پلنار هر بیمار به دست آمد. با استفاده از فرمول میانگین هندسی برای آهنگ های شمارش نمای قدامی و خلفی یعنی $I_{(قدامی)} I_{خلفی}$ [۱/۲] نمودارهای آهنگ های شمارش در زمان های مختلف رسم شدند، سپس نمودار اکتیویته-زمان در زمان های مختلف تصویربرداری، برای هر ارگان مورد نظر رسم و با انتگرال گیری از این نمودارها، مقادیر اکتیویته تجمعی هر ارگان به دست آمد. با تقسیم اکتیویته تجمعی بر میزان اکتیویته تزریقی زمان اقامت حاصل می شود. مقدار اکتیویته SPECT استفاده شده برای محاسبه اکتیویته تجمعی بر اساس رابطه های ۲ و ۳ محاسبه گردید:

$$A_j = \frac{R_{O(j)}}{K} = \frac{R_{corr(j)}}{K.T}.f$$ رابطه ۲

که در این رابطه R بیانگر آهنگ شمارش تصحیح شده، f فاکتور تصحیح خود جذبی در ارگان چشمه می باشند (۱۷). Tنیز فاکتور عبور بوده و با قطر بدن بیمار و ضریب جذب خطی آب در محدوده انرژی رادیونوکلئید مورد استفاده قابل محاسبه است (۱۷). فاکتور کالیبراسیون (K) تحت عنوان آهنگ شمارش در واحد اکتیویته از طریق تصویربرداری SPECT از یک چشمه نقطه ای با اکتیویته معلوم در هوا و در فاصله ۱۵ سانتی متر از سطح هر آشکارساز تعیین شد.

$$f = [\left(\mu_j d_j / 2\right) / \sinh(\mu_j d_j / 2)]$$ رابطه ۳

در رابطه فوق، μ_j و d_j به ترتیب ضریب تضعیف ناحیه چشمه و ضخامت چشمه می باشند. اندازه گیری اکتیویته ها به کمک دوز کالیبراتور مدل (RAMS-88) موجود در بخش پزشکی هسته ای شهید صدوقی یزد انجام شد.

تجزیه و تحلیل آماری

در نهایت دوز جذبی رسیده به ارگان های مختلف با انتخاب فانتوم زن بالغ و وارد کردن زمان های اقامت ارگان های مختلف در نرم افزار Mirdose نسخه ۳/۱ بر حسب (mGy/MBq) محاسبه شدند.

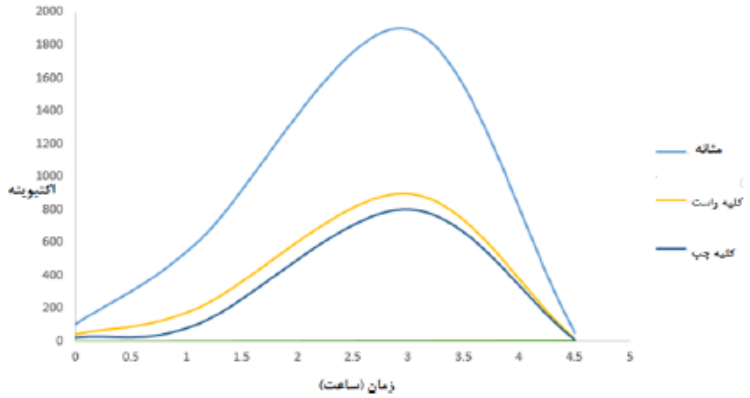
ملاحظات اخلاقی

پروپوزال این تحقیق توسط دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد تایید شده است (کد اخلاق IR.SSU.MEDICINE.REC.1395.19).

نتایج

میزان اکتیویته تجمعی هر اندام در این مطالعه از طریق برازش یک منحنی نمایی دو بعدی به داده های به دست آمده از تصاویر پلنار و SPECT به دست آمدند. نمونه ای از منحنی اکتیویته بر حسب زمان در نمودار ۱ نشان داده شده است. میانگین زمان ماندگاری برای مثانه ۰/۲۳۵ ± ۱/۱۳ و برای کلیه ها ۰/۱۶۲ ± ۰/۸۹۹ و باقی مانده بدن ۳/۱۷ ± ۰/۲۲۵ ساعت بودند که این مقادیر با ضریب هم بستگی ۹۵ درصد اطمینان به دست آمدند. دوز جذبی در واحد اکتیویته هر اندام بیمار در جدول ۱ نشان داده شده اند. اندام های مثانه، کلیه ها، تخمدان ها، طحال، استخوان، کبد، ماهیچه، دیواره قلب و ریه ها به ترتیب دارای بیشترین میزان دوز جذبی در میان ارگان های بدن بودند که با توجه به نزدیکی اندام تخمدان به مثانه این جذب حداکثری منطقی به نظر می رسد. مابقی اندام های ذکر شده هم به نسبت نزدیکی با مثانه و کلیه ها میزان جذب خود را نشان داده اند.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]



