

## تعیین اکتیویتهی اندام‌های قلب، کبد و کلیه در اسکن پرفیوژن قلب با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ با استفاده از روش تلفیق نماها

مریم افشین<sup>۱</sup>، دکتر احمد شائنی<sup>۲</sup>، دکتر مسعود مصلحی<sup>۳</sup>، صدیقه رستاقی<sup>۳</sup>

### مقاله پژوهشی

#### چکیده

**مقدمه:** برآورد دوز جذبی بیماران، اولین گام در حفاظت در برابر تشعشع است. بررسی میزان دوز جذبی در پزشکی هسته‌ای، به کمی‌سازی اکتیویته در اندام‌ها بستگی دارد. هدف از این مطالعه، ارزیابی اکتیویتهی محاسبه شده از روش تلفیق نماها، به منظور استفاده در محاسبات دوز جذبی و پیش‌بینی خطرات احتمالی ناشی از پرتو بود.

**روش‌ها:** افراد تحت مطالعه، در فاصله‌های زمانی ۱۵۶۰ و ۱۲۰ دقیقه بعد از تزریق رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ ، در اسکن پرفیوژن قلب، زیر دوربین گامای دو سر قرار گرفتند و اسکن از هر دو نمای خلفی و قدامی انجام شد. سپس با استفاده از روش تلفیق نماها، اکتیویتهی اندام‌های قلب، کبد و کلیه و همچنین برداشت رادیودارو در این اندام‌ها، به صورت درصدی از دوز تزریق شده محاسبه شد.

**یافته‌ها:** اکتیویتهی به دست آمده برای قلب، کبد و کلیه در مرحله‌ی استراحت، به ترتیب ۰/۱۰-۰/۴۵، ۰/۲۶-۴/۱۹ و ۰/۶۸-۲/۰۳ میلی‌کوری و در مرحله‌ی استرس، به ترتیب ۰/۱۴-۰/۶۵، ۰/۴۷-۲/۷۰ و ۰/۴۶-۲/۶۳ میلی‌کوری بود. برداشت رادیودارو در اسکن پرفیوژن قلب، در قلب ۰/۶-۳/۵، در کبد ۱/۴-۲۳/۱ و در کلیه، ۲/۶-۱۴/۱ درصد از دوز تزریق شده به دست آمد.

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه، با نتایج مطالعات مشابه همخوانی به نسبت خوبی دارد. از این رو، روش تلفیق نماها به همراه روش متداول حذف زمینه به عنوان روش تصحیح زمینه، از دقت به نسبت خوبی در کمی‌سازی اکتیویتهی اندام‌ها در اسکن پرفیوژن قلب برخوردار است.

**واژگان کلیدی:** اکتیویتهی اندام، روش تلفیق نماها، اسکن پرفیوژن قلب

**ارجاع:** افشین مریم، شائنی احمد، مصلحی مسعود، رستاقی صدیقه. تعیین اکتیویتهی اندام‌های قلب، کبد و کلیه در اسکن پرفیوژن قلب

با رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  با استفاده از روش تلفیق نماها. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۴؛ ۳۳ (۳۴۰): ۹۸۳-۹۹۱

#### مقدمه

مواد رادیواکتیو در پزشکی کاربردهای متعددی را به خود اختصاص داده‌اند. این کاربردها شامل استفاده در تشخیص، درمان و امور تحقیقاتی است (۱).

بررسی میزان دوز جذبی در اندام‌ها، پایه و اساس

استفاده از رادیوداروها در پزشکی هسته‌ای است (۲). همچنین، برآورد دوز جذبی بیماران، اولین گام در حفاظت در برابر تشعشع است. در کاربردهای درمانی رادیوداروها، ضروری است که ارزیابی دوز جذبی در تومورها و بافت‌های سالم انجام شود تا پروتکل

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

درمانی مناسب برای حفظ دوز اندام‌های حیاتی در حد مجاز، انتخاب گردد (۲-۳).

نکته‌ی مهم دوزیمتری در پزشکی هسته‌ای این است که میزان دوز جذبی در بافت‌ها، به کمی‌سازی اکتیویته در آن بافت‌ها، به طور کامل بستگی دارد (۴).

