

تعیین اکتیویته‌ی اندام پستان در بیماران تحت اسکن پرفیوژن قلب با رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi با استفاده از روش تلفیق نما

انسپه قمی^۱، احمد شائنی^۲، مسعود مصلحی^۲

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: دزیمتری داخلی در پزشکی هسته‌ای در برآورد سود حاصل از روش مورد استفاده در مقابل خطرات ناشی از آن ضروری است. میزان دز جذبی از یک رادیوداروی تزریق شده، با استفاده از روش‌های متعددی محاسبه می‌گردد. هدف از انجام این مطالعه، تعیین دز جذبی پستان با استفاده از روش تلفیق نماها بود.

روش‌ها: ۲۲ فرد مؤنث، در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه بعد از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi زیر دوربین گاما قرار گرفتند و اسکن انجام شد. توزیع کمی رادیودارو بر حسب اکتیویته با استفاده از روش تلفیق نما بررسی گردید و سپس، دز جذبی با استفاده از رابطه‌ی $\text{Medical internal radiation dose (MIRD)}$ محاسبه شد. داده‌های کمی حاصل از دزیمتری اندام مورد نظر، با نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: اکتیویته‌ی به دست آمده‌ی پستان در زمان‌های ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه بعد از تزریق به ترتیب 0.076 ± 0.234 ، 0.053 ± 0.170 و 0.053 ± 0.134 میلی‌کوری محاسبه شد. با رسم نمودار تغییرات اکتیویته بر حسب زمان، سیر نزولی اکتیویته بر روی نمودار مشاهده گردید. مقدار متوسط برداشت رادیودارو توسط قلب نیز به میزان $0.327 \pm 3/065$ درصد محاسبه گردید.

نتیجه‌گیری: یافته‌های این مطالعه، مطابقت خوبی با نتایج سایر مطالعات معتبر نداشت؛ از این رو، روش تلفیق نماها از دقت مناسبی در کمی‌سازی اکتیویته‌ی اندام‌ها در اسکن پرفیوژن قلب برخوردار نیست.

واژگان کلیدی: دز جذبی، اکتیویته‌ی اندام، اسکن پرفیوژن قلب، روش تلفیق نما

ارجاع: قمی انسپه، شائنی احمد، مصلحی مسعود. تعیین اکتیویته‌ی اندام پستان در بیماران تحت اسکن پرفیوژن قلب با رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi با استفاده از روش تلفیق نما. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۹۷): ۱۰۴۳-۱۰۴۸

مقدمه

پزشکی هسته‌ای به عنوان شاخه‌ای از علم پزشکی شامل کاربردهای متعددی است (۱). فن‌آوری تصویربرداری هسته‌ای در تشخیص زودهنگام بیماری‌هایی از جمله بیماری‌های قلبی- عروقی که مهم‌ترین عامل مرگ و میر در کل دنیا به شمار می‌روند، بسیار مؤثر واقع شده است (۲-۳). در اسکن قلب در پزشکی هسته‌ای، دز جذب شده از رادیوداروها که توسط تصاویر حاصل از دوربین گاما به طور پی در پی در یک دوره‌ی زمانی خاص گرفته می‌شود، تعیین می‌گردد (۴-۵). دزیمتری داخلی در پزشکی هسته‌ای در برآورد سود حاصل از روش مورد استفاده در مقابل خطرات ناشی از آن بسیار مهم است

(۶-۷). میزان دز جذبی از یک رادیوداروی تزریق شده توسط روش‌های متعددی از قبیل روش مرجع دزیمتری (MIRD یا $\text{Medical internal radiation dose}$)، روش دزیمتری ترمولومینسانس (TLD یا $\text{Thermoluminescent dosimeter}$) و همچنین، با استفاده از نرم‌افزارهای شبیه‌سازی محاسبه می‌گردد (۸-۹). در روش MIRD، دز جذبی در اندام‌های هدف، از اکتیویته‌ی محاسبه شده در اندام‌های منبع تخمین زده می‌شود (۱۰). اندازه‌گیری توزیع رادیودارو در نمونه‌ی انسانی و استفاده از این اطلاعات در الگوی MIRD، یک وسیله‌ی اساسی برای محاسبه‌ی دز جذبی حاصل از رادیودارو می‌باشد (۱۰).

