

ارزیابی روش دکتولوشن در تشخیص هیدرونفروز در کودکان زیر شش ماه

بهاره شالچیان^۱، حسین رجبی^۲، ناهید یعقوبی^۳

۱- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۳- استادیار، بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان قلب شهید رجایی

چکیده

مقدمه: یکی از دلایل عمده ارجاع کودکان (زیر شش ماه) به بخشهای پزشکی هسته‌ای، بیماریهای کلیوی است و یکی از مهمترین بیماریهای مادرزادی در کودکان، هیدرونفروز می‌باشد. رنوگرافی ساده‌ترین و مطمئن‌ترین روش ارزیابی عملکرد کلیه است. اشکال اساسی رنوگرام نسبی بودن نتایج آن است. شاخصهایی که به‌طور مستقیم از رنوگرام استخراج می‌شوند مفهوم فیزیولوژیک ندارند زیرا تغییر در آهنگ ورود پرتودارو به کلیه سبب تغییر شکل رنوگرام و تغییر شاخصهای آن می‌شود. در رنوگرافی پرتودارو باید به‌صورت وریدی، در حجم کم و کاملاً سریع تزریق گردد. اما این‌گونه تزریق، به‌خصوص در کودکان، همواره امکان‌پذیر نمی‌باشد. در نتیجه رنوگرافی کودکان همواره با مشکلات تکنیکی مواجه است. به این دلیل ارائه روشی به منظور حذف کیفیت تزریق در نتایج رنوگرافی می‌تواند در کاهش خطا و افزایش قدرت تشخیصی رنوگرافی در کودکان مفید باشد. روش دکتولوشن و محاسبه تابع سیستم کلیوی (که مستقل از آهنگ ورود پرتودارو به کلیه است) این امکان را فراهم می‌کند که با محاسبه شاخصهای فیزیولوژیک ارزش تشخیصی این تست افزایش یابد.

مواد و روشها: در این تحقیق از تصاویر رادیونوکلئیدی کلیه‌ها (رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-DTPA}$) استفاده شده است. این تصاویر مربوط به ۵۴ کودک زیر شش ماه بود که به منظور انجام تست رنوگرافی و بررسی ابتلا به هیدرونفروز، به مراکز تصویربرداری ارجاع داده شده بودند. با توجه به عدم وجود نرم افزارهای لازم به‌منظور انجام بررسی‌ها، یک بسته نرم افزاری به زبان Visual Basic تهیه گردید. این نرم افزار تصاویر را به فرمت interfile دریافت و پس از تعیین حدود کلیه‌های چپ و راست توسط کاربر، منحنی‌های رنوگرام تولید، اکتیویته (فعالیت) زمینه به روش سستی و روش Rutland کسر و پارامترهای زمان عبور محاسبه می‌گردند. با توجه به حساسیت روش دکتولوشن به نویز و به‌منظور بررسی روش کاهش نویز در نتایج، از دو فیلتر ۱۲۱ و ۱۲۴۲۱ (با شش روش متفاوت فیلتراسیون) استفاده شد.

نتیجه‌گیری و بحث: نتایج این تحقیق حاضر نشان می‌دهد که روش دکتولوشن برای تشخیص هیدرونفروز در نوزادان یک روش توانمند است و در بین پارامترهای زمان عبور، پارامتر زمان عبور میانگین (MeanTT) از اهمیت خاصی برخوردار است.

واژه‌های کلیدی: رنوگرافی، هیدرونفروز، دکتولوشن، تابع سیستم کلیوی، زمان عبور.

مقدمه

بهبود می‌یابد. اما در موارد شدید نیاز به پیگیری و درمان وجود دارد. در اکثر موارد به‌منظور تشخیص هیدرونفروز در نوزادان از روشهای فراصوتی استفاده می‌شود. اما این روشها فقط در مراحل پیشرفته بیماری

بسیاری از کودکان در هنگام تولد به‌صورت مادرزادی مبتلا به هیدرونفروز هستند. در موارد جزئی و خفیف به مرور زمان و بدون نیاز به درمان، بیماری

که شکل ساختمانی کلیه بطور محسوس تغییر می‌کند قادر به تشخیص بیماری هستند. علاوه بر آن، این روشها قادر به تشخیص نوع هیدرونفروز (انسدادی یا غیرانسدادی) نمی‌باشند. تفکیک نوع هیدرونفروز از جهت تعیین روش درمان بسیار مهم است.

