

محاسبه تصفیه $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ بوسیله دوربین گاما با استفاده از روش تلفیق نماها

مهرداد هژبرالساداتی^۱، دکتر حسین رجبی^۱، دکتر محمد افتخاری^۲

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- موسسه تحقیقات پزشکی هسته‌ای، بیمارستان دکتر شریعتی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران.

چکیده

مقدمه: اندازه‌گیری صحیح عملکرد مقایسه‌ای یا مطلق کلیه بوسیله پرتو داروها نقش بسیار مهمی را در تشخیص و درمان بیماریهای مختلف کلیوی داراست. بدلیل مشکلات زیاد در اندازه‌گیری مستقیم میزان تصفیه کلیوی روشهای مختلفی برای تخمین تصفیه کلیوی با استفاده از تصاویر دوربین گاما توسط محققین مختلف ارائه شده است. در این روشهای جایگزین تلاش بر آن بوده است تا صحت در حد روشهای تصفیه پلاسما افزایش یابد. اما مشکلات بزرگی چون محاسبه عمق کلیه و تکنیک حذف شمارشهای زمینه هنوز استفاده از این روشها را محدود ساخته است. در این مطالعه سعی بر آن بوده است که با اضافه کردن روش تلفیق نماها به روشهای جاری، نتایج حاصل از محاسبه غیر مستقیم تصفیه کلیوی به نتایج اندازه‌گیری مستقیم هرچه بیشتر نزدیک گردد.

مواد و روشها: در این مطالعه تصاویر Dual Head از ۳۵ بیمار بزرگسال مورد بررسی قرار گرفت. با استفاده از روش تلفیق نماها (بدون نیاز به تعیین عمق کلیه) و اندازه‌گیری ضریب تضعیف متوسط بدن بیماران در ناحیه کلیه و حذف فعالیت زمینه تصفیه کلیوی مورد محاسبه قرار گرفت. نتایج با روش مرجع (تصفیه پلاسما حاصل از نمونه‌گیری خون بیماران) مقایسه گردید. نتیجه‌گیری و بحث: این بررسی نشان می‌دهد که ضریب همبستگی بین نتایج روش مرجع و روش تلفیق نماها ($R = 0.99$) به صورت معنی‌دار از نتایج بین روش مرجع و روشهای معمول ($R = 0.95$) بالاتر است. این بالاترین ضریب همبستگی گزارش شده در این معادله بوده است که نشان از کارایی کمی‌سازی بوسیله تلفیق نماها دارد.

واژه‌های کلیدی: تصفیه $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ ، روش تلفیق نماها، جذب کلیوی.

مقدمه

رنوگرافی بعنوان یک آزمون بی‌رقیب از نظر تشخیصی و مقاصد کلینیکی، حتی با ورود روشهای پیچیده و عظیم CT، MRI، MRA، fMRI و PET همچنان در صدر بررسی‌های کمی و بعضاً کیفی کلیه قرار دارد (۱). از سوی دیگر اصلاح و استخراج شاخصهای بالینی و افزایش حساسیت و ویژگی آنها همچنان یکی از علایق پژوهشگران بوده است (۲-۳). یکی از مهمترین این شاخصها محاسبه میزان تصفیه کلیوی با استفاده از رنوگرام است. روش اساسی محاسبه تصفیه کلیوی محاسبه کاهش

غلظت اینولین در پلاسمای خون است. به علت مشکلات زیاد روشهای نمونه‌گیری از خون، ادرار و یا هر دو پس از تزریق رادیو ایزوتوپها نیز به عنوان روشهای ثانوی مورد استفاده قرار گرفته‌اند که نتایج حاصل از آنها نیز در حد روش مرجع (اینولین) است (۴). بطور کلی این روشها برای رسیدن به نتایج واقعی نیازمند مجموعه‌ای هماهنگ از مهارت و دقت کاربر و صحت دستگاههای اندازه‌گیری هستند. بعلاوه افزایش صحت این روشها نیازمند تعداد بیشتر نمونه و در نتیجه صرف زمان بیشتر و آزردهی بیشتر بیمار است. به همین دلیل این روشها همواره مورد آکراه تکنسینها و

ضریب تضعیف متوسط، C فاکتور کالیبراسیون سیستم تصویربرداری (cps/ mCi) F_j فاکتور جبران کننده تضعیف در ضخامت خود کلیه هستند.