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤؤل: احمد شائنی

Email: shanei@med.mui.ac.ir

پستان در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه پس از تزریق رادیودارو استفاده گردید.

$$A = \sqrt{\frac{I_A I_P}{e^{-\mu t} \times c}} \quad (1)$$

I_A و I_P میزان آهنگ شمارش تصحیح شده‌ی قدامی و خلفی می‌باشد.

t: ضخامت کلی بدن بیمار است، در ناحیه‌ی اندام مورد نظر بر حسب سانتی‌متر که از روی تصاویر جانبی از بدن بیمار به دست می‌آید (۹).

μ : ضریب تضعیف خطی مؤثر می‌باشد که از روی داده‌های تجربی برای چشمه‌ی ^{99m}Tc و بافت بدن به دست می‌آید و مقدار 0.141 برای تکنسیم در نظر گرفته شد (۱۴-۱۳).

f: تصحیح تضعیف در چشمه‌ی ^{99m}Tc (۱۲).

با استفاده از رابطه‌ی (۱)، عامل کالیبراسیون دوربین گاما محاسبه گردید. بدین منظور، ابتدا دوربین گاما بر روی فتویوکیک 140 کیلو الکترون‌ولت با عرض پنجره‌ی 20 درصد \pm تنظیم شد. بعد از آن، مقداری ^{99m}Tc با اکتیویته‌ی مشخص که توسط دستگاه دز کالیبراتور خوانش شده بود، برای مدت زمان مشخص در هوا زیر دوربین گاما قرار گرفت.

از تصویر اسکن به دست آمده از چشمه‌ی ^{99m}Tc و انتخاب از Region of interest (ROI) بر روی تصویر چشمه با اکتیویته‌ی مشخص میزان شمارش ناشی از ^{99m}Tc در مدت زمان مشخص شده از قبل به دست آمد و با توجه به اکتیویته‌ی مشخص ^{99m}Tc و مدت زمان مشخص اسکن و شمارش بر ثانیه‌ی به دست آمده در آن بازه‌ی زمانی، عامل کالیبراسیون در واحد تعداد به ازای هر ثانیه بر میلی‌کوری (cps/mCi یا Count per second) به دست آمد (۱۶-۱۴، ۱۲).

نحوه‌ی محاسبه‌ی درصد برداشت قلب: بدین منظور بر روی تصاویر به دست آمده در هر دو نمای خلفی و قدامی در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه بعد از تزریق، اطراف بافت مورد نظر و در محدوده‌ی آناتومیکی آن، خطوط ROI رسم گردید و با استفاده از کامپیوتر متصل به دوربین گاما، مقدار آهنگ شمارش تصحیح نشده‌ی آن اندام در هر دو نمای خلفی و قدامی حاصل شد. سپس، روابط مربوط به تصحیح زمینه اعمال گردید. یعنی آهنگ شمارش‌های زمینه‌ی ناشی از اکتیویته‌ی موجود در بافت‌ها و اندام‌های اطراف اندام مورد مطالعه، حذف شد.

در این مطالعه، از روش تصحیح زمینه‌ی Buijs برای محاسبه‌ی اکتیویته‌ی قلب استفاده گردید (۱۲). در این روش، برای محقق شدن هدف حذف آهنگ شمارش زمینه، ضخامت اندام و همچنین ضخامت بافتی که در دو طرف آن وجود دارد، تأثیرگذار است. از دو رابطه‌ی زیر در این روش استفاده می‌گردد.

از آن جایی که طبق پژوهش‌های انجام گرفته، در اسکن قلب، اعضای از قبیل کبد رادیوداروی زیادی را جذب می‌نمایند و همچنین، با توجه به قرار گرفتن اندام پستان در نزدیکی کبد، تعیین دز جذبی پستان از نقطه‌نظر دزیمتریک بسیار حایز اهمیت است (۱۲-۱۱).

هدف از انجام این مطالعه، تعیین دز جذبی پستان با استفاده از روش MIRD و مقایسه‌ی آن با نرم‌افزارهای شبیه‌سازی در مقالات معتبر بود. بدین منظور، اکتیویته‌ی رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi در پستان در تصویربرداری پرفیوژن قلب با استفاده از روش تلفیق نماها محاسبه شد و سپس، دز جذبی حاصل از روش MIRD، با نتایج حاصل از نرم‌افزارهای شبیه‌سازی در مقالات مقایسه گردید.

