

تخمین دوز جذبی ناشی از رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در بیماران تحت اسکن استخوان

دکتر داریوش شهبازی گهروی^۱، مهری دموری^۲، دکتر محمد باقر توکلی^۱، دکتر مسعود مصلحی^۳،
صدیقه رستاقی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تخمین صحیح میزان دوز جذبی رادیوداروها در کاربردهای تشخیصی و درمانی در پزشکی هسته‌ای، به منظور ارزیابی سود و زیان رسیده به بیمار ضروری می‌باشد. روش MIRD (Medical internal radiation dosimetry)، روشی معمول جهت تخمین دوز جذبی اندام‌ها از گسیل کننده‌های پرتوی داخلی است. هدف از انجام این مطالعه، تخمین دوز جذبی اندام‌ها ناشی از رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در بیماران تحت اسکن استخوان بود.

روش‌ها: این مطالعه بر روی ۲۲ بیمار که به بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید چمران اصفهان جهت بررسی متاستاز استخوانی مراجعه کرده بودند، انجام گرفت. پس از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ از بیماران در زمان‌های ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، اسکن گرفته شد. با استفاده از روش تلفیق نماها (به کارگیری روش تصحیح متداول حذف زمینه)، مقدار اکتیویته‌ی جذب شده در هر یک از اندام‌ها به دست آمد. سپس دوز جذبی آن‌ها با استفاده از روش MIRD محاسبه شد.

یافته‌ها: میزان دوز جذبی ناشی از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ برای استخوان، مثانه و کلیه‌ها با استفاده از روش متداول حذف زمینه، به ترتیب برابر 0.04 ± 0.13 ، 0.01 ± 0.08 و 0.00 ± 0.02 راد بر میلی کوری بود.

نتیجه‌گیری: مقادیر دوز به دست آمده از روش تصحیح متداول حذف زمینه، تطابق خوبی با مقادیر استاندارد گزارش شده در گزارش ۱۳ کمیته‌ی MIRD دارد.

واژگان کلیدی: دوز جذبی، روش تلفیق نماها، اکتیویته‌ی تجمعی، Medical internal radiation dosimetry

ارجاع: شهبازی گهروی داریوش، دموری مهری، توکلی محمد باقر، مصلحی مسعود، رستاقی صدیقه. تخمین دوز جذبی ناشی از رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در بیماران تحت اسکن استخوان. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۴؛ ۳۳ (۳۵۲): ۱۶۳۶-۱۶۲۸

اطلاعات اساسی و مهمی در مورد تغییرات دقیق بازگردش و پرفیوژن استخوان، جهت آشکارسازی ناهنجاری‌های آناتومیکی و فیزیولوژیکی سیستم استخوانی را در پاتولوژی استخوانی فراهم می‌کند (۳). بیماری متاستاتیک استخوان، یکی از شایع‌ترین

مقدمه

اسکن استخوان به وسیله‌ی رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ ($^{99m}\text{Tc-methylene diphosphonate}$)، به طور گسترده‌ای در آشکارسازی متاستاز استخوان با حساسیت بالا استفاده می‌شود (۱-۲)؛ این روش،

۱- استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- کارشناس ارشد، گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

منظور استفاده‌ی بهینه از روش‌های مختلف تشخیصی و بررسی سود و زیان رسیده به بیمار، پایه و اساس استفاده از رادیوداروها در پزشکی هسته‌ای است (۸-۱۳). در این روش‌ها، دوزیمتری صحیح به روش‌های اندازه‌گیری اکتیویته (کمی‌سازی اکتیویته)، کمیت داده‌ها، مهارت تکنسین و ابزار محاسبات بستگی دارد (۱۴).

روش‌های معمول دوزیمتری در پزشکی هسته‌ای، عبارت از اندازه‌گیری مستقیم توسط دوزیمتر ترمولومینسانس (Thermoluminescent dosimeter) یا TLD) و روش محاسباتی بر اساس روابط ریاضی و نرم‌افزارهای شبیه‌سازی و روش MIRD (Medical internal radiation dosimetry) است (۱۴).