این روش قابلیت‌های خود را در مطالعات گذشته بر روی فانتوم بخوبی به اثبات رسانیده است (۱۶-۱۲) اما لزوم اعتبار بخشی این روش در شرایط In vivo توصیه شده است. کارایی این روش در کاستن موثرتر اکتیویته زمینه با استفاده از روش Buijs (معادله ۲) اثبات شده است (۱۳ و ۱۶).

معادله (۲)

$$C_t = C_{bkgcorr} + (C_{bkgB} / SA_{bkg}) \cdot t / T$$

که C_{bkgcorr} شمارش‌های تصحیح شده با روش معمول، C_{bkgB} شمارش زمینه دوربین B، SA_{bkg} تضعیف در ضخامت ناحیه زمینه، t و T به ترتیب ضخامت کلیه و ضخامت تمام بدن هستند.

پیش از این روش میانگین هندسی شمارش‌های کلیه با پرتو داروی ^{99m}Tc-DTPA جهت محاسبه GFR مورد استفاده قرار گرفته است (۱۷) اما ضریب همبستگی بهتر از R=۰/۸۹ در بزرگسالان و R=۰/۹۴ در کودکان گزارش نشده است. در آن مطالعات جز استفاده از کولیماتور با قدرت تفکیک بالا (جهت اجتناب از پراکندگی) اصلاح دیگری را از نظر تهیه اطلاعات عبوری بیمار (جهت تعیین ضریب تضعیف) و کاستن موثرتر شمارش‌های زمینه انجام نگرفته است. هدف از مطالعه حاضر استفاده از روش تلفیق نماها با اصلاحات کامل آن در رنوگرافی بوسیله پرتو داروی ^{99m}Tc-MAG3 بوده است. موضوع این مطالعه محاسبه عملکرد مطلق کلیه در بزرگسالان بوده است. مسئله تضعیف پرتوها و اکتیویته زمینه با تاکید فراوان در این نوع مطالعات مطرح است.

مواد و روشها

تصویربرداری: این مطالعه روی ۳۵ بیمار بزرگسال (۱۹ مرد و ۱۶ زن) با متوسط سنی ۳۴/۷±۲۱/۳ سال و متوسط وزنی ۶۹/۵۳±۲۸kg مراجعه کننده به بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان شریعتی جهت بررسی ERPF انجام گرفت. قبل از تصویربرداری بیماران با نوشیدن آب هیدراته شدند.

بیماران و حتی پزشکان بوده اند.

امروزه گرایش کلی پزشکی هسته‌ای آنست که در کنار بررسی کیفی تصاویر و به موازات آن ارزیابی‌های کمی بر اساس محاسبه شمارش‌های ثبت شده توسط دوربین گاما نیز انجام پذیرد (۵). در مورد رنوگرافی یکی از اهداف اصلی تخمین شاخصهای کارکردی کلیه توسط دوربین گاما و بهینه سازی محاسبات بوده است. در این معادله یکی از مشکلاتی که صحت محاسبات را تحت تاثیر قرار می دهد اکتیویته زمینه و تضعیف پرتوهای گاما در بدن بیمار است که موجب ارتباط نامعلوم بین شمارش‌های ثبت شده در ناحیه کلیوی و اکتیویته درون کلیه می شود. جهت جبران کاهش شمارش آگاهی از عمق کلیه در بدن شخص (که در عمق ۵-۸ سانتیمتری خلف بدن قرار دارد) و ضریب تضعیف موثر بافتها ضروری است. با این تاکید که انتخاب ضریب تضعیف ۰/۱۵۳ بجای ۰/۰۹۹ باعث بیشتر از ۳۰٪ اختلاف (۶) و یک سانتیمتر اختلاف در تعیین عمق کلیه منجر به ۱۵٪ اختلاف در اندازه‌گیریهای خارجی با دوربین گاما میگردد (۷). برای حل معضل عمق کلیه استفاده از تصاویر CT برای هر بیمار روش استاندارد محسوب می شود. اما روش تقریبی اما عملی تر تهیه تصاویر جانبی در پایان رنوگرافی و استفاده از معادلات نوموگرام می باشد (۹-۷).

معضل دیگر کاستن شمارش‌های زمینه از شمارش واقعی کلیه ها در رنوگرام است که وضعیت آناتومیک بیمار، میزان جذب کبد و طحال و همپوشانی این اعضا با کلیه و همچنین شکل و محل رسم ROI بر صحت آن بسیار موثر هستند (۱۰).

در این مطالعه از روش تلفیق نماها (معادله ۱) که بی نیاز از دانستن عمق کلیه و مستلزم تهیه اطلاعات عبوری (Transmitted Data) و در نتیجه محاسبه ضریب جذب موثر برای هر بیمار است (۱۱) بعنوان مبنای تصحیحات بکار گرفته شد.