روش‌ها

جمعیت مورد مطالعه: این پژوهش در بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شهید چمران اصفهان انجام شد. سپس از میان بیماران تحت اسکن پرفیوژن قلب، ۲۲ نمونه‌ی جنس مؤنث به صورت تصادفی انتخاب شد. برای تعیین حجم نمونه‌ی مورد نیاز از روش زیر استفاده گردید:

برای این منظور، سطح اطمینان ۹۵ درصد ($Z_{1-\alpha/2} = 1.96$) و توان آزمون ۸۰ درصد ($Z_{1-\beta} = 0.84$) در نظر گرفته شد. جهت مقایسه‌ی میانگین یک صفت کمی در یک گروه با یک مقدار ثابت و در نظر گرفتن حداقل تفاوت معنی‌دار کمیت‌های مورد نظر (درجه‌ی برداشت، دز جذبی) در گروه مورد مطالعه با مقادیر استاندارد ($d = 0.68$) بررسی ۲۲ نمونه در گروه مورد مطالعه لازم بود.

$$\frac{(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta})^2}{d^2} \times \sigma^2 = 22$$

سن این افراد در محدوده‌ی سنی $52/6 \pm 7/4$ سال بود. مقدار دز تزریقی به بیماران در محدوده‌ی ۲۰-۱۵ میلی‌کوری بر اساس وزن آن‌ها در نظر گرفته شد. لازم به ذکر است که نمونه‌ها به گونه‌ای انتخاب شدند که در گذشته جراحی پستان انجام نداده بودند و نیز باردار و یا شیرده نبودند.

روش انجام کار: در این مطالعه، توزیع کمی رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi بر حسب اکتیویته با استفاده از روش تلفیق نماها بررسی گردید و سپس، دز جذبی با به کارگیری رابطه‌ی MIRD محاسبه شد.

برای این منظور، نمونه‌های مورد بررسی، در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰، ۹۰ دقیقه بعد از تزریق رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi زیر دوربین گاما قرار گرفتند و اسکن انجام شد. در این مطالعه، از دوربین گامای دو سر (Dual-head) استفاده گردید که قادر به انجام اسکن از هر دو نمای خلفی و قدامی و همچنین، نمای جانبی بود. از رابطه‌ی (۱) برای ارزیابی توزیع کمی رادیوداروی ^{99m}Tc -sestamibi در

یافته‌ها

از روی تصاویر سستی گرافی بیماران در نمای خلفی و قدامی در فاصله‌ی زمانی ۶۰ دقیقه بعد از تزریق رادیو دارو و رسم خطوط ROI اطراف قلب و همچنین، با استفاده از کامپیوتر متصل به دوربین گاما، مقدار آهنگ شمارش در مرحله‌ی استراحت از اسکن قلب محاسبه گردید. به دنبال آن، اکتیویته‌ی میانگین $0/123 \pm 0/508$ میلی‌کوری تخمین زده شد.

با توجه به میانگین دز تزریقی به بیماران که $16/863 \pm 1/552$ لحاظ گردید، درصد برداشت قلب $0/327 \pm 3/065$ محاسبه شد. از تصاویر سستی گرافی بیماران در نمای جانبی در فواصل زمانی ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه بعد از تزریق رادیو دارو و رسم خطوط ROI اطراف اندام مورد نظر و در محدوده‌ی آناتومیک آن و همچنین، با استفاده از کامپیوتر متصل به دوربین گاما، مقدار آهنگ شمارش حاصل گردید. سپس، با توجه به عامل کالیبراسیون دوربین گاما، مقادیر متوسط اکتیویته برای پستان در زمان‌های مورد نظر به دست آمد که این مقادیر، در جدول ۱ آمده است.

مقایسه‌ی آماری نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری میان مقادیر اکتیویته در سه زمان ۱۵، ۶۰ و ۹۰ دقیقه وجود دارد ($P \leq 0/05$). لازم به ذکر است این نمودار، از مدل خطی پیروی می‌کند. میان مقادیر اکتیویته در زمان‌های ۱۵ و ۶۰ دقیقه بعد از تزریق رادیو دارو، اختلاف معنی‌داری مشاهده گردید ($P \leq 0/05$). همچنین، این اختلاف معنی‌دار بین زمان‌های ۶۰ و ۹۰ دقیقه نیز مشاهده شد ($P \leq 0/05$).