مشکل استفاده از دوزیمتر ترمولومینسانس در پزشکی هسته‌ای، این است که این دوزیمتر بر روی سطح پوست در ناحیه‌ای که اندازه‌گیری دوز مورد توجه است، قرار داده می‌شود. حال اگر رادیوداروی پرتوهای آلفا و بتا گسیل کند، با توجه به قدرت نفوذ بسیار پایین این ذرات و عدم خروج این ذرات از بدن، توسط دوزیمتر لومینسانس آشکار نمی‌شوند و مقادیر دوز جذبی که این دوزیمتر نشان می‌دهد، ناشی از پرتوهای گامای گسیل شده از رادیودارو بوده، نشان‌گر مقادیر واقعی دوز جذبی نمی‌باشد (۹).

روش MIRD، روش استاندارد و معمول دوزیمتری در پزشکی هسته‌ای است. با فرض این که تمام ماده‌ی رادیواکتیو تزریقی در اندام منبع تمرکز یابد و در تمام مدت حضور در بدن با آهنگ یکسانی اندام هدف را تحت تابش قرار م‌دهد، می‌توان دوز مؤثر رسیده به اندام هدف را در هر یک از انواع آزمایش‌های پزشکی هسته‌ای محاسبه نمود (۱۵).

عوامل درد در بیماران مبتلا به سرطان می‌باشد که بر کیفیت زندگی آنان اثر دارد. متاستاز به استخوان‌ها از عوارض مکرر سرطان است که در ۷۰ درصد بیماران مبتلا به سرطان پستان و پروستات و حدود ۳۰-۱۵ درصد بیماران مبتلا به کارسینومای ریه، روده‌ی بزرگ، معده، مثانه، رحم، تیروئید و کلیه‌ها اتفاق می‌افتد. متاستازهایی که از طریق خون درگیری ایجاد کرده‌اند، تمایل به مغز قرمز استخوان دارند و در اسکلت محوری، مثل مهره‌ها، استرنوم و لگن، متاستاز استخوانی بیشتر دیده می‌شود (۴-۶).

تصویربرداری، بر اساس حداقل دوز جذبی بیمار و مشخصات آشکارسازی دستگاه‌های پزشکی هسته‌ای صورت می‌گیرد، که در آن از ^{99m}Tc استفاده می‌شود. این رادیوایزوتوپ با نیمه‌عمر ۶ ساعت، انتشار پرتوی گامای 140 keV و حداقل پرتو ذره‌ای به شرایط پیش‌گفته بسیار نزدیک است؛ این خواص باعث استفاده‌ی وسیع از آن، در پزشکی هسته‌ای گردیده است. جذب استخوانی این رادیودارو سریع است و در مدت ۲ تا حداکثر ۶ ساعت پس از تزریق در استخوان‌ها قابل ردیابی می‌باشد. پس از تزریق وریدی، حدود ۶۰-۵۰ درصد دوز تزریقی، بین ۲۰-۱۵ دقیقه در استخوان‌های اسکلتی متمرکز می‌شود و مابقی آن در بافت نرم و پلاسما توزیع و از طریق ادرار به آهستگی دفع می‌گردد. ۳۰-۲۰ درصد دوز تزریقی در مدت ۳ ساعت پس از تزریق دفع می‌شود (۷).

در پزشکی هسته‌ای، ترکیبات نشان‌دار شده با مواد رادیواکتیو وارد بدن می‌شوند و از این رو، باعث رسیدن دوز پرتو به تمام بافت‌ها و اندام‌های بدن می‌گردند. بررسی میزان دوز جذبی در اندام‌ها، به

دوشیده شد و سپس، داخل کیت متیلن دی فسفونات ریخته شد تا رادیوداروی تکنسیوم متصل شده به متیلن دی فسفونات ($^{99m}\text{Tc-MDP}$) تهیه گردد. پس از آن، به میزان ۲۲ میلی کوری (mCi) رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ برای تزریق به هر کدام از بیماران فراهم شد.