متأسفانه، امروزه ارزیابی میزان رادیوداروی جذب شده در اندام‌ها و بافت‌ها، به صورت متداول در مراکز پزشکی هسته‌ای انجام نمی‌شود و به طور معمول، برای تمام بیماران پروتکل مشابه استفاده می‌گردد (۲، ۵).

روش استاندارد برای تعیین میزان اکتیویته‌ی رادیودارو در اندام‌های مختلف، روش تلفیق نماها است که در آن، از تصاویر حاصل از دوربین گاما استفاده می‌شود (۴). در این روش، با استفاده از شمارش‌های به دست آمده از رسم ناحیه‌های مورد نظر (Region of interest)، در ناحیه‌های آناتومیکی که اندام‌ها قرار دارند، روی تصاویر حاصل از اسکن در هر دو نمای خلفی و قدامی و پارامترهایی مربوط به نوع رادیودارو، وزن اندام‌ها و نوع سیستم دوربین گاما، می‌توان اکتیویته‌ی جذب شده را در هر اندام، در مدت زمان‌های مختلف بعد از تزریق رادیودارو به دست آورد (۶-۸).

مجموعه‌ای از عوامل فیزیکی مانند تضعیف، پراکندگی پرتو، اکتیویته‌ی زمینه، ضخامت بیمار و ... وجود دارد که باعث ایجاد تفاوت‌هایی در اکتیویته‌ی اندازه‌گیری شده از روی تصاویر سنتی گرافی، با اکتیویته‌ی واقعی در اندام‌ها می‌شود. مطالعات متعددی روی ارزیابی اکتیویته‌ی اندام‌ها از روی تصاویر سنتی گرافی انجام گرفته است که عمده‌ی آن‌ها به بررسی تصحیح تضعیف و تصحیح پراکندگی

پرداخته‌اند (۹). تصحیح زمینه نیز با استفاده از روش‌های مختلفی بررسی شده است (۹-۱۱، ۶، ۴)؛ اما تاکنون یک روش استاندارد برای آن تعیین نشده است (۹) و همچنان یافتن روش مناسب و دقیق برای حذف اکتیویته‌ی زمینه، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (۱۰).

استفاده از تصویربرداری هسته‌ای، می‌تواند تأثیر به‌سزایی در تشخیص یا تعیین میزان پیشرفت بیماری‌های مختلف، از جمله انواع سرطان، بیماری‌های قلبی و بیماری‌های سیستم عصبی داشته باشد (۱۲). بیماری‌های قلبی - عروقی، مهم‌ترین عامل مرگ و میر در کل دنیا هستند. فن‌آوری تصویربرداری هسته‌ای، در تشخیص زودهنگام این بیماری‌ها نقش مهمی دارد (۱۳). رادیوداروی مورد استفاده در اسکن پرفیوژن قلب،  $^{99m}\text{TC}$ -sestamibi است که به طور عمده، در سیستم کبدی تجمع می‌یابد. در حدود ۳۳ درصد دوز تزریق شده، در طول ۴۸ ساعت از راه روده‌ها خارج می‌شود. ۲۷ درصد دوز تزریق شده، در مدت ۲۴ ساعت پس از تزریق، از مجاری ادراری دفع می‌شود (۱۴).

تجمع رادیودارو در هر یک از اندام‌هایی که در منطقه‌ی تنه قرار دارد (کبد، قلب و کلیه) می‌تواند عامل بالقوه‌ی خطرآفرین باشد. از این رو، هدف از این مطالعه، ارزیابی اکتیویته‌ی محاسبه شده از روش تلفیق نماها، به منظور استفاده در محاسبات دوز جذبی و پیش‌بینی خطرات احتمالی ناشی از پرتو بود. بدین منظور، اکتیویته‌ی رادیوداروی  $^{99m}\text{TC}$ -sestamibi ( $^{99m}\text{TC}$ -MIBI) در قلب، کبد و کلیه در تصویربرداری پرفیوژن قلب، با استفاده از روش تلفیق نماها به دست آمد. سپس برداشت

(Uptake) رادیودارو در آن اندام‌ها به صورت درصدی از دوز تزریق شده، محاسبه شد.