نمودار ۱: نمونه ای از منحنی اکتیویته بر حسب زمان

جدول ۱: مقادیر دوز جذبی در واحد اکتیویته ارگان های بیماران تحت اسکن استخوان بر حسب (mGy/MBq)

بیمار	دیواره مثانه	طحال	تخمدانها	ماهیچه ها	ریه ها	استخوانها	کبد	کلیه ها	دیواره قلب	باقیمانده بدن
۱	۰/۰۹۲۳	۰/۰۰۴۰	۰/۰۰۶۰	۰/۰۰۲۰	۰/۰۰۲۲	۰/۰۰۴۵	۰/۰۰۳۲	۰/۰۵۱۰	۰/۰۰۲۴	۰/۰۰۳۲
۲	۰/۰۴۴۰	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۷	۰/۰۰۳۵	۰/۰۴۴۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۱
۳	۰/۰۷۰۰	۰/۰۰۴۲	۰/۰۰۵۶	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۳۲	۰/۰۳۴۰	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۳۱
۴	۰/۱۰۰۰	۰/۰۰۵۳	۰/۰۰۶۹	۰/۰۰۳۱	۰/۰۰۲۳	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۳۵	۰/۰۶۰۰	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۳۵
۵	۰/۱۲۰۰	۰/۰۰۵۸	۰/۰۰۷۵	۰/۰۰۳۱	۰/۰۰۲۰	۰/۰۰۴۵	۰/۰۰۳۵	۰/۰۷۰۰	۰/۰۰۲۲	۰/۰۰۳۶
۶	۰/۰۸۶۰	۰/۰۰۴۳	۰/۰۰۶۱	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۲	۰/۰۰۴۴	۰/۰۰۳۱	۰/۰۴۱۰	۰/۰۰۲۴	۰/۰۰۳۱
۷	۰/۰۴۲۰	۰/۰۰۳۹	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۳۲	۰/۰۲۴۰	۰/۰۰۲۹	۰/۰۰۳۰
۸	۰/۰۲۸۰	۰/۰۰۳۵	۰/۰۰۴۴	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۹	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۳۲	۰/۰۱۴۰	۰/۰۰۳۱	۰/۰۰۲۹
۹	۰/۰۴۷۰	۰/۰۰۴۲	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۳۲	۰/۰۳۴۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۰
۱۰	۰/۰۵۳۰	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۵۰	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۴۵	۰/۰۰۳۳	۰/۰۴۳۰	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۳۰
۱۱	۰/۰۴۰۰	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۷	۰/۰۰۳۶	۰/۰۵۱۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۱
۱۲	۰/۱۳۰۰	۰/۰۰۶۱	۰/۰۰۷۹	۰/۰۰۳۲	۰/۰۰۲۰	۰/۰۰۴۵	۰/۰۰۳۵	۰/۰۸۳۰	۰/۰۰۲۱	۰/۰۰۳۷
۱۳	۰/۰۵۱۰	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۳۴	۰/۰۲۴۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۱
۱۴	۰/۰۴۷۰	۰/۰۰۴۵	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۷	۰/۰۰۳۴	۰/۰۳۹۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۱
۱۵	۰/۰۵۴۰	۰/۰۰۶۲	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۳۹	۰/۰۷۷۰	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۳۳
۱۶	۰/۱۰۰۰	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۶۸	۰/۰۰۳۱	۰/۰۰۲۳	۰/۰۰۴۷	۰/۰۰۳۳	۰/۰۵۳۰	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۳۴
۱۷	۰/۱۰۰۰	۰/۰۰۵۲	۰/۰۰۶۸	۰/۰۰۲۹	۰/۰۰۲۱	۰/۰۰۴۴	۰/۰۰۳۳	۰/۰۶۴۰	۰/۰۰۲۲	۰/۰۰۳۳
۱۸	۰/۰۵۵۰	۰/۰۰۳۶	۰/۰۰۵۳	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۳۱	۰/۰۲۰۰	۰/۰۰۲۹	۰/۰۰۳۰
۱۹	۰/۰۵۲۰	۰/۰۰۵۷	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۴۶	۰/۰۰۳۷	۰/۰۶۶۰	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۳۲
۲۰	۰/۰۴۹۰	۰/۰۰۶۱	۰/۰۰۴۹	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۳۹	۰/۰۷۲۰	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۳۳
Mean	۰/±۰۶۸۰	۰/±۰۰۴۸	۰/±۰۰۵۶	۰/±۰۰۲۸	۰/±۰۰۲۴	۰/±۰۰۴۶	۰/±۰۰۳۴	۰/±۰۴۳۰	۰/±۰۰۲۶	۰/±۰۰۳۱
±SD	۰/۰۱۲۰	۰/۰۰۰۳	۰/۰۰۰۴	۰/۰۰۰۶	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۶	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۷۲	۰/۰۰۰۵	۰/۰۰۰۹۶