معادله (۱)

$$A_j = \frac{\sqrt{I_A \cdot I_P}}{\sqrt{e^{-\mu T}}} \times \frac{F_j}{C}$$

که I_A و I_P به ترتیب شمارش‌های جمع آوری شده با آشکارساز قدام و خلف، ^{99m}Tc-ε فاکتور عبور از بیمار، T ضخامت کلی بدن بیمار در ناحیه عضو مورد نظر، μ_e

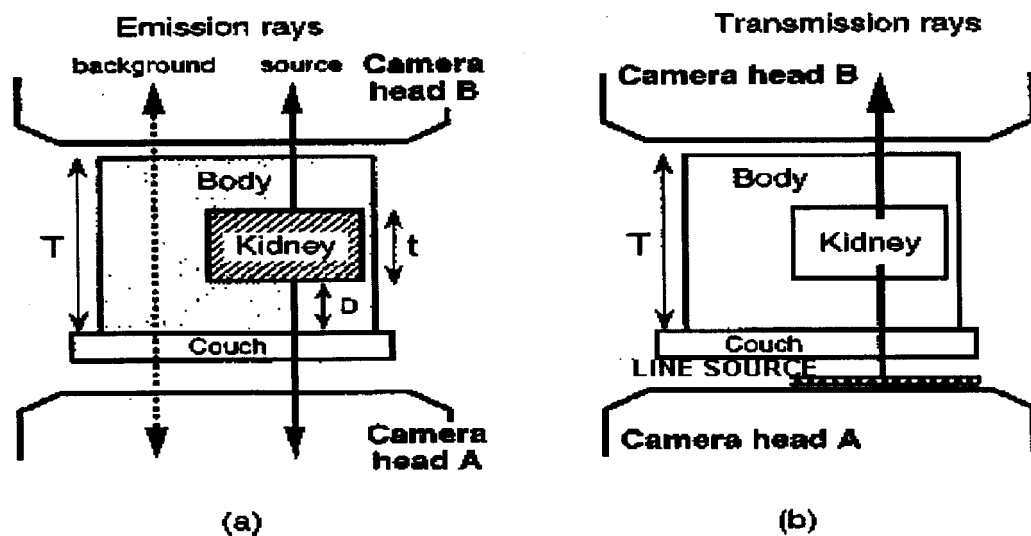
دست مخالف محل تزریق تهیه و پس از گذشت یک ساعت سانتریفیوژ شدند پس از آن نمونه‌ها همراه با نمونه شاهد که همزمان و مساوی با اکتیویته تزریقی به بیمار تهیه می‌شد در حجم کاملاً مساوی در گاما کانتر (Gammatic I مدل KENTRON) دوبار شمارش شدند. پردازش اطلاعات: پردازشهای اولیه شامل: تلفیق تصاویر، رسم ROI بصورت دستی بر روی کلیه‌ها و ناحیه خارجی-تحتانی (Infrolateral) آنها و قلب و نهایتاً تهیه منحنی‌های اکتیویته-زمان هر ROI با استفاده از نرم افزارهای موجود در رایانه اصلی صورت گرفت و اطلاعات این منحنی‌ها بصورت تعداد شمارش‌های موجود در هر فریم (counts/frame) به رایانه شخصی منتقل شد تا به همراه اطلاعات عبوری استخراج شده از تصاویر و ضخامت‌های بدن و کلیه‌ها که از تصویر جانبی بدست می‌آمد در برنامه اکسل (Excel) مورد آنالیز و پردازش نهایی قرار گرفت. پردازش نهایی در برنامه Excel: با اختصاص صفحات مجزا به تصاویر تلفیقی و تصاویر نمای خلفی (روش متداول) اطلاعات بیماران در خانه‌های اختصاصی در هر صفحه وارد شد و محاسبات لازم شامل کاستن شمارشهای زمینه خارج کلیوی (با دو روش سنتی و روش Buijs) و جبران تضعیف پرتوها و در مورد نمای خلفی با محاسبه عمق کلیه با نوموگرامی تائید شده (۸-۹) انجام گرفت. کلیه محاسبات توسط ماکروهایی که به همین منظور تهیه

شرح حال بیماران (سن، قد، وزن و سابقه بیماری) ثبت و دو آنژیوکت (Venflon) در ناحیه آرنج دو دست، یکی برای تزریق پرتو دارو و دیگری برای تهیه نمونه خون قرار داده شد. بر روی یکی از آنژیوکت‌ها یک سه راهی (Three-way stopcock) جهت تزریق جداگانه پرتو دارو و نرمال سالین (برای شستشو باقیمانده پرتو دارو درون آنژیوکت) نصب گردید.