یکی از روشهایی که در این زمینه می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد رنوگرافی است. رنوگرافی ساده‌ترین و متداولترین روش جهت ارزیابی عملکرد کلیه است. رنوگرام نمودار تغییرات غلظت پرتودارو در کلیه نسبت به زمان است که نمایشی ترسیمی از برداشت (uptake) و دفع پرتودارو توسط کلیه‌ها است. این روش ارزشمند تشخیصی، دارای یک اشکال اساسی است که کاربرد آن را بخصوص در کودکان مشکل می‌سازد. رنوگرام به شدت تحت تاثیر آهنگ ورود پرتو دارو به کلیه است (۱). در واقع رنوگرام به صورت غیرمستقیم و از طریق اختلاف ورود پرتودارو به کلیه و خروج آن از کلیه نشانگر کارکرد کلیه می‌باشد. در نتیجه رنوگرام نشان دهنده عملکرد مطلق کلیه نیست و تمام شاخصهایی که بطور مستقیم از رنوگرام استخراج می‌شوند فاقد مفهوم فیزیولوژیک هستند. به منظور حفظ ارزش رنوگرافی در تشخیص، همواره تأکید می‌شود که پرتودارو در حجم کم و کاملاً سریع تزریق شود. کیفیت تزریق عاملی تعیین کننده در شکل منحنی رنوگرام است و تفسیر نتایج نیز تا حد زیادی ذهنی (subjective) و وابسته به مهارت مفسر است.

رنوگرافی در تشخیص بیماریهای کلیوی در نوزادان نیز روش قابل قبولی به نظر می‌رسد. به شرط آنکه تزریق به صورت کاملاً بولوس (سریع و در حجم کم) انجام شود (۱). اما تزریق بولوس در کودکان (زیر شش ماه) با توجه به حرکت اجتناب ناپذیر کودک در زمان تزریق و همچنین کوچک بودن قطر شریانها معمولاً امکان پذیر نمی‌باشد. بنابراین احتمال دارد رنوگرام یک کلیه سالم در اثر تزریق نامناسب طرح یک کلیه ناسالم را داشته باشد. برای رفع این اشکال و بهره‌برداری بهتر از نتایج تصویربرداری، استفاده از روش آنالیز دکنتولوشن مفید به نظر می‌رسد (۲).

روش دکنتولوشن و محاسبه تابع سیستم کلیوی (که مستقل از آهنگ ورود پرتودارو به کلیه است) (۳) و (۴) این امکان را فراهم می‌سازد که با محاسبه شاخصهای فیزیولوژیک ارزش تشخیصی تست افزایش یابد. با استفاده از این روش می‌توان شاخصهای زمانی

گذر پرتودارو از کلیه را محاسبه کرد. این شاخصها بطور بالقوه توان تشخیص نوع هیدرونفروز را دارا می‌باشند.

در این مطالعه سعی بر آن بوده است که ارزش تشخیصی شاخصهای زمانی گذر پرتودارو از کلیه، شامل: کوتاهترین زمان گذر، زمان عبور میانگین، بلندترین زمان گذر و اندکس زمانی در تشخیص هیدرونفروز در نوزادان مورد ارزیابی قرار گیرد. همچنین جهت بررسی تاثیر روش پردازش در نتایج، فیلترهای متفاوت مورد استفاده و مقایسه قرار گرفت.

مواد و روشها

برای انجام این تحقیق از تصاویر حاصل از تصویربرداری کلیه‌های نوزادان زیر شش ماه استفاده شده است. این تصاویر مربوط به کودکانی بوده است که به منظور انجام تست رنوگرافی و بررسی ابتلا یا عدم ابتلا به هیدرونفروز به مراکز تصویربرداری ارجاع داده شده بودند. به دلیل عدم امکان دستیابی به تعداد کافی از تصاویر در ایران و همچنین به منظور تبادل اطلاعات، از تصاویر تهیه شده در مراکز مشخص تصاویربرداری در کشورهای چین و هند نیز استفاده شد. بر اساس هماهنگی های به عمل آمده با این مراکز از پروتکل های تصویربرداری کاملاً یکسان استفاده گردید. تعداد ۵۴ نمونه در این تحقیق مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفتند.

پرتوداروی مورد استفاده در این تحقیق ^{99m}Tc -DTPA بوده است. تصویربرداری در وضعیت طاقباز (supine) و در نمای خلفی (posterior) انجام شد. به علت کوچک بودن اندام نوزادان در تمام موارد علاوه بر کلیه‌ها قلب و مثانه نیز در میدان مفید دوربین قرار داشتند. پنجره انرژی ۲۰٪ تعیین شد و از کولیماتور سوراخ موازی همه منظوره (LEAP) استفاده گردید. مقدار پرتو داروی تزریقی 2mCi و در حجم 1ml انجام گرفت. تصویربرداری در دو مرحله (۳۰ تصویر ۲ ثانیه‌ای) و (۱۰۰ تصویر ۱۵ ثانیه‌ای) بدون توقف انجام گرفت. مرحله اول به منظور ارزیابی خونرسانی (پرفیوژن) کلیه و مرحله دوم جهت ارزیابی عملکرد کلیه می‌باشد.