بحث

محاسبات دوز بیماران با استفاده از نرم افزار Mirdose نسخه ۳/۱ انجام شدند، که این نرم افزار با دریافت زمان اقامت اندام مورد مطالعه دوز ناشی از این اندام به خود اندام (خود جذبی) و سایر اندام ها (دیگر جذبی) را محاسبه می کند. اندام هایی که بیشترین دوز جذبی را پس از مثانه و کلیه ها به خود اختصاص دادند به ترتیب تخمدان ها، طحال، استخوان، کبد، ماهیچه، دیواره قلب و ریه ها بودند، که با توجه به نزدیکی اندام تخمدان

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

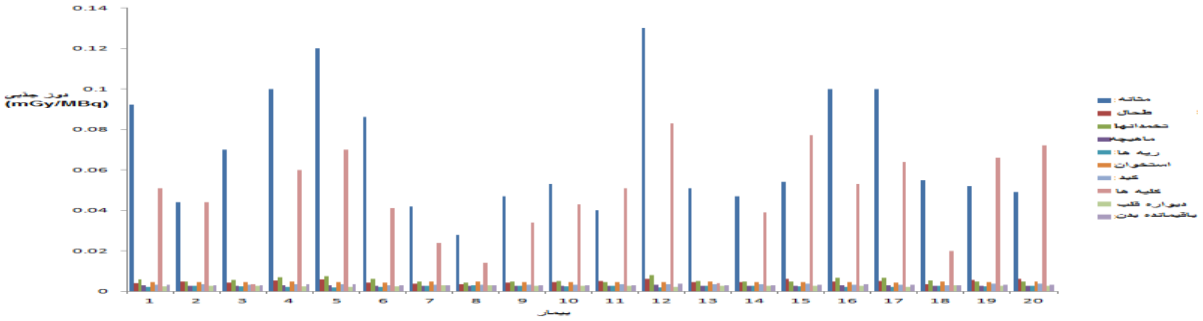
به مثانه این جذب حداکثری منطقی به نظر می رسد. بقیه اندام های ذکر شده هم به نسبت نزدیکی با مثانه و کلیه ها میزان جذب خود را نشان داده اند. در این مطالعه از هر بیمار ۳ تصویر پلنار در بازه های زمانی ۱ و۳و ۵ ساعت پس از تزریق رادیودارو و هم چنین یک تصویر SPECT در فاصله زمانی ۳ ساعت پس از تزریق رادیودارو دریافت شد. اکتیویته تزریقی به بیماران در گستره ۲۰ الی ۳۰ میلی کوری بود که این مقادیر با دقت کمی بر اساس وزن و سن بیمار تزریق می شدند. از جمله مواردی که باید در بخش های پزشکی هسته ای با دقت بیشتری انجام شود همین موضوع است که بایستی تزریق دقیقاً بر اساس وزن بیمار انجام شود تا در جذب بهتر رادیو دارو و در نتیجه تشخیص بهتر بیماری موثر واقع شود. در مطالعه ای که در سال ۲۰۱۲ جهت برآورد دوز جذبی بیماران انجام شد، رادیوداروی ^{99m}Tc –MDP مورد بررسی قرار گرفت و دوز در واحد اکتیویته (mGy/MBq) اندام های مختلف از جمله دیواره قلب، کلیه ها، ریه ها، تخمدان ها، دیواره مثانه، طحال (که همگی در همین مطالعه نیز مورد بررسی قرار گرفته اند) توسط نرم افزار Mirdose محاسبه شدند. مقادیر دوزهای به دست آمده توسط این مطالعه در تطابق خوبی با نتایج مطالعه حاضر بودند (۸).