با لحاظ مقدار رادیو داروی تزریق شده به هر کدام از بیماران، برداشت رادیو دارو در پستان در زمان‌های مورد نظر به صورت درصدی از دز تزریق شده برای فرد به نمونه‌های تحت مطالعه محاسبه شد. سپس، مقادیر متوسط برداشت رادیو دارو توسط اندام مورد نظر در زمان‌های مشخص شده محاسبه گردید. این مقادیر نیز در جدول ۱ آمده است.

در ادامه، با استفاده از مساحت سطح زیر نمودار اکتیویته بر حسب زمان، برای تک به تک افراد اکتیویته‌ی تجمعی محاسبه گردید و با جای‌گذاری در رابطه‌ی (۲)، دز حاصل گردید. مقدار دز میانگین $0/0004 \pm 0/0009745$ میلی‌گری بر مگابکرل به دست آمد.

$$I_A = I'_A - I_{BGA} \times F \quad (2)$$

$$I_P = I'_P - I_{BGA} \times F \quad (3)$$

در این روابط، I_A و I_P آهنگ شمارش تصحیح نشده‌ی اندام در نمای قدامی و خلفی است. F نیز بیانگر رابطه‌ی زیر می‌باشد:

$$F = 1 - \frac{t}{T} \quad (4)$$

که در آن، T ضخامت بدن در منطقه‌ای است که اندام مورد مطالعه قرار دارد و همچنین، t ضخامت اندام مورد نظر است. این مقادیر از روی تصاویر جانبی به دست آمد (۱۲، ۳).

نحوه‌ی محاسبه‌ی درصد برداشت پستان: از آن جایی که دوربین‌های گاما قادر نیستند بافت پستان در نمای قدامی - خلفی (AP-PA) را به تصویر بکشند، تصویربرداری از نمای جانبی انجام شد. به علت هم‌پوشانی سینه‌ی راست و چپ، تفکیک آن دو غیر ممکن بود. در اسکن قلب، کبد دارای تجمع رادیو داروی بسیاری می‌باشد و این اندام در زیر پستان راست واقع شده است. در نتیجه، به یقین می‌توان گفت که دز جذب شده توسط پستان راست بیشتر از پستان چپ می‌باشد که در این قسمت، به علت هم‌پوشانی ذکر شده در تصاویر، امکان محاسبه‌ی جداگانه دز وجود نداشت. در این جا برای محاسبه‌ی اکتیویته‌ی پستان از I_{IR} و I_{II} استفاده شد که میزان آهنگ شمارش جانبی می‌باشند. همچنین، در این قسمت نیازی به تصحیح زمینه نبود؛ چرا که اکتیویته‌ی اندام‌های مجاور تأثیری در محاسبات نداشت.

بعد از به دست آوردن اکتیویته در زمان‌های متفاوت (۱۵، ۶۰، ۹۰ دقیقه) بعد از تزریق رادیو دارو برای اندام مورد نظر، نمودار اکتیویته‌ی زمان رسم شد. سپس، با محاسبه‌ی مساحت سطح زیر منحنی اکتیویته‌ی تجمعی بر حسب میلی‌کوری در ساعت به دست آمد. بعد از طی این مرحله، بر اساس روش MIRD دز جذبی پستان محاسبه گردید (۱۴).

تجزیه و تحلیل داده‌ها: تمام داده‌های کمی حاصل از دزیمتری اندام مورد نظر، با نرم‌افزار SPSS (version 16, SPPS Inc., Chicago, IL) پس از اجرای آزمایش طبیعی بودن داده‌ها، مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov مشخص شد که داده‌های کمی حاصل از دزیمتری اندام مورد نظر دارای توزیع طبیعی می‌باشند. سپس، نتایج توصیفی با استفاده از نمودارها و جداول ارایه گردید. برای مقایسه‌ی مقادیر حاصل با مقادیر استاندارد، از آزمون آماری Independent t استفاده شد.