### روش‌ها

این مطالعه روی ۲۲ فرد بزرگسال (۱۱ مرد و ۱۱ زن)، با متوسط سنی  $48 \pm 10$  سال، که برای انجام اسکن پرفیوژن قلب با رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi به بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان چمران اصفهان مراجعه کردند، انجام گرفت. افراد با سن کمتر از ۱۵ سال و افرادی که سابقه‌ی سکته‌ی قلبی یا سابقه‌ی بیماری عروق کرونر و یا بیماری فعال کبدی یا کلیوی داشتند، از جمعیت مورد مطالعه حذف شدند.

قبل از انجام اسکن، دوربین گاما روی فتوپیک  $140 \text{ KeV}$ ، با عرض پنجره‌ی ۲۰ درصد برای چشمه‌ی  $^{99m}\text{Tc}$  تنظیم شد. سپس افراد تحت مطالعه، در فاصله‌های زمانی ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه بعد از تزریق رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi زیر دوربین گامای دو سر (Dual-head) قرار گرفتند و اسکن از هر دو نمای خلفی و قدامی انجام شد.

محاسبه‌ی اکتیویته: برای ارزیابی توزیع کمی رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi در هر یک از اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو، از رابطه‌ی (۱) استفاده شد.

رابطه‌ی (۱)

$$A = \sqrt{\frac{I_A \times I_P}{e^{-\mu_{\text{et}}}}} \times \frac{f}{C}$$

در رابطه‌ی (۱)،  $I_P$  و  $I_A$  میزان آهنگ شمارش تصحیح شده‌ی قدامی و خلفی هستند که مقادیر آن‌ها از روی تصاویر سنتی گرافی به دست آمد. بدین صورت که ابتدا لازم است آهنگ شمارش تصحیح

نشده‌ی اندام مورد نظر به دست آید. بنابراین، روی تصاویر به دست آمده، در هر دو نمای خلفی و قدامی، در فاصله‌های زمانی ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو، اطراف اندام مورد نظر و در محدوده‌ی آناتومیکی آن، خطوط ROI (Region of interest) رسم شد و با استفاده از کامپیوتر متصل به دوربین گاما، مقدار آهنگ شمارش تصحیح نشده‌ی آن اندام در هر دو نمای خلفی و قدامی به دست آمد. سپس لازم است آهنگ شمارش‌های زمینه که ناشی از اکتیویته‌ی موجود در بافت‌ها و اندام‌های اطراف اندام مورد مطالعه است، حذف شود (تصحیح زمینه).

در این مطالعه، از روش متداول حذف زمینه (Conventional method) برای تصحیح زمینه، جهت به دست آوردن اکتیویته‌ی اندام‌های قلب، کبد و کلیه استفاده شد. برای به دست آوردن آهنگ شمارش زمینه با استفاده از این روش، ابتدا اطراف اندام‌های مورد مطالعه، ROI رسم شد و مساحت ناحیه‌ی هدف و آهنگ شمارش آن به دست آمد. سپس در منطقه‌ای مجاور آن اندام‌ها، ROI زمینه طوری رسم شد که حداقل نیمی از فضای مجاور اندام را در بر بگیرد. بدین ترتیب، مقدار آهنگ شمارش ناحیه‌ی زمینه و تعداد پیکسل آن به دست آمد و مقدار آهنگ شمارش بر پیکسل محاسبه شد. از تفاضل حاصل ضرب مقدار آهنگ شمارش بر پیکسل در مساحت هدف و آهنگ شمارش کل، آهنگ شمارش تصحیح شده به دست آمد (۱۵، ۱۱).

در رابطه‌ی (۱)،  $t$  ضخامت کلی بدن بیمار در ناحیه‌ی اندام مورد نظر بر حسب سانتی‌متر است که از روی تصویر جانبی از بدن بیمار (۶) اندازه‌گیری

در اندام‌های قلب، کبد و کلیه و همچنین اندازه‌گیری عامل کالیبراسیون دوربین گاما و با استفاده از برنامه‌ی اکسل (Excel)، مقادیر متوسط اکتیویته برای اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در زمان‌های ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، در دو مرحله‌ی استراحت و استرس از اسکن پرفیوژن قلب، تعیین شد که در جداول ۱ و ۲ آمده است.