تصویربرداری بوسیله دوربین گاما (Dual Head SOLUS, ADAC Laboratories Milpitas CA) بطور همزمان توسط دو آشکارساز مجهز به کولیماتورهای انرژی پائین-قدرت تفکیک بالا (LEHR) که متصل به سیستم رایانه‌ای پردازشگر اطلاعات تحت سیستم عامل (X Windows) UNIX انجام گرفت. بلافاصله پس از تزریق $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ ۱۵-۱۰ mCi پرتو داروی ۱۷۴ تصویر ۱۰ ثانیه‌ای با پنجره انرژی متقارن ۲۰٪ تهیه شد. پس از پایان تصویربرداری دینامیک تصاویر استاتیک جانبی از بیماران تهیه شد.

اطلاعات عبوری (شکل ۱) از بیمار با قرار دادن یک چشمه خطی با ابعاد $۰.۳ \times ۱۵ \text{ cm}$ و اکتیویته ۱-۰/۵ mCi از خوابیدن وی به پشت (Supine) در ناحیه آناتومیک کلیه تهیه شد.

تهیه نمونه‌های خون و شمارش آنها: از بیماران در دقایق ۴۰، ۸۰ و ۱۲۰ نمونه‌های خون از آنژیوکت



شکل ۱- تهیه اطلاعات عبوری (a) و تابشی (b) با دوربینهای A و B

که IAS اکتیویته شاهد اندازگیری شده در دز کالیبراتور، D اکتیویته تزریقی به بیمار، R باقیمانده اکتیویته در سرنگ، ADS شمارش در دقیقه (cpm) اکتیویته شاهد دقیق شده در حجم DS (500 cc) هستند

تصحیح تصفیه کلیوی و پلاسمایی از نظر حجم پلازما و ابعاد بدن: مساحت سطحی بدن (BSA) همانند جانشینی برای ابعاد بدن بشمار می‌رود و بصورت خطی متناسب با حجم پلاسمای بدن است لذا مقادیر تصفیه را در $1/73m^2$ BSA یک فرد بزرگسال (70Kg) ضرب و بر BSA بیمار که از معادله ذیل (۱۹) بدست می‌آید.

معاله (۵)

$$BSA = 0.007184 \cdot Weight^{0.425} \cdot Height^{0.725}$$

یافته‌ها

تصفیه کلیوی بوسیله دوربین گاما بر اساس درصد جذب کلیوی در دقیق ۲-۱، ۲/۵-۱/۵ و ۳-۲ در دو حالت تصحیح شده از نظر اکتیویته عروقی (Vascular Subtracted)، (VS) و بدون آن (Non-VS) در تصویربرداری های تلفیقی (CONJ) و خلفی (POST) بدست آمد. آزمون برازش خطی (Linear Regression) با $p\text{-value} < 0.0001$ ارتباط میان نتایج مرجع تصفیه پلاسمایی و نتایج حاصل از روش تلفیق نماها و تصویربرداری خلفی را با اثبات می‌رساند (جدول- ۱)

شده بود بطور خودکار در صفحات اکسل انجام گرفت. بر اساس مراجع مورد استفاده (۲-۳) ضریب تضعیف موثر برابر ۰/۱۲ در نظر گرفته شد. همچنین بنا به توصیه MIRD15 (۱۱) با استفاده از کولیماتور LEHR پرتو پراکنده به حدی کاهش می‌یابد که نیاز به تصحیح پراکندگی نیست. تصحیحات لازم جهت استحاله فیزیکی نیز انجام گرفت و در نهایت منحنی‌های فعالیت-زمان کالیبره گردیدند.

درصد جذب کلیوی (%RU) (۵ و ۹ و ۱۸) یا نسبت شمارش در دقیق ۱-۲، ۲/۵-۱/۵ و ۳-۲ از رنو گرام کالیبره شده مورد مقایسه قرار گرفت و پس از کاستن اکتیویته عروقی با استفاده از روش را تلند-پاتلاک مقدار تصفیه کلیوی با دوربین محاسبه شد.

محاسبه تصفیه پلاسمایی پرتو دارو: با رسم شمارش حاصل از سه نمونه خونی در مقیاس نیمه لگاریتمی نمودار غلظت پرتو دارو در پلازما بر حسب زمان و با استفاده از روش شیب - عرض از مبدا (معادله ۳ و ۴) تصفیه پلاسمایی پرتو دارو تعیین گردید (۴).