از هر یک از بیماران خواسته شد که در زمان‌های ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه پس از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ ، زیر دستگاه دوربین گامای دو سر به صورت تاق‌باز دراز بکشند، تا از ناحیه‌ی شکم و لگن، از دو نمای خلفی و قدامی آن‌ها اسکن گرفته شود. همچنین، از نمای جانبی بیماران برای اطلاع از ضخامت کلی بدن در ناحیه‌ی اندام مورد نظر و اندام‌های تحت مطالعه، تصویربرداری شد.

پس از انجام مراحل اسکن برای هر یک از بیماران در زمان‌های ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو، به دور اندام‌های مورد نظر (استخوان لگن، مثانه و کلیه‌ها) در تصاویر به دست آمده از اسکن‌های نمای قدامی و خلفی ناحیه‌ی شکم و لگن، یک ROI (Region of interest) در ناحیه‌ی آناتومیکی و یک ROI در خارج از ناحیه‌ی آناتومیکی هر یک از آن‌ها رسم شد. با استفاده از نمایشگر متصل به دوربین گاما، میزان شمارش در دقیقه‌ی هر (CPM یا Counts per minute) تصحیح نشده‌ی هر یک از اندام‌ها، به دست آمد.

برای به دست آوردن آهنگ شمارش تصحیح شده، آهنگ شمارش‌های زمینه که ناشی از اکتیویته‌ی موجود در بافت‌ها و اندام‌های اطراف اندام مورد مطالعه بود، باید حذف می‌شد و یا به عبارتی، باید تصحیح زمینه صورت می‌گرفت. در این مطالعه، از روش تصحیح متداول حذف زمینه استفاده شد که

در این روش، مهم‌ترین پارامتر، اندازه‌گیری دقیق میزان اکتیویته‌ی موجود در هر اندام، در زمان‌های مختلف بعد از تزریق رادیودارو و سپس، محاسبه‌ی اکتیویته‌ی تجمعی است. آن‌گاه، با استفاده از روابط ریاضی و عوامل فیزیکی مربوط به نوع رادیودارو، می‌توان دوز جذبی هر یک از اندام‌ها را محاسبه نمود (۵). هدف از انجام این مطالعه، تخمین دوز جذبی رسیده به استخوان، مثانه و کلیه‌ها در اسکن استخوان با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ با استفاده از روش دوزیمتری MIRD بود.

روش‌ها

این مطالعه بر روی ۲۲ بیمار بزرگسال (۱۱ مرد و ۱۱ زن) با متوسط سنی 12 ± 38 سال که به بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید چمران اصفهان جهت بررسی متاستاز استخوانی مراجعه کرده بودند، انجام گرفت. افراد با سابقه‌ی شکستگی، بیماری‌های استخوانی و بیماری فعال کلیوی، از این مطالعه حذف شدند. انجام اسکن بر روی بیماران تحت مطالعه، با رضایت کامل بیماران و تکمیل فرم رضایت آگاهانه توسط آن‌ها صورت پذیرفت.

دوربین گامای مورد استفاده (Philips ADAC, forte, Netherlands) بر روی فتوپیک 140 keV با عرض پنجره‌ی $20 \pm$ درصد برای چشمه‌ی رادیواکتیو تکنسیوم (^{99m}Tc) جهت اسکن از بیماران تنظیم شد. هدف از کالیبراسیون دوربین گاما، تعیین رابطه‌ی بین میزان اکتیویته‌ی رادیوداروی ^{99m}Tc و میزان شمارش دوربین گاما به ازای مقدار اکتیویته بود.