همان‌طور که در جدول ۱ مشاهده می‌شود، در مرحله‌ی استراحت، میزان اکتیویته‌ی رادیودارو در دقایق اولیه پس از تزریق، در کبد بیشتر از اندام‌های قلب و کلیه بود. با گذشت زمان اکتیویته‌ی رادیودارو در کلیه، کم‌کم افزایش یافت و از کبد و قلب بیشتر شد. در حالی که در مرحله‌ی استرس، ابتدا اکتیویته‌ی کلیه بیشتر از کبد و قلب بود، اما با گذشت زمان، کاهش اکتیویته در کبد کمتر از کاهش در سایر اندام‌های مورد مطالعه بود (جدول ۲).

پس از انجام محاسبات مربوط به اکتیویته، نمودار تغییرات اکتیویته بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو، در اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در مرحله‌ی استراحت و استرس از اسکن قلب، با استفاده از برنامه‌ی متلب (MATLAB) رسم شد (شکل‌های ۶-۱). همان‌طور که مشاهده می‌شود، نمودار اکتیویته-زمان برای اندام‌های قلب، کبد و کلیه نزولی بود و این بدین معنی است که پس از تزریق رادیودارو، با گذشت زمان، اکتیویته در اندام‌های قلب، کبد و کلیه کاهش داشت.

با در نظر گرفتن مقدار رادیوداروی تزریق شده به هر یک از افراد تحت مطالعه، برداشت رادیودارو در اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در زمان‌های ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، به صورت

شد. ضریب تضعیف خطی مؤثر ( $\mu$ ) که از روی داده‌های تجربی برای چشمه‌ی  $^{99m}\text{TC}$  و بافت بدن به دست می‌آید، مقدار  $0/141$  برای تکنسیم در نظر گرفته شد (۹، ۱۱، ۱۶).

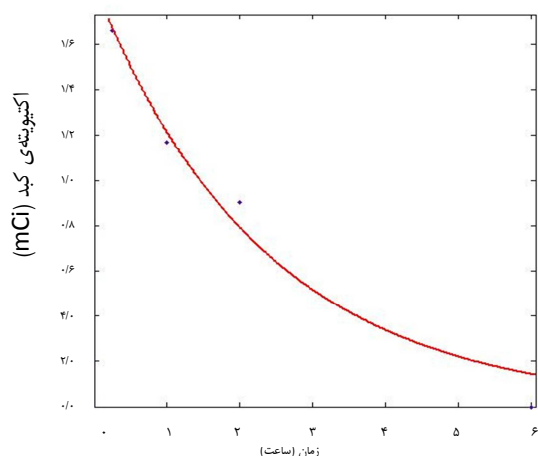
$f$  تصحیح تضعیف در چشمه‌ی  $^{99m}\text{TC}$  (۹) است و مقدار عامل کالیبراسیون دوربین گاما (C) (شمارش بر ثانیه/میلی‌کوری) از طریق اندازه‌گیری به دست آمد (۶، ۲).

اندازه‌گیری عامل کالیبراسیون: برای به دست آوردن عامل کالیبراسیون دوربین گاما، دوربین در شرایطی که اسکن‌ها انجام گرفت، یعنی روی فتوپیک  $140 \text{ KeV}$  با عرض پنجره‌ی ۲۰ درصد تنظیم شد. سپس مقداری  $^{99m}\text{TC}$  با اکتیویته‌ی مشخص که توسط دوز کالیبراتور مقدارش خوانده شده بود، برای مدت زمان مشخص زیر دوربین گاما قرار گرفت. روی تصویر اسکن به دست آمده از چشمه‌ی  $^{99m}\text{TC}$ ، ROI رسم شد و میزان شمارش ناشی از چشمه در مدت زمان مشخص شده، به دست آمد (۲). با استفاده از اکتیویته‌ی مشخص چشمه‌ی  $^{99m}\text{TC}$  و مدت زمان اسکن و شمارش بر ثانیه‌ی به دست آمده، عامل کالیبراسیون دوربین گاما محاسبه شد.