معادله (۳و۴)

$$Dose = \frac{(D - R) \times ADS \times DS}{AS}$$

$$CL = \frac{Doseslope}{Intercept}$$

جدول - ۱ پارامترهای آزمون آماری میان مقدار مرجع و مقادیر حاصل از دوربین گاما

روش محاسبه	عرض از مبدا	شیب	ضریب همبستگی (R)	R ²	خطای استاندارد (SEE)	مربع میانگین باقیمانده‌ها Residuals Mean Square
(CONJ 1-2 non VS)	14.974	0.778	0.962	0.926	14.974	552.229
CONJ 1.5-2.5 non VS)	31.658	0.855	0.972	0.945	31.658	490.035
(CONJ 2-3 non VS)	25.486	0.966	0.990	0.980	25.486	212.752
(CONJ 1-2 VS)	-78.545	0.654	0.748	0.560	-78.545	3843.374
(CONJ 1.5-2.5 VS)	-61.738	0.737	0.717	0.514	-61.738	5880.695
(CONJ 2-3 VS)	-66.868	0.874	0.799	0.639	-66.868	4935.386
(POST 1-2 non VS)	-36.440	0.826	0.926	0.858	-36.440	1296.610
(POST 1.5-2.5 non VS)	-21.937	0.917	0.941	0.885	-21.937	1244.617
(POST 2-3 non VS)	-26.291	1.028	0.956	0.914	-26.291	1137.106
(POST 1-2 VS)	-99.289	0.754	0.802	0.643	-99.289	3611.745
(POST 1.5-2.5 VS)	-88.206	0.862	0.812	0.659	-88.206	4408.555
(POST 2-3 VS)	-88.026	0.982	0.806	0.650	-88.026	5926.819

مجموعه تخت و بیمار (۱۸).

۳) محاسبه ضریب تضعیف موثر (M) از طریق اطلاعات عبوری با استفاده از ضخامت بدن که بر خلاف عمق کلیه دست یافتنی و قابل اندازه‌گیری دقیق است (۱۱).

۴) جبران حذف بیش از حد شمارش های زمینه خارج کلیوی در روش معمول آن با اعمال فاکتور Buijs (۱۳ و ۱۶).

۵) نظارت کامل و پر وسواس بر اکتیویته باقیمانده در آنژیوکت زیرا محاسبات بر درصد دز تزریقی پرتو دارو متکی بود و نیز می بایست اکتیویته خالص تزریق شده از نظر استحاله در طی زمان تصحیح گردد.

۶) تصحیح جدایی زمانی شروع تزریق و شروع تصویربرداری با انتخاب و تنظیم فریمهای بدون شمارش در تمام ROI ها، این کار بدین خاطر انجام می گرفت تا انتخاب دقیق محاسبه درصد جذب کلیوی بدرستی صورت گیرد.