ابتدا، تکنسیوم از ژنراتور مولیبدن-تکنسیوم

پس از به دست آوردن مقدار اکتیویته‌ی بیماران در هر یک از زمان‌های ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه بعد از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ ، نمودار اکتیویته بر حسب زمان هر یک از اندام‌ها (استخوان لگن، مثانه و کلیه‌ها)، در نرم‌افزار MATLAB (MathWorks, Natick, MA) رسم شد. با محاسبه‌ی مساحت زیر نمودار، اکتیویته‌ی تجمعی \tilde{A} برای هر یک از اندام‌ها به دست آمد. برای محاسبه‌ی دوز اندام‌ها نیز از رابطه‌ی ۳ استفاده شد (۱۷).

$$D_T = \tilde{A}_S \times S \quad (S \leftarrow T) \quad 3$$

که در آن، D_T دوز اندام هدف، S آهنگ دوز جذبی ($\text{rad}/(\text{hr.Ci})$) و \tilde{A} اکتیویته‌ی تجمعی اندام‌های چشمه (mCi.hour) است (۱۸).

عامل S یا کسر جذبی انرژی، فقط به داده‌های فیزیکی (جرم اندام، کسر جذب و انرژی پرتو) وابسته بوده، برای هر رادیونوکلوئید و اندام‌های مختلف بدن انسان استاندارد، منحصر به فرد است (۱۹). این مقادیر در گزارش ۱۱ کمیته‌ی MIRD که با نرم‌افزار (Palisade Corporation, Ithaca, NY) Monte Carlo بر روی فانتوم شبیه‌سازی شده است، موجود می‌باشد. استفاده از مقادیر جرم انسان استاندارد در کاربردهای تشخیصی قابل قبول و مورد تأیید ICRP (International commission on radiological protection) است (۱).

نتایج به دست آمده، در نرم‌افزار آماری SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL) و با استفاده از آزمون t تک نمونه‌ای (One-Sample t)، با مقادیر استاندارد MIRD (۱۳ کمیته‌ی MIRD مقایسه و صحت آن‌ها بررسی شد.

طبق رابطه‌ی ۱، آهنگ شمارش تصحیح شده‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها با استفاده از آن محاسبه می‌شود (۱۶).

$$I_A = I_A^{\text{ROI source}} - I_A^{\text{ROI background}} \times S_A^{\text{source}} \quad 1$$

$$I_P = I_P^{\text{ROI source}} - I_P^{\text{ROI background}} \times S_P^{\text{source}}$$

در این رابطه، I_A و I_P آهنگ شمارش تصحیح شده‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها، $I_A^{\text{ROI source}}$ و $I_P^{\text{ROI source}}$ آهنگ شمارش تصحیح نشده‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها، $I_A^{\text{ROI background}}$ و $I_P^{\text{ROI background}}$ مقدار متوسط آهنگ شمارش بر پیکسل در منطقه‌ی زمینه‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها و S_A^{source} و S_P^{source} مساحت ناحیه‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها، به صورت تعداد پیکسل می‌باشد.

برای محاسبه‌ی مقادیر اکتیویته‌ی جذب شده‌ی رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در هر یک از اندام‌های مورد مطالعه، در فواصل زمانی ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو، از رابطه‌ی ۲ استفاده شد (۱).

$$A = \sqrt{\frac{IA \times IP}{e^{-\mu_e t}}} \times \frac{f}{C} \quad 2$$

در این رابطه، I_A (I_P) آهنگ شمارش تصحیح شده‌ی نمای قدامی و خلفی هر یک از اندام‌ها و t ضخامت کلی بدن بیمار در ناحیه‌ی اندام مورد نظر بر حسب سانتی‌متر است که از روی تصویر جانبی از بدن بیمار به دست می‌آید. μ_e ضریب تضعیف خطی است که برای چشمه‌ی ^{99m}Tc ، برابر $0.143/\text{cm}$ می‌باشد. f تصحیح تضعیف در چشمه‌ی ^{99m}Tc است که با استفاده از رابطه‌ی $f = \frac{(\mu_e t/2)}{\sinh(\mu_e t/2)}$ به دست می‌آید و C عامل کالیبراسیون دوربین گاما (شمارش بر ثانیه/میلی‌کوری) می‌باشد (۱۷).