به منظور بررسی تأثیر میزان فیلتراسیون در نتایج حاصل دو فیلتر متداول، فیلتر ۱-۲-۱ و فیلتر ۱-۲-۱-۴-۲-۱، صفر تا سه بار مورد استفاده قرار گرفتند و در هر

برای مقایسه مقادیر میانگین پارامترهای زمان عبور در دو حالت کلیه سالم و غیرسالم، در سه مرحله: بدون فیلتراسیون، مرحله‌ای که فیلتر ۱-۲-۱ یکبار به کار برده شده بود و مرحله‌ای که فیلتر ۱-۲-۴-۲-۱ یکبار استفاده شده بود، پارامترها محاسبه شدند. برای هر مرحله داده‌ها در چهار وضعیت متفاوت محاسبه گردید:

(۱) دکلولوشن ساده و کسر اکتیویته خارج عروقی
(۲) دکلولوشن ساده و کسراکتیویته خارج و داخل عروقی

(۳) دکلولوشن (بعد از کسر اکتیویته زمینه از رنوگرام) و کسر اکتیویته خارج عروقی

(۴) دکلولوشن (بعد از کسر اکتیویته زمینه از رنوگرام) و کسر اکتیویته خارج عروقی و داخل عروقی

مقادیر میانگین پارامترهای زمان گذر برای حالت سالم در جدول (۳) و برای حالت غیر سالم در جدول (۴) قرار داده شده‌اند. در حالتی که فیلتر ۱-۲-۱ یکبار به کار برده شد در وضعیت ۴ مقدار کوتاهترین زمان گذر 21 ± 103 ؛ مقدار بلندترین زمان گذر 122 ± 254 ؛ مقدار بلندترین زمان گذر 313 ± 542 و مقدار اندکس زمان گذر 101 ± 203 برای حالت غیر سالم به دست آمد. این مقادیر در همان وضعیت و برای کلیه سالم به ترتیب: 29 ± 88 ، 29 ± 146 ، 123 ± 273 و 141 ± 87 به دست آمد. آزمون تی نشان می‌دهد که در مورد کلیه، دو وضعیت سالم و غیر سالم در تمامی موارد تفاوت معنی‌داری در مقادیر میانگین پارامترهای میانگین زمان گذر و بلندترین زمان گذر وجود دارد ($P < 0.001$). در حالیکه تفاوت در پارامترهای کوتاهترین زمان گذر و اندکس زمانی معنی دار نیست.

بحث و نتیجه گیری

از نتایج حاصل این طور استنباط می‌شود که به طور کلی، استفاده از فیلترها به طرز محسوسی سبب کاهش نویز می‌شود و بنابراین، همانطور که برخی از مطالعات نیز نشان داده‌اند (۵)، کاربرد فیلتر قبل از انجام تکنیک دکلولوشن لازم است. آزمون تی نشان می‌دهد در وضعیتی که فیلتراسیون انجام می‌شود، نسبت به حالت بدون فیلتراسیون، تفاوت معنی‌داری در تمام پارامترهای کلیه وجود دارد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که مقادیر پارامترهای زمان گذر بعد از دوبار و سه‌بار فیلتراسیون نسبت به حالت یکبار فیلتراسیون به طور محسوس

مرحله تمام پارامترهای مورد نظر محاسبه گردید. هدف از انجام این مرحله انتخاب فیلتری بود که کمترین تحریف را در داده‌ها ایجاد کند.

به منظور بررسی تاثیر اکتیویته زمینه بر نتایج، سه روش سنتی (conventional)، کسر اکتیویته زمینه داخل عروقی (Extra-vascular Background Subtraction) به روش Rutland-Patlak و کسر اکتیویته زمینه خارج عروقی (Intravascular Background Subtraction) مورد مقایسه قرار گرفتند.

یافته‌ها

تعداد ۱۰۸ کلیه (۵۴ نمونه) در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند. از این تعداد با تمام آزمایشات انجام شده در طول یک سال و با نظر متخصصان، ۲۲ کلیه سالم و ۸۶ کلیه غیر سالم تشخیص داده شدند.