Bambara و همکاران در سال ۲۰۱۵ مطالعه ای را بر روی ۶۵ بیمار برای تخمین اکتیویته جذب شده و با استفاده از روش conjugate view در کلیه و مثانه در بخش پزشکی هسته ای بیمارستانی در غنا با استفاده از رادیونوکلئید ^{99m}Tc –MDP و ۳ ساعت پس از تزریق آن انجام دادند و منحنی زمان- فعالیت را توسط نرم افزار MATLAB و با استفاده از مدل بیوکنیتیک منتشر شده در گزارش MIRD ۱۳ شبیه سازی و داده های حاصل از آن را با داده های تجربی مقایسه کردند. اکتیویته رادیونوکلئید تخمین زده شده برای هر دو مورد کلیه و مثانه در داده های تجربی در مقایسه با داده های تئوری حداقل بودند. کسری که کلیه و مثانه از اکتیویته تزریق شده دریافت کردند کمتر از یک درصد اکتیویته تجویز شده بود، بنابراین کلیه و مثانه دوز خیلی پایینی را در طی اسکن استخوان دریافت کردند (۱۸). دقت محاسبات دوز داخلی تا حد زیادی وابسته به دقت کمی سازی اکتیویته در بدن بیمار می باشد، از این رو انتخاب روشی که در عین سادگی و بدون ایجاد اختلال در بار کاری محیط های پر مشغله بخش پزشکی هسته ای دارای دقت کافی برای کمی سازی اکتیویته در بدن باشد، ضروری است (۱۹). ارگان هایی که بیشترین جذب اکتیویته را نشان دادند مثانه و کلیه ها بودند. رادیوداروی ^{99m}Tc –MDP برای مطالعه ناهنجاری های استخوان استفاده می شود و دفع این رادیودارو از طریق کلیه ها و مثانه صورت می گیرد، از طرفی هم ساعات تصویر برداری در این مطالعه از ۱ الی ۵ ساعت بودند که در زمان های فوق قبل از انجام تصویر برداری به بیماران تاکید می شد که حتماً مثانه خود را خالی کنند و سپس تصویر برداری انجام می شد، که با وجود این موضوع دیده می شود که چون دفع رادیو دارو از طریق مثانه انجام می شود باز هم این ارگان بیشرین میزان جذب اکتیویته را به خود اختصاص داده است. استفاده از الگوریتم های بازسازی تکراری که در بهبود جنبه های فیزیکی تصویربرداری مانند پراکندگی، تضعیف و پاسخ کولیماتور و کیفیت تصاویر نقش موثری دارند، می تواند باعث کاهش اکتیویته تزریقی و دوز جذبی بیمار شوند، که در این مطالعه از تکنیک بازسازی OSEM-3D استفاده شده است. محاسبات Mirdose برای ۲۰ بیمار مورد بررسی نشان داد که، بیشترین میزان دوز جذبی مثانه به ترتیب متعلق به بیماران شماره ۱۲، ۵ و ۴ می باشد، که در میان آن ها بیمار شماره ۱۲ مبتلا به بیماری سرطان سینه بوده است، که منجر به ایجاد متاستاز در بدن شده بود و از طرفی هم با توجه به تاکید خالی کردن مثانه قبل از انجام تصویر برداری، عمل دفع ادرار به طور کامل انجام نشده بود.

هم چنین پس از این بیمار، بیمار شماره ۵ دارای بیشترین اکتیویته تزریقی بوده که این بیمار و بیمار شماره ۴ به علت درد استخوانی در ناحیه کمر و پا برای اسکن مراجعه کرده بودند. در نمودار ۲، بیمار شماره ۸ در ارگان مثانه دارای کمترین دوز جذبی است که این بیمار کمترین اکتیویته تزریقی را دریافت کرده است. همان طور که جدول وزن و میزان

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

اکتیویته تزریقی نشان می دهد بیماران شماره ۱۲و ۵ به نسبت دارای وزن بیشتر و اکتیویته تزریقی بالا و بیمار شماره ۸ دارای وزنی کمتر و اکتیویته تزریقی پایینی می باشد. با توجه به محاسبات نرم افزار Mirdose بیشترین دوز جذبی در اندام های مثانه، تخمدان ها، ماهیچه و کلیه ها متعلق به بیمار شماره ۱۲ و بیشترین دوز جذبی در اندام های ریه ها، استخوان و دیواره قلب متعلق به بیمار شماره ۸ می باشند. برای اندام های طحال و کبد هم چنین بیمار شماره ۱۵ بیشترین دوز جذبی را نشان داده است که این بیمار به علت درد در ناحیه دست ها و پاها و وجود کیست استخوانی برای اسکن استخوان مراجعه کرده بود.