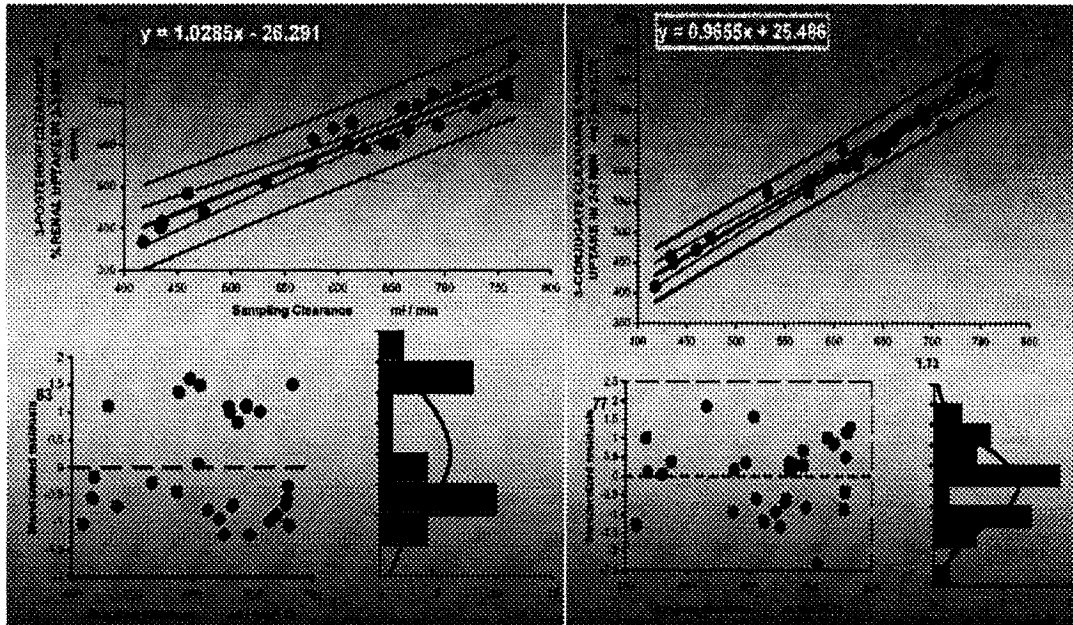
۷) انتخاب حساسیت سیستم تصویربرداری برای تبدیل اکتیویته تزریقی بیمار به شمارشهای جمع آوری شده توسط دوربین گاما زیرا روش معمول قرار دادن سرنگ حاوی اکتیویته در زیر دوربین گاما و بعد سرنگ خالی به علت زمان مرده (Dead Time) آشکارساز دچار اتلاف شمارش (Count Loss) می گردد (۵) و چون در مطالعات کمی بزرگسالان مجبور به استفاده از اکتیویته زیاد هستیم این اتلاف بیشتر در سر آفرین است و بعلاوه امکان دارد با افزایش اکتیویته اتلاف شمارش سیستم دیگر معادله خطی نداشته باشد. اجرای تلفیق نماها با مجموعه تصحیحات کاملاً مبتنی بر واقعیات بیمار از جمله ضریب جذب موثر، ضخامت بدن، شمارشهای زمینه متناسب با حجم کلیه وی باعث گردید نتایجی کاملاً مرتبط با روش نمونه گیری ($R^2 = 0.99$) و با خطای استاندارد در تخمین مقدار مرجع به میزان $SEE = 14$ در دقایق ۲-۳ بدست آید اما چنانکه در نمودار پراکندگی باقیمانده ها (نمودار ۱) در این دقیقه مشهود است تلفیق در دو بیمار در حد $\pm 2SD$ و یک بیمار فراتر از این ناحیه قرار دارد و نتایجی بدتر از نمای خلفی دارد.

نتایج این تحقیق نشان می دهد که میان مقادیر تصفیه کلیوی تخمین زده شده توسط دوربین گاما، درصد جذب کلیوی در دقیقه ۲-۳ از سطح زیر منحنی رنوگرام بدون کاستن اکتیویته عروقی که با تلفیق بدست آمده دارای بالاترین ضریب همبستگی $R = 0.990$ است. در حالیکه در تصویربرداری خلفی در بهترین حالت (دقیقه ۲-۳ بدون کاستن اکتیویته عروقی) همبستگی بهتر از $R = 0.956$ بدست نیامد. بطور کلی تخمین تصفیه کلیوی در هنگامی که اکتیویته عروقی از رنوگرام کاسته شود کمتر از دقایق متناظر آنها بدون کاستن اکتیویته عروقی است.

بحث

در تحقیقاتی که تا کنون صورت گرفته است ضریب همبستگی میان تصفیه کلیوی حاصل از نمونه گیری و دوربین گاما در محدوده وسیعی از ۰/۴۸ تا ۰/۹۷ گزارش شده است (۵). علت این تفاوتها می تواند عدم کنترل کامل بر تمامی منابع خطا باشد. محققین عموماً بر این نظر توافق دارند که نتایج حاصل از دوربین گاما نسبت به روش نمونه گیری از صحت کمتری برخوردار هستند. اما تکرارپذیری آنها بخصوص در بیماریهای مزمن بالا یا حداقل بهتر از اندازه گیری عملکرد کلیه توسط تصفیه کراتینین با روشهای آزمایشگاهی است (زیرا سطح کراتینین تا زمانی که حداقل نیمی از عملکرد کلیه از دست برود دست نخورده باقی می ماند). به نظر می رسد که جهت مقبولیت بیشتر این روشها لازم است چاره ای جهت رفع منابع خطا در آنها اندیشیده شود. با این هدف، در مطالعه حاضر تلاشهای زیادی برای لحاظ نمودن تمامی خطاها صرف گردید و با اتکا به کارهای موفق که قبلاً در روی فانوم (۱۶-۱۴) و بر روی بیمار (۱۷) انجام شده بود تصحیحات ذیل صورت گرفت:

۱) محاسبه فاکتور عبور TF جبران کننده تضعیف پرتو در ضخامت کلی بدن بیمار بدون نیاز به دانستن عمق کلیه (۱۱).
 ۲) لحاظ نمودن ضخامت تخت و تضعیف ایجاد شده در آن با قرار دادن چشمه خطی و عبور پرتوها از



نمودار ۱- نمودار مقایسه همبستگی نتایج تلفیق (سمت راست) و نتایج تصویربرداری قلبی (سمت چپ) با روش مرجع نمونه گیری و فاصله بیشتر مشاهدات تلفیق تا فضا برآزش در سه بیمار.