به منظور ارزیابی تاثیر تعداد دفعات فیلتراسیون (صفر تا سه بار) نتایج با یکدیگر مورد مقایسه گرفتند. این بررسی برای هر دو فیلتر به طور جداگانه انجام شد (جدول ۱). آزمون تی نشان می‌دهد که تعداد دفعات فیلتراسیون تاثیر معنی‌داری بر روی مقادیر میانگین پارامترهای زمان گذر ندارد. برای مقایسه دو فیلتر با یکدیگر مراحل مشابه فیلتراسیون با آزمون تی مورد بررسی قرار گرفتند. نتایج نشان داد که تاثیر این دو فیلتر نسبت به یکدیگر، بر روی هیچ یک از پارامترهای زمان گذر معنی دار نیست. اما نتایج آزمون تی نشان داد که بطور کلی، انجام فیلتراسیون تاثیر معنی‌داری بر روی مقادیر میانگین زمان گذر دارد ($P < 0.001$)؛ اما تعداد دفعات فیلتراسیون و نوع فیلتر (۱۲۱ یا ۱۲۴) بصورت معنی‌داری بر نتایج تاثیر ندارد و عامل مهمی به شمار نمی‌رود.

به منظور بررسی تاثیر حذف اکتیویته بافتهای زمینه، داده‌ها در دو مرحله مورد بررسی قرار گرفتند. در مرحله اول فقط اکتیویته خارج عروقی به روش سنتی از منحنی رنوگرام کسر شد. در مرحله دوم علاوه بر اکتیویته خارج عروقی، اکتیویته داخل عروقی (روش Rutland-Patlak) نیز از منحنی رنوگرام کسر شد. در هر دو مرحله مقادیر میانگین پارامترهای زمان گذر محاسبه گردید (جدول ۲). نتایج آزمون تی نشان می‌دهد که حذف همزمان اکتیویته داخل و خارج عروقی تاثیر معنی‌داری بر روی پارامترهای میانگین زمان گذر و طولانی‌ترین زمان گذر دارد ($P < 0.001$).

جدول ۱. مقادیر میانگین پارامترهای زمان عبور برای مرحله بدون فیلتراسیون و شش مرحله معلقیت فیلتراسیون

Mean Values	Renogram			Whole Kidney				Parenchymal			
	Time To Peak	Relative Function	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	
Without Filtration	۴۶۲ ± ۳۶۶	۵۰ ± ۱۴	۱۰۲ ± ۴۳	۲۲۶ ± ۱۰۲	۴۵۹ ± ۲۳۶	۱۴۹ ± ۱۱۱	۱۲۶ ± ۱۰۷	۱۹۳ ± ۱۰۳	۳۷۱ ± ۱۹۶	۱۲۴ ± ۱۳۲	
1-2-1 (1)	۴۶۶ ± ۳۷۴	۵۰ ± ۱۳	۱۰۱ ± ۲۹	۲۳۰ ± ۹۹	۴۷۳ ± ۲۳۸	۱۵۷ ± ۱۱۳	۱۲۵ ± ۱۰۷	۱۹۵ ± ۱۰۱	۳۷۵ ± ۱۹۸	۱۲۶ ± ۱۴۲	
1-2-1 (2)	۴۶۶ ± ۳۷۳	۵۰ ± ۱۴	۱۰۱ ± ۲۸	۲۳۳ ± ۹۸	۴۸۰ ± ۲۳۵	۱۶۱ ± ۱۱۶	۱۲۵ ± ۱۰۷	۱۹۴ ± ۱۰۲	۳۷۴ ± ۱۹۶	۱۲۶ ± ۱۵۱	
1-2-1 (3)	۴۶۷ ± ۳۷۳	۵۰ ± ۱۳	۹۹ ± ۲۵	۲۳۳ ± ۹۸	۴۸۷ ± ۲۳۷	۱۶۴ ± ۱۱۹	۱۲۵ ± ۱۰۷	۱۹۴ ± ۱۰۱	۳۷۵ ± ۱۹۷	۱۲۶ ± ۱۵۲	
1-2-4-2-1 (1)	۴۶۶ ± ۳۷۴	۵۰ ± ۱۴	۱۰۰ ± ۲۶	۲۳۲ ± ۹۸	۴۸۲ ± ۲۳۹	۱۶۱ ± ۱۱۲	۱۲۶ ± ۱۰۷	۱۹۷ ± ۱۰۲	۳۷۵ ± ۱۹۹	۱۲۶ ± ۱۴۵	
1-2-4-2-1 (2)	۴۶۳ ± ۳۷۰	۵۰ ± ۱۳	۱۰۲ ± ۲۷	۲۳۶ ± ۹۸	۴۹۲ ± ۲۳۸	۱۶۱ ± ۱۱۱	۱۲۶ ± ۱۰۷	۲۰۰ ± ۱۰۱	۳۸۳ ± ۱۹۸	۱۷۷ ± ۶۷۳	
1-2-4-2-1 (3)	۴۶۵ ± ۳۷۵	۵۰ ± ۱۵	۱۰۱ ± ۲۷	۲۵۱ ± ۱۷۷	۵۰۲ ± ۲۴۱	۱۷۳ ± ۱۸۶	۱۲۶ ± ۱۰۷	۲۰۷ ± ۱۰۶	۳۹۰ ± ۲۰۱	۱۱۲ ± ۲۶۲	