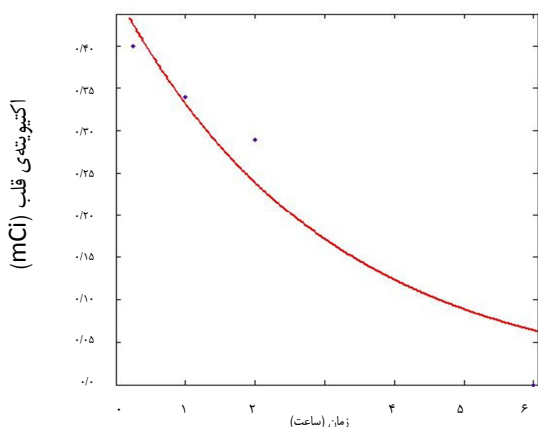
پس از محاسبه‌ی همه‌ی کمیت‌های رابطه‌ی (۱)، اکتیویته‌ی اندام‌های قلب، کبد و کلیه محاسبه شد. سپس نمودار اکتیویته-زمان برای همه‌ی اندام‌های مورد مطالعه رسم گردید. سپس برداشت رادیودارو توسط اندام‌های قلب، کبد و کلیه به صورت درصدی از دوز تزریق شده محاسبه شد.

### یافته‌ها

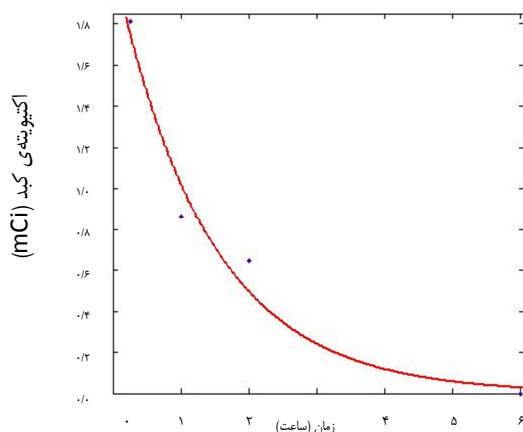
با به دست آوردن مقادیر آهنگ شمارش تصحیح شده



شکل ۳. تغییرات اکتیویته در کلیه بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استراحت

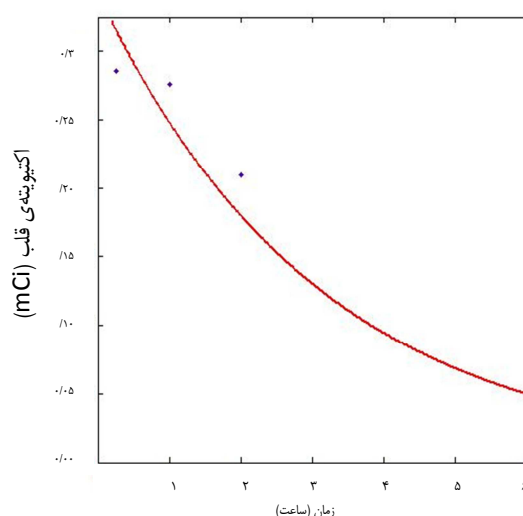


شکل ۴. تغییرات اکتیویته در قلب بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استرس

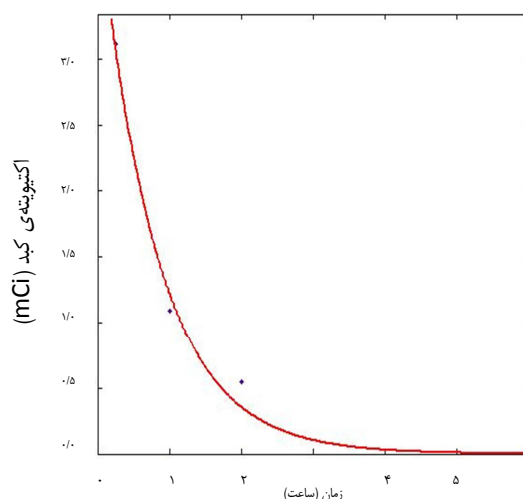


شکل ۵. تغییرات اکتیویته در کبد بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استرس