شدن پرتو دارو در پلاسما هماهنگی ندارد. این موضوع می تواند ناشی از این واقعیت باشد که ورودی قلب به کلیه قابل اندازه گیری دقیق نیست لذا کاستن شمارشهای قلب بیشتر از آنچه واقعا مربوط به باقیمانده شمارشها ناشی از عروق داخل کلیه باشد صورت می گیرد. در نتیجه اصلاحاتی در روش راتلند - پاتلاک برای رسم ROI بر روی قلب یا عروق بزرگ مثل آنورت ضروری بنظر می رسد. کوچک بودن ضریب همبستگی مابین نتایج تلفیق نماها با کاستن اکتیویته عروقی نسبت به تصویربرداری قلبی نیز ناشی از افزایش شمارش قلب در نمای قدامی بعلت نزدیکی آن به قدام و تضعیف ناشی از ستون مهره ها در نمای خلفی می باشد که در مجموع شمارش قلب را در تصاویر زوج شده نسبت به تصاویر خلفی افزایش می دهد و در نتیجه عدم هماهنگی منحنی پلاسما و کلیه را افزایش می دهد.

نتیجه گیری

روش تلفیق با تصحیحات پیچیده خود توان کمی سازی عملکرد مطلق کلیه در حد مرجع (نمونه گیری از خون) را دارد اما با وجود ارتباط و همبستگی بالا،

در بررسی تصاویر این بیماران درصد بالای جذب طحال و دفع صفراوی مشهود بود که باعث همپوشانی طحال و کبد با کلیه گردیده بود و تعیین ROI برای کلیه و بافتهای زمینه آن را دشوار ساخته بود. در تلفیق نمای قدامی و خلفی نسبت به تصاویر خلفی این اثر تشدید شده بود. این وضعیت می تواند ناشی از کاهش شدید عملکرد کلیه یا ناخالصی پرتو دارو باشد. گزارش شده است (۲۰) که روش نمونه گیری مستقیم نیز برای $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ تا میزان 7 ml/min در اثر تصفیه اعضا (علاوه بر کلیه) در بیماران مبتلا به کاهش شدید عملکرد کلیه دچار خطا می شود. بنا به تحقیقات انجام شده (۲۱) ترشح کبدی - صفراوی $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ در محدوده خلوص پرتو دارو (۹۰٪ تا ۹۹٪) دارای جذب صفراوی از ۰٪ تا ۰/۷۱٪ است. لذا جذب کبدی - صفراوی بیماران فوق در اثر ناخالصی و عدم نشاندار شدن کامل $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ می تواند در بالاتر از این حد ایجاد شده باشد.

مسئله قابل ذکر دیگر، تاثیر کاستن اکتیویته عروقی در کاهش ضریب همبستگی نتایج با مقادیر مرجع است. چنانکه پیش از این (۲۲) گزارش شده منحنی precordial پرتو داروی $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ با منحنی ناپدید

شدید کلیه و کبد و طحال رخ می‌نماید، نمی‌تواند نتایجی بهتر از تصویربرداری خلفی رنوگرافی داشته باشد.

تنها در مواقع کاهش بسیار زیاد عملکرد کلیه و یا ناخالصیهای $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$ و پائین بودن بازده نشاندار شدن آن با پرتکنتات (< ۹۰٪) که در آن همپوشانی