جدول ۲. مقادیر میانگین پارامترهای زمان عبور در دو روش حذف اکتیویته زمینه‌ای و روش Rutland-Patlak

Mean Values	Renogram			Whole Kidney				Parenchymal			
	Time To Peak	Relative Function	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	
Only EVBS	۴۵۵ ± ۳۷۷	۵۰ ± ۱۱	۱۰۳ ± ۲۸	۲۵۶ ± ۱۱۶	۵۴۹ ± ۲۹۵	۲۱۴ ± ۱۳۴	۹۸ ± ۲۳	۲۰۷ ± ۱۰۰	۳۹۹ ± ۲۵۱	۲۱۵ ± ۵۳۸	
EVBS & IVBS	۴۷۲ ± ۳۶۳	۵۰ ± ۱۶	۱۰۰ ± ۲۴	۲۳۳ ± ۱۱۸	۴۸۸ ± ۲۰۰	۱۷۸ ± ۱۴۰	۹۸ ± ۲۳	۱۹۵ ± ۹۵	۳۶۱ ± ۲۲۲	۱۵۳ ± ۲۸۷	

جدول ۳. مقادیر میانگین پارامترهای زمان عبور در سه مرحله بدون فیلتراسیون، فیلتر Hanming یک بار و فیلتر ۱۲۴ یک بار در حالت نرمال

Mean Values	Normal	Whole Kidney					Parenchymal				
		MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	TTI	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	TTI
No Filtration	Simple Decon. - EVBS	۸۰ ± ۲۴	۱۱۴ ± ۳۹	۳۰۳ ± ۹۴	۶۴ ± ۲۷	۱۱۳ ± ۲۵	۱۷۹ ± ۳۷	۳۲۳ ± ۱۰۲	۶۷ ± ۴۰		
	Bkg Decon. - EVBS	۸۷ ± ۲۸	۱۶۲ ± ۳۷	۳۳۳ ± ۱۴۰	۱۴۴ ± ۹۷	۸۴ ± ۲۵	۱۶۳ ± ۴۷	۳۱۰ ± ۱۳۵	۱۷۱ ± ۱۰۷		
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۸۶ ± ۲۶	۱۳۵ ± ۳۱	۲۶۳ ± ۸۱	۴۸ ± ۲۲	۱۱۳ ± ۲۵	۱۵۶ ± ۳۹	۲۸۱ ± ۷۴	۴۴ ± ۳۴		
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۸۹ ± ۳۱	۱۷۹ ± ۱۱۴	۳۵۵ ± ۲۸۶	۱۲۴ ± ۱۸۷	۸۷ ± ۲۹	۱۸۲ ± ۱۳۶	۳۲۵ ± ۲۷۱	۱۸۶ ± ۲۱۲		
1-2-1	Simple Decon. - EVBS	۱۰۲ ± ۳۴	۱۶۵ ± ۲۹	۳۲۱ ± ۶۸	۶۳ ± ۲۲	۱۱۳ ± ۲۵	۱۸۰ ± ۳۷	۳۲۵ ± ۱۰۲	۶۷ ± ۴۰		
	Bkg Decon. - EVBS	۸۹ ± ۳۱	۱۶۳ ± ۳۷	۳۳۳ ± ۱۴۱	۱۴۷ ± ۹۷	۸۹ ± ۳۱	۱۶۸ ± ۴۷	۳۰۸ ± ۱۳۵	۱۷۸ ± ۱۰۲		
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۸۲ ± ۳۱	۱۴۰ ± ۳۹	۲۸۵ ± ۱۰۱	۵۸ ± ۲۶	۱۱۳ ± ۲۵	۱۷۶ ± ۳۷	۳۱۵ ± ۱۰۶	۶۳ ± ۳۷		
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۸۸ ± ۲۹	۱۴۶ ± ۲۹	۲۷۳ ± ۱۳۳	۸۷ ± ۱۴۱	۸۸ ± ۲۹	۱۵۲ ± ۳۴	۲۵۵ ± ۱۰۲	۱۰۲ ± ۱۲۹		
1-2-4-2-1	Simple Decon. - EVBS	۸۸ ± ۳۳	۱۶۰ ± ۱۹	۳۳۳ ± ۵۲	۷۱ ± ۲۳	۱۱۳ ± ۲۵	۱۸۱ ± ۳۶	۳۲۳ ± ۹۶	۶۸ ± ۳۸		
	Bkg Decon. - EVBS	۹۰ ± ۳۱	۱۶۶ ± ۳۳	۳۳۶ ± ۱۴۰	۱۶۵ ± ۱۲۵	۹۰ ± ۳۱	۱۶۸ ± ۴۷	۳۰۶ ± ۱۳۶	۱۷۱ ± ۹۴		
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۹۰ ± ۳۱	۱۴۶ ± ۲۵	۲۹۶ ± ۱۰۷	۵۵ ± ۲۹	۱۱۳ ± ۲۵	۱۷۵ ± ۳۷	۳۰۳ ± ۱۰۰	۶۲ ± ۳۶		
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۸۸ ± ۲۹	۱۴۶ ± ۲۹	۲۷۰ ± ۱۲۰	۸۷ ± ۱۴۱	۸۸ ± ۲۹	۱۵۲ ± ۳۴	۲۵۳ ± ۱۰۱	۱۱۱ ± ۱۴۶		