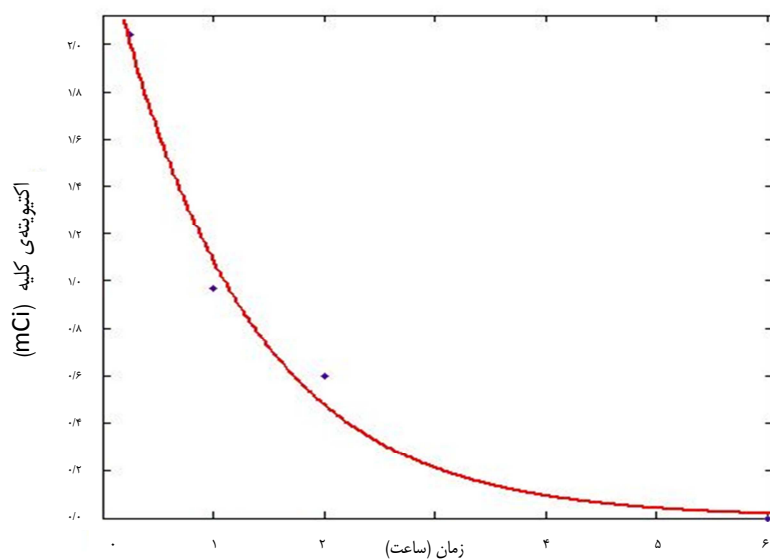
درصدی از دوز تزریق شده، برای تک تک افراد، در نرم‌افزار اکسل محاسبه شد. سپس مقادیر متوسط برداشت رادیودارو توسط اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در زمان‌های ۱۵، ۶۰ و ۱۲۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، در دو مرحله‌ی استراحت و استرس از اسکن پرفیوژن قلب به دست آمد که در جداول ۳ و ۴ آمده است.



شکل ۱. تغییرات اکتیویته در قلب بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استراحت



شکل ۲. تغییرات اکتیویته در کبد بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استراحت



شکل ۶. تغییرات اکتیویته در کلیه بر حسب زمان پس از تزریق رادیودارو در مرحله‌ی استرس

جدول ۱. مقادیر اکتیویته‌ی اندام‌های قلب، کبد و کلیه، بر حسب میلی کوری (mCi)، در زمان‌های پس از تزریق رادیودارو، مرحله‌ی استراحت

اندام	۱۵ دقیقه	۶۰ دقیقه	۱۲۰ دقیقه
قلب	$0.28 \pm 0.17$	$0.27 \pm 0.15$	$0.21 \pm 0.11$
کبد	$3.11 \pm 1.08$	$1.09 \pm 0.45$	$0.55 \pm 0.29$
کلیه	$1.66 \pm 0.37$	$1.17 \pm 0.27$	$0.91 \pm 0.23$

جدول ۲. مقادیر اکتیویته‌ی اندام‌های قلب، کبد و کلیه، بر حسب میلی کوری (mCi)، در زمان‌های پس از تزریق رادیودارو، مرحله‌ی استرس

اندام	۱۵ دقیقه	۶۰ دقیقه	۱۲۰ دقیقه
قلب	$0.40 \pm 0.25$	$0.34 \pm 0.12$	$0.29 \pm 0.15$
کبد	$1.80 \pm 0.90$	$0.86 \pm 0.40$	$0.64 \pm 0.17$
کلیه	$2.04 \pm 0.59$	$0.96 \pm 0.21$	$0.59 \pm 0.13$

جدول ۳. مقادیر برداشت رادیودارو توسط اندام‌های قلب، کبد و کلیه، بر حسب درصد از دوز تزریق شده، مرحله‌ی استراحت

اندام	۱۵ دقیقه	۶۰ دقیقه	۱۲۰ دقیقه
قلب	$1/6 \pm 0/8$	$1/5 \pm 0/8$	$1/2 \pm 0/6$
کبد	$17/20 \pm 5/9$	$6/0 \pm 2/5$	$3/0 \pm 1/6$
کلیه	$9/2 \pm 2/1$	$6/5 \pm 1/5$	$5/0 \pm 1/3$

جدول ۴. مقادیر برداشت رادیودارو توسط اندام‌های قلب، کبد و کلیه، بر حسب درصد از دوز تزریق شده، مرحله‌ی استرس

اندام	۱۵ دقیقه	۶۰ دقیقه	۱۲۰ دقیقه
قلب	$2/2 \pm 1/3$	$1/9 \pm 0/6$	$1/6 \pm 0/8$
کبد	$10/3 \pm 4/6$	$4/8 \pm 2/0$	$3/8 \pm 0/9$
کلیه	$11/2 \pm 2/9$	$5/3 \pm 1/0$	$3/3 \pm 0/7$