جدول ۱. میزان اکتیویته‌ی پستان بر حسب میلی‌کوری (mCi) و درصد برداشت آن در زمان‌های بعد از تزریق

رادیو دارو در مرحله‌ی استراحت از اسکن پرفیوژن قلب

مدت زمان بعد از تزریق	۱۵ دقیقه	۶۰ دقیقه	۹۰ دقیقه
اکتیویته‌ی پستان (میلی‌کوری)	$0/234 \pm 0/076$	$0/170 \pm 0/053$	$0/134 \pm 0/053$
درصد برداشت پستان	$1/380 \pm 0/453$	$1/000 \pm 0/333$	$0/790 \pm 0/327$

بحث

در بخشی از مطالعه‌ی صورت گرفته توسط Okada و همکاران، مقدار درصد برداشت قلب در مرحله‌ی استراحت از اسکن قلب ۲/۸۴ به دست آمد و با مقدار حاصل از مطالعه‌ی حاضر تفاوت معنی‌داری نداشت (P = ۰/۲۸۳) (۱۷).

با توجه به تطابق مورد قبول بین درصد برداشت قلب حاصل از این مطالعه با منبع معتبر و چشم‌پوشی از محدودیت‌های موجود، می‌توان روش تلفیق نماها را به عنوان یک روش مناسب برای تعیین اکتیویتی قلب معرفی نمود.

میان نتایج دزیمتری پستان در مرحله‌ی استراحت از اسکن قلب، با نتایج به دست آمده توسط هلال که دز جذبی تمامی اندام‌ها را در تصویربرداری‌های قلب، استخوان و ریه توسط سه رادیوداروی مختلف بررسی نموده بود، اختلاف معنی‌داری مشاهده گردید (P ≤ ۰/۰۵) (۱۸).

از طرفی، در مطالعه‌ی Stabin و همکاران از طرف مرکز اطلاعات دزیمتری داخلی، دز جذبی اندام‌ها برای رادیوداروهای مختلف ارزیابی و منتشر گردید. دز پستان، ۰/۰۰۱۷ میلی‌گری بر مگابکرل به دست آمد که با نتیجه‌ی حاصل از محاسبات این مطالعه، اختلاف داشت (۱۹).

Vanzetto و همکاران نیز در تحقیقی توزیع دزیمتری و ایمنی ^{99m}Tc-NOET را بررسی کردند. دز جذبی پستان نیز در آزمایش استراحت ۰/۰۰۲۲ میلی‌گری بر مگابکرل به دست آمد که با مقدار دز حاصل از مطالعه‌ی حاضر تفاوت داشت (۲۰).

با این حال، همان‌طور که بیان شد، با مقایسه‌ی بین مقادیر حاصل از مطالعه با منابع معتبر، اختلاف معنی‌داری برای بافت پستان مشاهده گردید. می‌توان علت اصلی این اختلاف‌ها را چنین توجیه نمود که در نرم‌افزارهای شبیه‌سازی MIREDOSE، تمامی اطلاعات دقیق در مورد انواع واپاشی فیزیکی رادیوداروها و همچنین، نحوه‌ی توزیع بیولوژیک آن‌ها در بدن وجود دارد. بدین علت، این نرم‌افزارها قادر خواهند بود که فرضیات دقیق و کامل به همراه فانتوم‌های مختلف از اندام‌ها را طراحی و برای محاسبات دز جذبی از آن‌ها استفاده نمایند. همچنین، علاوه بر میزان جذب رادیودارو توسط خود بافت مورد بررسی، اثرگذاری میزان جذب رادیودارو در سایر اندام‌ها شامل قلب، کلیه، ریه و ... نیز لحاظ شده است. در نتیجه، این امر بسیار منطقی است که نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌ها با نتایج دز جذبی به صورت تجربی اختلاف

داشته باشد. علاوه بر این، لازم به ذکر است که مجموعه‌ای از عوامل مؤثر در ایجاد خطا و عدم قطعیت در نتایج دزیمتری حاصل از روش تلفیق نما نیز در ایجاد این اختلاف سهم دارند.