جدول ۴. مقادیر میانگین پارامترهای زمان عبور در سه مرحله بدون فیلتراسیون، فیلتر Hanning یک بار و فیلتر ۱/۴/۱ یک بار در حالت غیر نرمال

Mean Values	Abnormal	Whole Kidney				Parenchymal			
		MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI	MinTT	MeanTT	MaxTT	TTI
No Filtration	Simple Decon. - EVBS	۸۱ ± ۱۱۷	۹۲ ± ۲۴۴	۱۴۳ ± ۴۷۰	۶۴ ± ۱۲۸	۱۶۱ ± ۱۶۷	۱۲۲ ± ۱۹۵	۱۴۸ ± ۳۹۶	۷۱ ± ۸۲
	Bkg Decon. - EVBS	۲۹ ± ۱۰۵	۱۲۰ ± ۲۷۵	۲۹۸ ± ۵۹۳	۱۲۷ ± ۲۲۲	۲۰ ± ۹۸	۱۰۹ ± ۲۱۵	۲۷۱ ± ۴۲۱	۱۸۶ ± ۱۹۶
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۲۱ ± ۹۸	۷۰ ± ۲۱۸	۱۴۶ ± ۴۳۴	۶۸ ± ۱۲۰	۱۶۲ ± ۱۶۵	۱۱۸ ± ۱۹۰	۱۵۹ ± ۳۷۲	۷۱ ± ۷۶
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۲۵ ± ۱۰۵	۱۲۲ ± ۲۴۹	۳۰۲ ± ۵۱۴	۱۳۲ ± ۱۹۳	۲۲ ± ۱۰۱	۱۰۰ ± ۲۰۴	۲۳۷ ± ۳۷۹	۱۶۱ ± ۱۶۴
1-2-1	Simple Decon. - EVBS	۳۸ ± ۱۰۷	۷۵ ± ۲۴۰	۱۴۳ ± ۴۷۲	۶۳ ± ۱۳۳	۱۶۲ ± ۱۶۴	۱۱۸ ± ۱۹۴	۱۵۷ ± ۳۸۶	۷۰ ± ۸۳
	Bkg Decon. - EVBS	۲۷ ± ۱۰۷	۱۲۰ ± ۲۷۸	۲۹۹ ± ۵۹۵	۱۳۶ ± ۲۲۷	۲۰ ± ۹۹	۱۱۰ ± ۲۱۵	۲۷۲ ± ۴۱۹	۲۱۶ ± ۲۰۰
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۲۱ ± ۹۹	۷۲ ± ۲۲۷	۱۴۳ ± ۴۵۶	۶۳ ± ۱۳۴	۱۶۲ ± ۱۶۳	۱۱۸ ± ۱۹۳	۱۵۴ ± ۳۸۴	۷۱ ± ۷۵
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۲۱ ± ۱۰۳	۱۲۲ ± ۲۵۴	۳۱۳ ± ۵۴۲	۱۳۱ ± ۲۰۳	۲۰ ± ۱۰۱	۹۹ ± ۲۰۷	۲۴۱ ± ۳۸۶	۱۶۱ ± ۱۶۶
1-2-4-2-1	Simple Decon. - EVBS	۲۷ ± ۱۰۳	۶۷ ± ۲۴۶	۱۳۲ ± ۴۹۳	۷۰ ± ۱۴۳	۱۶۲ ± ۱۶۴	۱۲۱ ± ۲۰۴	۱۵۹ ± ۳۹۰	۷۷ ± ۸۱
	Bkg Decon. - EVBS	۲۷ ± ۱۰۷	۱۲۱ ± ۲۸۲	۳۰۷ ± ۶۰۳	۱۳۳ ± ۲۲۶	۲۰ ± ۱۰۰	۱۱۰ ± ۲۱۶	۲۷۲ ± ۴۲۱	۲۱۸ ± ۲۰۲
	Simple Decon. - EVBS & IVBS	۲۱ ± ۱۰۰	۷۲ ± ۲۳۰	۱۴۴ ± ۴۶۶	۶۴ ± ۱۳۶	۱۶۲ ± ۱۶۳	۱۱۸ ± ۱۹۳	۱۵۵ ± ۳۸۴	۷۱ ± ۷۹
	Bkg Decon. - EVBS & IVBS	۲۱ ± ۱۰۳	۱۲۲ ± ۲۵۵	۳۱۱ ± ۵۴۵	۱۳۱ ± ۲۰۵	۲۱ ± ۱۰۱	۱۰۰ ± ۲۰۵	۲۴۳ ± ۳۸۸	۱۶۵ ± ۱۶۷