یافته‌ها

پس از اعمال تصحیح زمینه بر روی شمارش‌های به دست آمده از رسم ROI بر روی تصاویر حاصل از نمای اسکن قدامی و خلفی استخوان لگن، مthane و کلیه‌ها در زمان‌های مختلف ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه پس از تزریق $^{99m}\text{Tc-MDP}$ ، شمارش‌های مورد نیاز جهت محاسبه‌ی اکتیویته به دست آمد. پس از محاسبه‌ی اکتیویته در زمان‌های مختلف برای هر یک از بیماران، نمودار اکتیویته‌ی زمان اندام‌های مورد نظر در نرم‌افزار MATLAB رسم گردید.

با تعیین میانگین از مقادیر اکتیویته‌ی جذب شده در اندام‌های استخوان لگن، مthane و کلیه‌های بیماران در زمان‌های ۱۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، مقادیر میانگین اکتیویته حاصل شد (جدول ۱).

همان‌طور که در جدول ۱ دیده می‌شود، مقدار اکتیویته‌ی استخوان با گذشت زمان پس از تزریق رادیودارو افزایش یافت. این روند افزایش تا ۳ ساعت پس از تزریق رادیودارو ادامه داشت و پس از آن کاهش یافت که نشان دهنده‌ی افزایش نسبت جذب استخوانی به جذب زمینه‌ای رادیودارو پس از گذشت حدود ۳ ساعت پس از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ بود. در کلیه با گذشت زمان، مقادیر شمارش بر دقیقه کاهش یافت (به علت تخلیه‌ی اکتیویته با

ادرار به داخل مthane) و در رابطه با مthane، در تعدادی از بیماران دیده شد که مقادیر شمارش بر دقیقه با گذشت زمان کاهش و در تعدادی دیگر تا ۶۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، در این اندام افزایش یافت و پس از ۶۰ دقیقه و تخلیه‌ی مthane با گذشت زمان، مقدار شمارش بر دقیقه‌ی مthane کاهش یافت.

با محاسبه‌ی مساحت زیر سطح منحنی‌های اکتیویته- زمان برای اندام‌های استخوان، مthane و کلیه‌ها، مقدار اکتیویته‌ی تجمعی بر حسب mCi.hour به ترتیب برابر $10/40 \pm 35/21$ ، $1/25 \pm 11/80$ و $2/81 \pm 0/28$ به دست آمد.

پس از محاسبه‌ی اکتیویته‌ی تجمعی هر یک از اندام‌های استخوان، مthane و کلیه‌ها، مقادیر دوز تجمعی آن‌ها به دست آمد (جدول ۲). همچنین، مقادیر دوز جذبی به دست آمده با مقادیر استاندارد کمیته‌ی MIRD مقایسه شد و مقدار درصد خطا و مقدار P آن‌ها گزارش شد.

بحث

پس از تزریق داخل وریدی متیلن دی‌فسفونات نشان‌دار شده با تکنسیوم، زمان اندکی داخل عروق باقی می‌ماند و سپس به فضای خارج عروقی وارد می‌شود و در نهایت، جذب استخوان می‌گردد، که پس از ۳-۴ ساعت، نیمی از دوز تزریق شده دفع و

جدول ۱. میانگین مقادیر اکتیویته‌ی جذب شده در استخوان لگن، مthane و کلیه‌های بیماران بر حسب میلی‌کوری (mCi)