Siegel و همکاران نیز محدودیت‌های ذاتی دستگاه در قدرت تفکیک انرژی و داده‌های از دست رفته در اثر پراکندگی و تضعیف را به عنوان عامل ایجاد خطا و محدودیت در تعیین اکتیویتی اندام‌ها معرفی می‌کند (۹). در مطالعه‌ی حاضر نیز این عوامل در کنار سایر عوامل، باعث ایجاد اختلاف معنی‌دار بین مقدار اندازه‌گیری شده با مقادیر مرجع شده است. از عوامل مؤثر در ایجاد این اختلاف، می‌توان به جرم اندام‌ها اشاره کرد که باعث ایجاد خطا می‌گردد (۲۱)؛ چرا که ارزیابی دز داخلی برای کاربردهای تشخیصی بر اساس مدل‌های استاندارد انجام می‌شود و ممکن است نمونه‌های مطالعه‌ی حاضر استاندارد نبوده باشند. همچنین، چگونگی رسم ROI بر روی تصاویر سستی گرافی و عدم تشخیص دقیق بافت پستان از نمای جانبی، باعث بروز خطا در میزان آهنگ شمارش گردیده و خطا در مقدار اکتیویتی به دست آمده و در نهایت دز حاصل از آن را به دنبال داشته است. با توجه به این که مطالعه بر روی بدن انسان دارای محدودیت و خطاهایی در تعیین اکتیویتی و در نهایت محاسبه‌ی دز می‌باشد، طراحی تحقیقاتی بر روی فانتوم به منظور بهبود و تکمیل مطالعات در این زمینه ضروری به نظر می‌رسد.

همچنین، با توجه به مشاهده‌ی اختلاف معنی‌دار بین مقادیر حاصل از مطالعه با مقادیر حاصل از شبیه‌سازی کامپیوتری در مقالات، اگر چه اندازه‌گیری مستقیم دز جذب شده و توزیع آن در مطالعات برون‌تنی مورد انتظار است، اما در کل، این امر در مطالعات بالینی راحت و امکان پذیر نیست. بنابراین، بهتر است دز جذبی از باقی‌مانده‌ی رادیوداروی تزریق شده و اطلاعات واپاشی آن رادیونوکلئید با استفاده از شبیه‌سازی در مدل‌های شبه انسانی تخمین زده شود. همچنین، به کارگیری روش‌های دیگر دزیمتری نظیر استفاده از دزیمتر ترمولومینسانس پیشنهاد می‌گردد.

شکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی طرح ۳۹۴۶۰۹ مصوب در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. بدین‌وسیله از همکاری کارکنان محترم بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان چمران که در انجام این پژوهش به ما یاری رساندند، سپاسگزاری می‌شود.

References

1. Moslehi M, Shanei A, Hakimian SM, Mahmoudi G, Baradaran-Ghahfarokhi M. (99m) Tc-Phytate Lymphoscintigraphy for detection of sentinel node: preliminary results of the first year's clinical experience in Isfahan, Iran. J Med Signals Sens 2015; 5(1): 69-74.
2. Asadi Z, Esmailinasab M, Yaghoobi N, Ansarifard A. Comparison of the effect of written, figurative and written-figurative training package of myocardial