## بحث

مطابق با مقادیر متوسط اکتیویته در اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در دقایق اولیه پس از تزریق رادیودارو، در هر دو مرحله‌ی استراحت و استرس، اکتیویته در کبد بیشتر از اکتیویته‌ی قلب و کلیه بود. همچنین، در هر دو مرحله‌ی استراحت و استرس، کاهش اکتیویته‌ی رادیودارو در قلب کندتر از کبد و کلیه اتفاق افتاد (جداول ۱ و ۲)، اما در مرحله‌ی استراحت، تا ۶۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو، کاهش اکتیویته در کبد سریع‌تر از سایر اندام‌های مورد مطالعه بود (جدول ۱). این امر می‌تواند به این دلیل باشد که با توجه به بالا بودن اکتیویته‌ی کبد، امکان به وجود آمدن اشکالاتی در تصویر قلب وجود دارد. از این رو، به مراجعین توصیه می‌شود با نوشیدن مقداری شیر، اکتیویته‌ی کبد را کاهش دهند (۱۳).

بررسی نمودارهای اکتیویته- زمان برای اندام‌های قلب، کبد و کلیه، در هر دو مرحله‌ی استراحت و استرس، نشان می‌دهد که در زمان‌های پس از تزریق رادیودارو، اکتیویته در کبد با شیب تندی کاهش می‌یابد. در صورتی که تغییر اکتیویته‌ی کلیه بر حسب زمان، کندتر از تغییرات اکتیویته‌ی کبد است و کاهش اکتیویته‌ی قلب، با شیب ملایم‌تری نسبت به نمودار کبد و کلیه روی می‌دهد.

همان‌طور که نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد، برداشت رادیودارو در قلب، ۳/۵-۰/۶ درصد از دوز تزریق شده است (جداول ۳ و ۴) و در این شرایط، دقت روش کمی‌سازی اکتیویته به روش تصحیح زمینه بستگی دارد (۱۸-۱۷، ۱۰).

با توجه به این که نتایج به دست آمده برای برداشت قلب در این مطالعه، با نتایج به دست آمده

توسط Smith و همکاران (۱۰) (۳-۱ درصد)، Wackers و همکاران (۱۹) (۱/۹-۰/۵ درصد) و Jonsson و همکاران (۴) (۳/۹-۱/۹ درصد) مطابقت به نسبت خوبی دارد، بنابراین روش متداول حذف زمینه به عنوان روش تصحیح زمینه و روش تلفیق نماها از دقت به نسبت خوبی برخوردار است.

برداشت رادیودارو در کبد ۱/۴-۲۳/۱ درصد از دوز تزریق شده است (جداول ۳ و ۴) که با نتایج مطالعه‌ی Wackers و همکاران (۱۹) (۱۹-۲۶/۷ درصد) و Jonsson و همکاران (۴) (۱۶/۰-۷/۷ درصد) تا حدی متفاوت است. در کلیه، برداشت رادیودارو ۱۴/۱-۲/۶ درصد از دوز تزریق شده است (جداول ۳ و ۴) و با نتایج Wackers و همکاران (۱۹) (۱۹-۱۴/۵ درصد) و Jonsson و همکاران (۴) (۱۴/۰-۴/۴ درصد) مطابقت دارد.

اگر چه استفاده از روش متداول حذف زمینه در روش تلفیق نماها، منجر به نتایج خوبی در کمی‌سازی اکتیویته‌ی اندام‌ها شد، اما همچنان مطالعه روی سایر روش‌های تصحیح زمینه ضروری به نظر می‌رسد. همچنین، مطالعات انجام شده روی داده‌های به دست آمده از بدن انسان درباره تعیین اکتیویته‌ی اندام‌ها دارای محدودیت‌ها و خطاهایی است که می‌توان با طراحی تحقیقاتی روی فانتوم‌ها، مطالعات تکمیل کننده انجام داد.

## تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد مریم افشین به شماره‌ی طرح ۳۹۳۷۵۸ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. بدین وسیله از همکاری

انجام این پژوهش به ما یاری رساندند، سپاسگزاری می‌شود.