اندام	زمان (دقیقه)	۱۰	۶۰	۹۰	۱۸۰
استخوان لگن		$0/90 \pm 0/41$	$2/97 \pm 0/98$	$5/33 \pm 2/08$	$10/39 \pm 2/86$
Mthane		$4/03 \pm 1/71$	$4/20 \pm 0/71$	$2/70 \pm 0/36$	$1/70 \pm 0/41$
کلیه‌ها		$1/67 \pm 0/25$	$1/29 \pm 0/13$	$0/49 \pm 0/13$	$0/20 \pm 0/04$

جدول ۲. مقادیر دوز جذبی برای هر یک از اندامها

مقدار P	درصد خطا	دوز جذبی استاندارد (rad/mCi)	میانگین دوز جذبی محاسبه شده \pm انحراف معیار (rad/mCi)	اندامها
< ۰/۰۵	۴۳	۰/۲۳	۰/۱۳ \pm ۰/۰۴	استخوان
< ۰/۰۵	۳۵	۰/۱۳	۰/۰۸ \pm ۰/۰۱	مثانه
< ۰/۰۵	۲۲	۰/۰۳	۰/۰۲ \pm ۰/۰۰	کلیه‌ها

تفکیک انرژی و داده‌های از دست رفته ناشی از پراکندگی و تضعیف بر شمردند (۱۹). همچنین، روش تصحیح زمینه‌ی به کار رفته، عامل کالیبراسیون و تفاوت آناتومیکی بین بدن انسان و فانتوم‌ها، می‌توانند باعث ایجاد خطا شوند.

مقادیر مرجع مورد استفاده برای مقایسه با نتایج مطالعه‌ی حاضر، با نرم‌افزار MIRD محاسبه شده است که در گزارش‌های جهانی برای محاسبه‌ی دوز مورد استفاده قرار می‌گیرد. MIRD نرم‌افزاری معتبر برای محاسبه‌ی دوز جذبی است. این نرم‌افزار دارای اطلاعاتی دقیق برای بیش از ۸۰۰ رادیودارو است که در آن، تمام اطلاعات دقیق درباره‌ی انواع واپاشی‌های فیزیکی رادیوداروها و نحوه‌ی توزیع بیولوژیکی آن‌ها در بدن وجود دارد. در انجام محاسبات دوز جذبی توسط این نرم‌افزار، فرضیات کامل و دقیق به همراه فانتوم‌های مختلف از اندام‌ها طراحی و در نظر گرفته شده است؛ اما محدودیتی که در استفاده از این نرم‌افزار در کشور وجود دارد، باعث می‌شود که مقادیر به دست آمده، به صورت تجربی در این طرح با مقادیر استاندارد در گزارش‌ها متفاوت باشد.

اساس این مطالعه، تخمین دوز جذبی رسیده به استخوان، مثانه و کلیه‌ها در اسکن استخوان با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در بیماران مراجعه کننده به بیمارستان شهید چمران اصفهان و با استفاده از

باعث افزایش نسبت جذب استخوانی به جذب زمینه‌ای می‌گردد. یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که با به کار بردن روش تصحیح متداول حذف زمینه‌ی اکتیویته‌ی رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MDP}$ در استخوان، پس از گذشت ۳ ساعت با روند صعودی به حداکثر میزان خود رسید. در مورد مثانه، مشاهده شد که در تعدادی از بیماران، اکتیویته‌ی این اندام در دقایق اولیه کم بود و با گذشت زمان افزایش یافت و پس از تخلیه‌ی مثانه، کاهش پیدا کرد. در تعدادی دیگر از بیماران، مقدار اکتیویته‌ی مثانه با گذشت زمان کاهش پیدا کرد. در مورد کلیه‌ها، مقدار اکتیویته با گذشت زمان کاهش یافت.