نمودار۲: اختلاف در میان دوز جذبی ارگان های هر بیمار و اختلاف در دوز جذبی ارگان ها میان بیماران مختلف. محاسبه شده توسط نرم افزار Mirdose

در این مطالعه از فانتوم زن بالغ برنامه Mirdose استفاده شد که این فانتوم قطعاً تفاوت هایی از نظر آناتومیکی با بیماران مورد مطالعه را داراست، از این رو توصیه می شود جهت نزدیکی نتایج مطالعات با آن چه که واقعاً انجام می شود ازروش هایی مبتنی بر تصاویر گرفته شده از خود بیماران و هم چنین شبیه سازی مونت کارلو استفاده شود.

نتیجه گیری

اندام های مثانه، کلیه ها، تخمدان ها، طحال، استخوان ها، کبد، ماهیچه ها، دیواره قلب و ریه ها به ترتیب دارای بیشترین میزان دوز جذبی در میان ارگان های بدن بودند. از جمله دلایل جذب متفاوت رادیو دارو در اندام های ذکر شده این است که این بیماران به دلایل مختلفی به بخش پزشکی هسته ای جهت انجام اسکن استخوان مراجعه کرده بودند و بعضاً به دلیل بیماری خود دچار متاستاز شده بودند و همین طور تفاوت هایی در سیستم بیولوژیکی هر بیمار وجود دارد، تمام این عوامل منجر به جذب متفاوت رادیو دارو در اندام های این بیماران شده است.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان نامه تحقیقاتی صدیقه تقی‌زاده، دانشجوی کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد می باشد، از همکاری و حمایت مالی بخش های پزشکی هسته ای بیمارستان های شهید صدوقی و افشار یزد در این تحقیق سپاسگزارم.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

References

1- Arora S, Dhull VS, Karunanithi S, Parida GK, Sharma A, Shamim S. ***99m Tc-MDP SPECT/CT as the one-stop imaging modality for the diagnosis of early setting of Kienbock's disease***. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol 2015; 34(3): 185-7.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

2- Zhao Z, Li L, Li F, Zhao L. ***Single photon emission computed tomography/spiral computed tomography fusion imaging for the diagnosis of bone metastasis in patients with known cancer.*** Skeletal Radiol 2010; 39(2): 147-53.

3- Krol A. ***Nuclear Medicine Physics: The Basics.*** 5th ed.Radiology; 1992;208(1):142.

4- Brown ML, Collier BD Jr, Fogelman I. ***Bone scintigraphy: part 1. oncology and infection***. J Nucl Med 1993; 34(12): 2236-40.

5- Min JW, Um SW, Yim JJ, Yoo CG, Han SK, Shim YS, Kim YW. ***The role of whole-body FDG PET/CT, Tc 99m MDP bone scintigraphy, and serum alkaline phosphatase in detecting bone metastasis in patients with newly diagnosed lung cancer***. J Korean Med Sci 2009; 24(2): 275-80.

6- Şahin E, Elboğa U, Kalender E. ***An Incidental Finding of Extraosseous Uptake in Technetium 99m Methylene Diphosphonate Bone Scintigraphy: Uterine Leiomyoma***. J Med Imaging Radiat Sci 2014; 45(2): 141-3.

7- Yang HL, Liu T, Wang XM, Xu Y, Deng SM. ***Diagnosis of bone metastases: a meta-analysis comparing 18FDG PET, CT, MRI and bone scintigraphy***. *Eur* Radiol 2011; 21(12): 2604-17.

8- Helal N. ***Patient organs dose calculations in nuclear medicine***. Int J Res Rev Appl Sci 2012; 11(1): 153-61.

9- Davis MA, Jones AG. ***Comparison of 99mTc-labeled phosphate and phosphonate agents for skeletal imaging.*** *Semin Nucl Med* 1976: 6(1): 19-31.