- perfusion imaging on patients' cooperation. *J Cardiovasc Nursing* 2014; 3(1): 18-25.
3. Mozaffarinia K, Yazdekhashti F, Abtahi HR. The levels of serum chromium and manganese in patients with idiopathic tinnitus compared with healthy individuals. *J Isfahan Med Sch* 2015; 33(340): 983-91. [In Persian].
 4. Chang SM, Nabi F, Xu J, Raza U, Mahmarian JJ. Normal stress-only versus standard stress/rest myocardial perfusion imaging: similar patient mortality with reduced radiation exposure. *J Am Coll Cardiol* 2010; 55(3): 221-30.
 5. Shanei A, Afshin M, Moslehi M, Rastaghi S. Estimation of Organ activity using four different methods of background correction in conjugate view method. *J Med Signals Sens* 2015; 5(4): 253-8.
 6. Shahbazi-Gahrouei D, Cheki M, Moslehi M. Estimation of organ absorbed doses in patients from (99m)tc-diphosphonate using the data of MIRDose software. *J Med Signals Sens* 2012; 2(4): 231-4.
 7. Stabin MG. Regulatory aspects of dose calculations. In: Stabin MG, Editor. *Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry*. Berlin, Germany: Springer Science & Business Media; 2008. p. 201-20.
 8. Stabin MG, Sparks RB, Crowe E. OLINDA/EXM: the second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine. *J Nucl Med* 2005; 46(6): 1023-7.
 9. 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.
 10. 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.
 11. Norrgren K, Svegborn SL, Areberg J, Mattsson S. Accuracy of the quantification of organ activity from planar gamma camera images. *Cancer Biother Radiopharm* 2003; 18(1): 125-31.
 12. Moslehi M, Shanei A, Mahmoudi G. Peaceful utilization of nuclear energy in Iran: detection of sentinel node in breast cancer patients using technetium element. *Mediterr J Soc Sci* 2015; 6(1): 643-47.
 13. Durand E, Prigent A. The basics of renal imaging and function studies. *Q J Nucl Med* 2002; 46(4): 249-67.
 14. Jentzen W, Schneider E, Freudenberg L, Eising EG, Gorges R, Muller SP, et al. Relationship between cumulative radiation dose and salivary gland uptake associated with radioiodine therapy of thyroid cancer. *Nucl Med Commun* 2006; 27(8): 669-76.
 15. Fleming JS. A technique for the absolute measurement of activity using a gamma camera and computer. *Phys Med Biol* 1979; 24(1): 176-80.
 16. Gonzalez-Vazquez A, Ferro-Flores G, Arteaga de Murphy C, Gutierrez-Garcia Z. Biokinetics and dosimetry in patients of 99mTc-EDDA/HYNIC-Tyr3-octreotide prepared from lyophilized kits. *Appl Radiat Isot* 2006; 64(7): 792-7.
 17. Okada RD, Glover D, Gaffney T, Williams S. Myocardial kinetics of technetium-99m-hexakis-2-methoxy-2-methylpropyl-isonitrile. *Circulation* 1988; 77(2): 491-8.
 18. Helal N. Patient organs dose calculations in nuclear medicine. *Int J Res Rev Appl Sci* 2012; 11(1): 153-61.
 19. Stabin MG, Stubbs JB, Toohey RE. Radiation dose estimates for radiopharmaceuticals (NUREG/CR-6345) [Online]. [cited 1996]; Available from: URL: <http://www.nrc.gov/reading-rm/doc-collections/nuregs/contract/cr6345/>
 20. Vanzetto G, Fagret D, Ghezzi C. Tc-99m N-NOET: Chronicle of a unique perfusion imaging agent and a missed opportunity? *J Nucl Cardiol* 2004; 11(6): 647-50.
 21. Stabin MG. Radiopharmaceuticals for nuclear cardiology: radiation dosimetry, uncertainties, and risk. *J Nucl Med* 2008; 49(9): 1555-63.

Determination of Breast-Absorbed Dose Using Conjugated View Method in Patients Undergoing Perfusion Scan with Radiotracer ^{99m}Tc-sestamibi

Enciyeh Ghomi¹, Ahmad Shanei², Masoud Moslehi²

Original Article

Abstract

Background: Internal dosimetry in nuclear medicine is very important for assessing the benefits of the used method against its risks. The absorbed dose of injected radiopharmaceutical is determined by several different methods. The aim of this study was to determine the absorbed dose of the breast using the software Medical Internal Radiation Dose (MIRD) and to compare it with the computer-simulation software [quoted] in some authentic articles.

Methods: 22 females were posed to gamma camera at intervals of 15, 60 and 90 minutes after injection of the radiopharmaceutical ^{99m}Tc-sestamibi, and scanned. Radiotracer based on activity was performed using conjugated-view method. The breast dose was calculated using MIRD formula. The quantitative data of dosimetry were analyzed via SPSS software.

Findings: The breast activity in 15, 60 and 90 minutes after injection of the radiopharmaceutical was calculated as 0.234 ± 0.076 , 0.17 ± 0.053 and 0.134 ± 0.053 mCi, respectively. By drawing graphs of the activity over time using Excel software, we witnessed a decline of the graph. The average amount of radiopharmaceutical uptake by heart was then calculated as 3.065 ± 0.327 percent.

Conclusion: The results of this study were not in good agreement with valid studies. So, the conjugated view method is not an accurate approach for organ activity quantification in myocardial perfusion scan.

Keywords: Absorbed dose, Organ activity, Cardiac perfusion scan, Conjugate view method

Citation: Ghomi E, Shanei A, Moslehi M. **Determination of Breast-Absorbed Dose Using Conjugated View Method in Patients Undergoing Perfusion Scan with Radiotracer ^{99m}Tc-sestamibi.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(397): 1038-43.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

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