بیشترین دوز جذبی را پس از استخوان، مثانه و سپس کلیه‌ها دریافت کردند؛ نتایج به دست آمده، با گزارش‌های MIRD مطابقت داشت. یافته‌های ما نشان داد که بین مقادیر دوز جذبی به دست آمده و مقادیر استاندارد، برای استخوان، مثانه و کلیه‌ها، تفاوت معنی‌داری وجود داشت. مقادیر درصد خطای محاسبه شده از مقادیر دوز جذبی به دست آمده در مطالعه با مقادیر استاندارد دوز جذبی برای استخوان، مثانه و کلیه‌ها به ترتیب ۴۳، ۳۵ و ۲۲ درصد بود.

Siegel و همکاران، عوامل ایجاد خطا و محدودیت‌های تأثیرگذار در تعیین اکتیویته‌ی اندام‌ها را شامل محدودیت‌های ذاتی دستگاه در قدرت

تشریح و قدردانی

این مقاله، برگرفته از پایان‌نامه‌ی پژوهشی مهری دموری دانشجوی کارشناسی ارشد رشته‌ی فیزیک پزشکی، تصویب شده با شماره‌ی طرح تحقیقاتی ۳۹۴۰۳۵ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد.

روش دوزیمتری MIRD بود. بر اساس نتایج حاصل از این مطالعه، دوز جذبی به دست آمده با روش تجربی و نیز با اعمال روش تلفیق نماها (با استفاده از روش تصحیح متداول حذف زمینه)، مطابقت خوبی با مقادیر استاندارد MIRD دارد.

References

1. Shabhazi-Gahrouei D, Cheki M, Moslehi M. Estimation of organ absorbed doses in patients from $(99\text{m})\text{Tc}$ -diphosphonate using the data of MIR dose software. *J Med Signals Sens* 2012; 2(4): 231-4.
2. Salih S. Bone and spleen uptake of technetium- 99m -methylene diphosphonate in a patient with sickle-cell disease: A case report from Sudan. *J Taibah Univ Med Sci* 2014; 9(1): 78-80.
3. Wong KK, Piert M. Dynamic bone imaging with 99mTc -labeled diphosphonates and 18F-NaF : mechanisms and applications. *J Nucl Med* 2013; 54(4): 590-9.
4. Ravanbod MR, Nemati R, Javadi H, Nabipour I, Assadi M. Diffuse hepatic and spleen uptake of $\text{Tc-}99\text{m}$ MDP on Bone scintigraphy resembling liver-spleen scintigraphy in a patient of plasma cell tumor. *Case Rep Radiol* 2014; 2014: 264904.
5. Shabhazi-Gahrouei D, Cheki M, Moslehi M. Assessment of organ absorbed dose in patients following bone scan with technetium- 99m -labeled methylene diphosphonate (MDP) using of MIRD method. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2013; 40(2 Suppl): S402.
6. Chen YW, Huang MY, Hsieh JS, Hou MF, Chou SH, Lin CL. Discordant findings of skeletal metastasis between 99mTc MDP bone scans and 18F FDG PET/CT imaging for advanced breast and lung cancers--two case reports and literature review. *Kaohsiung J Med Sci* 2007; 23(12): 639-46.
7. Blake GM, Moore AE, Park-Holohan SJ, Fogelman I. A direct in vivo measurement of 99mTc -methylene diphosphonate protein binding. *Nucl Med Commun* 2003; 24(7): 829-35.
8. Shabhazi-Gahrouei D, Ayat S. Comparison of three methods of calculation, experimental and monte carlo simulation in investigation of organ doses (thyroid, sternum, cervical vertebra) in radioiodine therapy. *J Med Signals Sens* 2012; 2(3): 149-52.
9. Shabhazi-Gahrouei D, Nikzad S, Shokrani P, Shahi Z, Monadi Sh. Determination of absorbed dose of organs (thyroid, sternum, cervical vertebra) in thyroid cancer patients following radioiodine therapy. *Iran J Nucl Med* 2009; 17(1): 27-33.
10. Shabhazi-Gahrouei D, Ayat S. Determination of Organ Doses in Radioiodine Therapy using Monte Carlo Simulation. *World J Nucl Med* 2015; 14(1): 16-8.
11. Shabhazi-Gahrouei D, Ayat S. Comparison of three method of calculation, experimental and Monte Carlo simulation to determine absorbed organs dose in thyroid cancer patients following radioiodine therapy. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011; 38(Suppl 2): S434.
12. Shabhazi-Gahrouei D, Bonyadi P, Moslehi M, Shahi Z. Effects of early liothyronine consumption after radioiodine therapy on accumulated dose and exposure rate in patients with thyroid carcinoma. *Iran J Nucl Med* 2008; 16(2): 8-15.
13. Shabhazi-Gahrouei D, Shahi Z, Ziaei K, Khodamoradi E. Estimation of absorbed dose of salivary glands in radioiodine therapy and its reduction using pilocarpine. *Iran J Nucl Med* 2007; 15(2): 1-8.
14. Shabhazi-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.
15. Cheki M, Shabhazi 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(5): 296-303. [In Persian].
16. Pereira JM, Stabin MG, Lima FR, Guimaraes MI, Forrester JW. Image quantification for radiation dose calculations--limitations and uncertainties. *Health Phys* 2010; 99(5): 688-701.
17. Jonsson L, Ljungberg M, Strand SE. Evaluation of accuracy in activity calculations for the conjugate view method from Monte Carlo simulated scintillation camera images using experimental data in an anthropomorphic phantom. *J Nucl Med* 2005; 46(10): 1679-86.