نرمال باشد. فقط در مواردی که اکثریت مطلق نفرونها دچار آسیب شده باشند مقدار این شاخص تغییر می‌کند (۸).

نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهند که در تمامی موارد مقایسه، تفاوت ایجاد شده در مقدار متوسط بلندترین زمان گذر معنی‌دار است. بلندترین زمان گذر نیز تابع نفرونهاست و آسیب دیده است. حتی در یک کلیه به ظاهر سالم نیز ممکن است برخی نفرونها آسیب دیده وجود داشته باشند و بلندترین زمان گذر حد طبیعی بزرگتر باشد. علاوه بر آن، بلندترین زمان گذر تا حدودی تحت تاثیر اکتیویته زمینه خارج عروقی قرار دارد. لذا در برخی از موارد، این شاخص بجای زمان گذر پرتو دارو از کلیه، اکتیویته بافت زمینه کلیه را منعکس می‌کند. برای جلوگیری از این اشتباه کسر اکتیویته خارج عروقی ضروری به نظر می‌رسد. اگر پس از کسر اکتیویته خارج عروقی در حالیکه مقدار میانگین زمان گذر طبیعی است، بلندترین زمان گذر به‌طور قابل توجهی طولانی شده باشد و دلیلی برای آسیب احتمالی نفرونها وجود نداشته باشد، احتمال ریفلاکس vesico-ureteric مطرح می‌شود. معمولاً مقادیر کمتر از ۱۷۰ ثانیه برای بلندترین زمان گذر بیش از هر چیز نشان‌دهنده خطای سیستماتیک در محاسبات می‌باشد (۶).

اندکس زمانی با تقسیم سطح زیر منحنی بدست آمده پس از دکلولوشن بین فاصله کوتاهترین و بلندترین زمان گذر به ارتفاع پلاتو به دست می‌آید. این شاخص همچنین به وسیله تفریق میانگین زمان گذر و کوتاهترین زمان گذر نیز قابل محاسبه است. نتایج ما نشان می‌دهد که این شاخص نمی‌تواند با اطمینان کافی برای تمایز کلیه سالم و ناسالم بکار برده شود.

نتیجه‌گیری ما این است که دو شاخص میانگین زمان گذر و بلندترین زمان گذر نسبت به شاخصهای کوتاهترین زمان گذر و اندکس زمانی، دقیق‌تر و برای ارزیابی عملکرد کلیه مناسب‌تر می‌باشند. نتایج نشان می‌دهند که استفاده از روش دکلولوشن و تخمین شاخصهای زمان گذر روش مناسبی برای کمی‌سازی عملکرد کلیه و تعیین وضعیت فیزیولوژیکی آن می‌باشد. با توجه به آنکه برای انجام این تکنیک هیچ تمهید خاصی مورد نیاز نیست و تنها لازم است که قلب نیز در میدان دید دوربین قرار داده شود، استفاده از این تکنیک به همراه روشهای سنتی رنوگرافی

تغییر نمی‌کند. این مطلب را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که فیلتراسیون علاوه بر کاهش نوفه سبب تحریف (distortion) داده‌ها نیز می‌شود (۶). در یک‌بار فیلتراسیون، تحریف در مقابل کاهش نوفه قابل توجه نیست لذا کیفیت داده‌ها افزایش می‌یابد. اما در مراحل بعدی (دو و سه بار فیلتراسیون)، مقدار نسبی تحریف در مقابل کاهش نوفه زیاد است، لذا پس از آن کیفیت داده‌ها کاهش می‌یابد.