منابع

- 1) Sfakianakis GN, Sfakianaki E. Renal scintigraphy in infant and children. *Urology* 2001; 57:1167-1177.
- 2) Durand E, Prigent A. The basic of renal imaging and function studies. *Q J Nucl Med* 2002; 46:249-67.
- 3) Prigent A, Cosgriff P, Gates GF, Granerus G, Fine EJ, Itoh K et al. Consensus report on quality control of quantitative measurements of renal function obtained from the renogram: International Consensus Committee from the Scientific Committee of Radionuclides in Nephrourology. *Semin Nucl Med* 1999; 29:146-59.
- 4) Piepsz A, Colarinha P, Gordon I, Hahn K, et al. Guidelines for glomerular filtration rate determination in children. EANM Publication, 2000.
- 5) Taylor A Jr. Radionuclide renography: a personal approach. *Semin Nucl Med* 1999; 29:102-27.
- 6) Hindie E, Buvat I, Jeanguillaume C, Prigent A, Galle P. Quantitation in planar scintigraphy: which value should be used? *Eur J Nucl Med*; 1999:1610-13.
- 7) Maneval DC, Magill HL, Cypress AM, Rodman JH. Measurement of skin-to-kidney distance in children: implications for quantitative renography. *J Nucl Med* 1990; 31:287.
- 8) Taylor AJ, Lewis C, Giacometti A, Hall EC, Barefield KP. Improved formulas for renal depth. *J Nucl Med* 1993; 34:1764-1769.
- 9) Inoue Y, Yoshikawa K, Suzuki T, et al. Attenuation correction in evaluating renal function in children and adults by a camera-based method. *J Nucl Med* 2000; 40:823.
- 10) Taylor A Jr, Killol T, Folks R, Raghuvver H, Manatunga A. Background subtraction in technetium-99m-MAG3 renography. *J Nucl Med* 1997; 38:74.
- 11) Siegel JA, Thomas SR, Stubbs JB, Stabin MG, Hays MT, Koral KF, Robertson JS, Howell RW, Wessels BW, Fisher DR, Weber DA, Brill AB. MIRD pamphlet No. 16: Techniques for quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates. *J Nucl Med* 1999(suppl); 40:37S.
- 12) Kojima A, Takaki Y, Tsuji A, Nakashima R, Kira M, Hara M, Tomiguchi S, Matsumoto M, Takahashi M. Quantitative renography with the organ volume method and interoperative background subtraction technique. *Ann Nucl Med* 1996; 10:401-40.
- 13) Buijs W. C. A. M, Siegel J. A, Boerman O. C, Corstens F. H. M. Absolute organ activity estimation by five different methods of background correction. *J Nucl Med* 1998; 39:2167-2172.
- 14) Takaki Y, Kojima A, Tsuji A, Nakashima R, Tomiguchi S, Takahashi M. Quantification of renal uptake of technetium-99m-DTPA using planar scintigraphy: a technique that considers organ volume. *J Nucl Med*. 1993; 34(7):1184-9.
- 15) Kojima A, Takaki Y, Matsumoto M,

- Tomiguchi S, Hara M, Shimomura O, Koga Y, Takahashi M. A preliminary phantom study on a proposed model for quantification of renal planar scintigraphy. *Med Phys* 1993; 20:33-37.
- 16) Kojima A, Ohyama Y, Tomiguchi S, Kira M, Matsumoto M, Takahashi M, Motomura N, Ichihara T. Quantitative planar imaging method for measurement of renal activity by using a conjugate-emission image and transmission data. *Med Phys*. 2000; 27:608-15.
- 17) Delpassand ES, Homayoon K, Madden T, Mathai M, Podoloff DA. Determination of glomerular filtration rate using a dual-detector gamma camera and the geometric mean of renal activity: correlation with the Tc-99m DTPA plasma clearance method. *Clin Nucl Med* 2000; 25(4):258-62.
- 18) Taylor A Jr, Corrigan PL, Galt J, Galt J, Folks R, Jones M, Manatunga A, Eshima D. Measuring technetium-99m-MAG3 clearance with an improved camera-based method. *J Nucl Med* 1995; 36:1689-1695.
- 19) Haycock GB, Chir B, Schwartz GJ, Wisotsky DH. Geometric method for measuring body surface area: a height-weight formula validated in infants, children, and adults. *J Pediatr* 1978; 93:62-66.
- 20) Rehling M, Nielsen BV, Pedersen EB, Nielsen LE, Hansen HE, Bacher T. Renal and extrarenal clearance of 99mTc-MAG3: a comparison with ¹²⁵I-OIH and ⁵¹Cr-EDTA in patients representing all levels of glomerular filtration rate. *Eur J Nucl Med* 1995; 22:1379-1384.
- 21) Arroyo AJ, Semaan HB, Minkus KD, Patel YP. Factors affecting the hepatobiliary excretion of (99m) Tc-MAG3: Its clinical significance in routine renography. *Alberto. J Nucl Med Tec* 2003; 31:18.
- 22) Tondeur M, Piepsz A, Dobbeleir A, Ham H. Technetium-99m-mercaptoacetyltriglycine gamma camera clearance calculations: methodological problems. *Eur J Nucl Med* 1991; 18:83-86.