10- Khan AH, Yusof CN, Ahmad A, Sulaiman SA. ***Bone Syntigraphy with^ sup 99m^ Tc-MDP in Breast Cancer Patient***. Int J Pharm Sci Res 2012; 4(12): 2015-17.

11- Schaefer C, Meister R, Wentzeck R, Weber-Schoendorfer C. ***Fetal outcome after technetium scintigraphy in early pregnancy***. Reprod Toxicol 2009; 28(2): 161-6.

12- Stabin MG. ***Uncertainties in internal dose calculations for radiopharmaceuticals.*** J Nucl Med 2008; 49(5): 853-60.

13- Amato E, Campennì A, Herberg A, Minutoli F, Baldari S. ***Internal Radiation Dosimetry: Models and Applications***. 12 Chapters on Nuclear Medicine: InTech;2011.

14- Stabin MG. ***MIRDOSE: personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine***. J Nucl Med 1996; 37(3): 538-46.

15- Fisher DR, Shen S, Meredith RF. ***MIRD dose estimate report No. 20: radiation absorbed-dose estimates for 111In-and 90Y-ibritumomab tiuxetan***. J Nucl Med 2009; 50(4): 644-52.

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 Nucl Med 1999; 40(2): 37S-61S.

17- Zanzonico P. ***Nuclear Medicine Radiation Dosimetry, Advanced Theoretical Principles.: Medical physics***.2011; 38(1):549.

18- Bambara LT, Kyere AK, Hasford F, Sosu EK, Wilson IK. ***Estimation of kidney and bladder***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

radionuclide activity for patients undergoing bone scan. J Radiat Res Appl Sci 2015; 8(3): 317-22.

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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 26| NO 6 | Sep 2018
Received: 6 Sep 2017
Accepted: 2 May 2018

The estimation of body organs absorbed dose induced by ^{99m}Tc –MDP radiopharmaceutical in the patients undergoing bone scan by specific dosimetry and planar/SPECT hybrid method

Sedigheh Taghizadeh[1], Ali Asghar Parach[†2], Seid Kazem Razavi-Ratki [3], Mahmoud Bagheri [4]

Original Article

Introduction: Bone scan is a nuclear medicine scan test, which leads to finding specific abnormalities in the bone. Methylene Diphosphonate (MDP) is used to bone scan. This combination is absorbed by bone tissue and is excreted by the kidneys and bladder. The purpose of this study was to estimate the absorbed dose of organs in bone scan with injection MDP radiopharmaceutical by specific dosimetry and the SPECT/planar hybrid method.

Methods: 20 females who referred to the Nuclear Medicine Department for bone disorders were examined and three planar images intervals of 1, 3 and 5 hours and one SPECT at 3 hours after injection were taken from them. The cumulative activity of the organs was obtained using the SPECT/planar hybrid method and then the absorbed dose was calculated using Mirdose software.

Results: The mean absorbed dose due to ^{99m}Tc-MDP in women for heart wall (0.0026±0.0005), kidneys (0.043± 0.0072), liver (0.0034±0.0001), lungs (0.0024±0.0001), muscle (0.0028±0.0006), ovaries (0.0056±0.0004), spleen (0.0048±0.0003), urinary bladder wall (0.0680±0.0120), bones (0.0046± 0.0006) and reminder of the body (0.0031± 0.00096) mGy/MBq were obtained.

Conclusion: Bladder, kidneys, ovaries, spleen, bones, liver, muscles, walls of the heart and lungs have the highest rates of absorbed dose in organs, respectively. Since the women studied in this study had different diseases, bone disorders, and biological characteristics, and some of them were metastatic due to the disease, this led to a different absorption of radiopharmaceuticals in the various organs of these patients, which caused the differences in the average absorbed dose of radiopharmaceuticals in their organs.

Keywords: Internal absorbed dose; Combined SPECT/Planar method; Mirdose software; Cumulated activity.

Citation: Taghizadeh S, Parach AA, Razavi-Ratki SK, Bagheri M. **The Estimation of Body Organs Absorbed Dose Induced by ^{99m}Tc –MDP Radiopharmaceutical in Patients Undergoing Bone Scan by Specific Dosimetry and Planar/SPECT Hybrid Method.** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2018; 26(6):463-72.

[1,2]Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
[3]Research Center for Nuclear Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
[4]Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences, Tehran,Iran
***Corresponding author: Tel:** 09112153744, **email:** aliparach@gmail.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-19]