همچنین نتایج مطالعه نشان می‌دهد که دو فیلتر مورد استفاده در این تحقیق، نسبت به یکدیگر، تفاوت معنی‌داری را در پارامترهای زمان گذر ایجاد نمی‌کنند. این امر احتمالاً به دلیل شباهت این دو فیلتر می‌باشد. البته در کاربرد هر فیلتر این مطلب را نباید فراموش کرد که نویز آماری بر داده‌ها اضافه می‌شود و بنابراین میزان نویز دخالتی در خطی بودن و ثابت بودن رفتار سیستم ندارد. در حالیکه فیلتراسیون بیش از اندازه می‌تواند در اثر تحریف داده‌ها موجب نوعی رفتار غیر خطی و یا خطای سیستماتیک در محاسبات شود (۶).

نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که حذف اکتیویته داخل عروقی به همراه اکتیویته خارج عروقی نسبت به حالتی که فقط اکتیویته خارج عروقی از منحنی از رنوگرام کسر می‌شود تفاوت معنی‌داری را در پارامترهای طولانی‌ترین زمان گذر و میانگین زمان گذر ایجاد می‌کند. نظر به اینکه اکتیویته داخل عروقی سهم عمده‌ای در منحنی رنوگرام بخصوص در ثانیه‌های اولیه دارد، ترجیحاً باید کسر شود (۷). همچنین اگر اکتیویته خارج عروقی نسبت به اکتیویته مطلق کلیه‌ها بالا باشد (مثلاً وقتی عملکرد کلیه‌ها ضعیف باشد) زمانهای گذر بدست آمده ممکن است مربوط به بافت نرم باشد. لذا در چنین مواردی حذف اکتیویته خارج عروقی نیز ضروری به نظر می‌رسد.

نتایج ما نشان می‌دهند که در هیچ‌یک از شرایط مورد بررسی تفاوت ایجاد شده در مقدار کوتاهترین زمان گذر معنی‌دار نیست. این مطلب را این‌گونه می‌توان توجیه کرد که کوتاهترین زمان گذر مربوط به نفرونهاست که عبور پرتودارو از آنها با سرعت بیشتری انجام می‌شود. در یک کلیه که رفتار آن بطور محسوسی از حالت طبیعی خارج است باز هم تعداد قابل توجهی نفرون سالم وجود دارند که عبور پرتودارو از آنها به سرعت انجام می‌گیرد. در نتیجه، مقدار این شاخص با وجود آسیب محسوس کلیه هنوز می‌تواند

می‌تواند برای بیماران بسیار مفید باشد.

البته باید به این نکته توجه داشت که حرکت زیاد کودکان در طول زمان تصویربرداری، کوچک بودن اندازه کلیه و در نتیجه شمارش کم و نویز نسبی قابل توجه (۹)، کیفیت رنوگرام را به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهند و سبب ایجاد خطای چشمگیری در محاسبه

همه شاخصها از جمله شاخصهای زمانی می‌شود.

قدردانی

از کلیه مراکز تصویربرداری در کشورهای چین و هند، که در جمع‌آوری و ارسال نمونه‌ها با ما همکاری نمودند، قدردانی می‌شود.

منابع

- 1) Diffey BL, Hall FM, Piepsz A, Erbsmann F. Renal deconvolution and the poor injection. *J Nucl Med* 1978; 3: 145-146.
- 2) Whitfield HN, Britton KE, Kelsey Fry I, Hendry WF, Nimmon CC, Travers, P, Wickham JEA. The obstructed kidney: Correlation between renal function and urodynamic assessment. *Br J Urol* 1977; 49: 615-619.
- 3) Whitfield HN, Britton KE, Nimmon CC, Hendry WF, Wallace DMA, Wickham JEA. Renal transit time measurement in the diagnosis of ureteric obstruction. *Br J Urol* 1981; 53: 500-503.
- 4) Lupton EW, Lawson RS, Shields RA, Testa HJ. Diuresis renography and parenchymal transit time in the assessment of renal pelvic dilatation. *Nucl Med Commun* 1984; 5(7): 451-459.
- 5) Puchal R, Pavia J, Gonzalez A, Ros D. Optimal filtering values in renogram deconvolution. *Phys Med Biol* 1988; 33(7): 831-845.
- 6) Rajabi H, Pant GS. Optimum filtration for time-activity curves in nuclear medicine. *Nucl Med Commun* 2000; 21(9): 823-828.
- 7) Martel AL, Tindale WB. Background subtraction in ^{99m}Tc -DTPA renography using multiple background regions: A comparison of methods. *Nucl Med Commun* 1994; 15: 636-642.
- 8) Martin-Comin J, Part L, Mairal LI, Gonzalez A, Bajen MT, Puchal R. Evaluation of renal function MAG_3 renogram deconvolution. In: *Radionuclides in nephrourology*. O'Reilly PH, Taylor A, Nilly JV. Barcelona. 1994: 81-85.
- 9) Gullquist RR, Fleming JS. Error analysis by simulation studies in renography deconvolution. *Phys Med Biol* 1978; 32(3): 383-395.