کارکنان محترم بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید چمران دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که در

## References

- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2011.
- Stabin MG. Fundamentals of nuclear medicine dosimetry. New York, NY: Springer; 2008.
- Bevelacqua J. Internal dosimetry primer. Radiation protection management. 2005; 22(5): 7-17.
- 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.
- Helal N. Patient organs dose calculations in nuclear medicine. Int J Res Rev Appl Sci 2012; 11(1): 153-61.
- 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.
- Sydoff M. Activity quantification of planar gamma camera images [MSc Thesis]. Lund, Sweden: Lund University; 2006.
- Fagret D, Ghezzi C, Vanzetto G. 99mTc-N-NOET imaging for myocardial perfusion: can it offer more than we already have? J Nucl Med 2001; 42(9): 1395-6.
- Buijs WC, Siegel JA, Boerman OC, Corstens FH. Absolute organ activity estimated by five different methods of background correction. J Nucl Med 1998; 39(12): 2167-72.
- Smith T, Raval U, Lahiri A. Influence of background correction in the estimation of myocardial uptake of 99mTc labelled perfusion imaging agents. Phys Med Biol 1998; 43(9): 2695-702.
- 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.
- Radiological Society of North America (RSNA). Available from: URL: www.radiologyinfo.org
- Shanei A, Moslehi M. Fundamentals and applications of nuclear medicine. 1<sup>st</sup> ed: Isfahan, Iran: Isfahan University of Medical Science; 2013. p. 145-56. [In Persian].
- Baggish AL, Boucher CA. Radiopharmaceutical agents for myocardial perfusion imaging. Circulation 2008; 118(16): 1668-74.
- Gates GF. Split renal function testing using Tc-99m DTPA. A rapid technique for determining differential glomerular filtration. Clin Nucl Med 1983; 8(9): 400-7.
- Durand E, Prigent A. The basics of renal imaging and function studies. Q J Nucl Med 2002; 46(4): 249-67.
- Kojima A, Takaki Y, Matsumoto M, Tomiguchi S, Hara M, Shimomura O, et al. A preliminary phantom study on a proposed model for quantification of renal planar scintigraphy. Med Phys 1993; 20(1): 33-7.
- Thomas SR, Maxon HR, Kereiakes JG. In vivo quantitation of lesion radioactivity using external counting methods. Med Phys 1976; 03(04): 253-5.
- Wackers FJ, Berman DS, Maddahi J, Watson DD, Beller GA, Strauss HW, et al. Technetium-99m hexakis 2-methoxyisobutyl isonitrile: human biodistribution, dosimetry, safety, and preliminary comparison to thallium-201 for myocardial perfusion imaging. J Nucl Med 1989; 30(3): 301-11.



## Estimating the Activity of Heart, Liver and Kidneys in Myocardial Perfusion Scan with <sup>99m</sup>Tc-MIBI Using Conjugate View Method

Maryam Afshin<sup>1</sup>, Ahmad Shanei PhD<sup>2</sup>, Masoud Moslehi MD<sup>2</sup>, Sedigheh Rastaghi<sup>3</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** The estimation of patient absorbed dose is the first step of radiation protection that depends on quantification of organ activity in nuclear medicine. The aim of this study was estimating the organ activity for the purpose of calculating the dose and predicting radiation risks.

**Methods:** The anterior and posterior images of volunteers were taken at 15, 60 and 120 minutes after the injection, either at rest or during exercise. Then, the organ activity was calculated using the conjugate view method, and also uptake of <sup>99m</sup>Tc-MIBI was determined.

**Findings:** The activity in the heart, liver and kidneys ranged 0.10-0.45, 0.26-4.19 and 0.68-2.03 mCi, respectively, in rest and 0.14-0.65, 0.47-2.70 and 0.46-2.63 mCi after the exercise. The uptake was 0.6-3.5, 1.4-23.1 and 2.6-14.1 percent of injected dose (ID) in heart, liver and kidney, respectively.

**Conclusion:** The results of this study were in good agreement with similar studies. So, the conjugated view method with conventional method for background correction is an accurate approach for quantification of organ activity in myocardial perfusion scan.

**Keywords:** Organ activity, Conjugate view method, Myocardial perfusion scan

**Citation:** Afshin M, Shanei A, Moslehi M, Rastaghi S. Estimating the Activity of Heart, Liver and Kidneys in Myocardial Perfusion Scan with <sup>99m</sup>Tc-MIBI Using Conjugate View Method. J Isfahan Med Sch 2015; 33(340): 983-91

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

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

3- MSc Student, Department of Biostatistics, School of Health AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Ahmad Shanei PhD, Email: shanei@med.mui.ac.ir