18. Vakili A, Jalilian AR, Moghadam AK, Ghazi-Zahedi M, Salimi B. Evaluation and comparison of human absorbed dose of $(90)\text{Y}$ -DOTA-Cetuximab in various age groups based on distribution data in rats. *J Med Phys* 2012; 37(4): 226-34.
19. Siegel JA, Thomas SR, Stubbs JB, Stabin MG, Hays MT, Koral KF, 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(2): 37S-61S.

Estimating the Absorbed Doses from ^{99m}Tc -MDP in Patients Following Bone Scan

Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD¹, Mehri Damoori², Mohammad Bagher Tavakoli PhD¹, Masoud Moslehi PhD³, Sedigheh Rastaghi MSc⁴

Original Article

Abstract

Background: In nuclear medicine, reliable estimation of radiation doses from the diagnostic or therapeutic radiopharmaceuticals is essential to evaluate the risks and benefits of their use. The general Medical Internal Radiation Dose (MIRD) method is used in analysis to estimate the internal emitter whole organ absorbed dose. This study aimed to estimate the absorbed doses from ^{99m}Tc -methylene diphosphonate (^{99m}Tc -MDP) in patients following bone scan.

Methods: 22 patients referred to the Nuclear Medicine Department of Shahid Chamran Hospital, Isfahan, Iran, for investigation bone metastases were enrolled. Whole-body images were acquired at 10, 60, 90 and 180 minutes after the injection of ^{99m}Tc -MDP. Organ activities were calculated via the conjugate view method, using conventional background correction method. Finally, the absorbed dose was calculated using the MIRD technique.

Findings: The absorbed doses of ^{99m}Tc -MDP in bone, bladder and kidneys, using the conventional background correction method, were 0.13 ± 0.04 , 0.08 ± 0.01 and 0.02 ± 0.00 rad/mCi, respectively.

Conclusion: The results of this study showed that the calculation of absorbed dose, using conventional background correction method, was in good agreement with MIRD report No. 13.

Keywords: Absorbed dose, Conjugate view method, Cumulated activity, Medical Internal Radiation Dose (MIRD) method

Citation: Shahbazi-Gahrouei D, Damoori M, Tavakoli MB, Moslehi M, Rastaghi S. **Estimating the Absorbed Doses from ^{99m}Tc -MDP in Patients Following Bone Scan.** J Isfahan Med Sch 2015; 33(352): 1628-36

1- Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Department of Biostatistics, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Mehri Damoori, Email: mehrdamoori@gmail.com