

## انتخاب فیلتر در تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI بروش SPECT

احمد بیطرفان رجیبی<sup>۱</sup>، دکتر حسین رجیبی<sup>۱</sup>، دکتر ناهید یعقوبی<sup>۲</sup>، دکتر فریدون راستگو<sup>۲</sup>،  
دکتر سید حسن فیروزآبادی<sup>۲</sup>

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- مرکز آموزشی تحقیقاتی درمانی قلب و عروق شهید رجایی

### چکیده

تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI بروش SPECT به دلیل غیرتهاجمی بودن و صرف وقت و هزینه کمتر نسبت به آنژیوگرافی جهت تشخیص و بررسی بیماریهای عروق کرونر بویژه ایسکمی و بررسی *viability* حایز اهمیت می باشد. یکی از عوامل فنی و تکنیکی که بر روی کیفیت تصاویر تأثیر قابل ملاحظه ای می گذارد فیلتراسیون تصاویر خام می باشد که اگر درست و دقیق انتخاب شود دقت تشخیصی تصاویر را بطور قابل توجه ای افزایش میدهد. این مطالعه بر روی ۵۵ بیمار صورت گرفت که با فاصله زمانی کمتر از دو هفته تحت آنژیوگرافی قرار گرفتند سپس تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI انجام شد. کلیه تصاویر با فیلترهای کاربردی مختلف ( *Hanning, Wiener, Butterworth, Metz* ) بروش *Filtered Back Projection* بازسازی شدند. سپس تصاویر با دو روش کمی و کیفی مورد ارزیابی قرار گرفتند. در روش کمی با رسم *profile* بر روی نواحی آسیب دیده ( *Defect* ) در مقاطع بازسازی شده *short axis stress* انجام شد و در روش کیفی تصاویر بازسازی شده توسط متخصصین پزشکی هسته ای از نظر کیفیت تصاویر جهت تشخیص نواحی آسیب دیده و بررسی *viability* نسوج عضله قلب مورد ارزیابی قرار گرفت، و نتایج حاصله با نتایج آنژیوگرافی بیماران مقایسه شد. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که فیلتر *Metz* با  $FWHM = 4\text{ mm}$  و  $order = 9.5$  بهترین کیفیت را از لحاظ قدرت تفکیک فضایی و صاف بودن تصویر ایجاد نموده، و به عنوان بهترین فیلتر جهت تشخیص و بررسی نواحی آسیب دیده در تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI انتخاب شد. و فیلتر *Hanning* با  $cutoff = 0.5$  بعنوان بهترین فیلتر جهت بررسی *viability* نسوج عضله قلب انتخاب شدند.

واژه های کلیدی:

فیلتراسیون - خونرسانی عضله قلب -  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI - SPECT

### مقدمه

از عوامل عمده وجود خطا در پزشکی هسته ای ماهیت تصادفی استحالته هسته های رادیواکتیو، جذب، عبور و پراکندگی فوتونها در مسیر حرکتشان از عضو مورد مطالعه، برخورد تصادفی فوتون با سطح

آشکارساز و آشکارشدن سیگنال الکتریکی می باشد که بطور کلی منشأ نوفه در تصاویر پزشکی هسته ای و ایجاد عدم قطعیت می باشد. یک راهکار جهت از بین بردن نوفه تصاویر، فیلتراسیون میباشد که معیارهای متفاوتی برای انتخاب فیلتر مناسب وجود دارد. از جمله

تصاویر خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  بروش SPECT در یافتند که فیلتر Hanning با  $\text{cutoff} = 0.5$  بهترین تصویر را از نظر تعیین ضخامت عضله قلب و قدرت تفکیک فضایی بوجود می‌آورد. و بالاخره در سال ۲۰۰۰ بلاکلند (۱۱) و همکاران فیلتر Butterworth را فیلتری بهینه در تصاویر خونرسانی عضله قلب با رادیوداروی  $^{201}\text{Tl}$  معرفی کردند. همانطور که ملاحظه میشود هنوز توافق جمعی در مورد انتخاب فیلتر مناسب وجود ندارد در نتیجه بر آن شدیم تا قدمی در جهت روشن شدن این مسئله برداریم.

### روش کار

**بیماران:** تعداد ۵۵ بیمار مراجعه کننده به بخش پزشکی هسته‌ای جهت تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  بروش SPECT مورد مطالعه قرار گرفتند و آنژیوگرافی عروق کرونر در کلیه بیماران به فاصله زمانی دو هفته قبل یا بعد از انجام تصویربرداری صورت گرفت، از این بین ۴۰ نفر مرد و ۱۵ نفر زن با میانگین سن  $55 \pm 9$  سال (۳۵ تا ۷۲ ساله) و میانگین وزن  $72 \pm 11$  کیلوگرم (۴۵ تا ۱۰۵ کیلوگرم) و میانگین قد  $167 \pm 8$  سانتیمتری (۱۴۸ تا ۱۸۹ سانتیمتر) بودند. بر اساس نتایج آنژیوگرافی و با نظر متخصصین تعداد ۴ نفر سالم و ۵۱ نفر مبتلا به تنگی عروق کرونر تشخیص داده شدند. از میان بیماران مبتلا به تنگی عروق کرونر همگی درگیری LAD را نشان دادند و از این میان تعداد ۲۸ بیمار تنگی RCA و ۶ بیمار تنگی LCX را نیز همراه داشتند، که معیار تنگی فابل توجه در عروق کرونر، تنگیهای با بیش از ۷۰٪ قطر رگ تعیین گردید.

**پروتکل تصویر برداری:** از سیستم تصویر برداری SPECT با یک آشکارساز مدل DST-XL شرکت SMV دارای کولیماتور سوراخ موازی با قدرت تفکیک بالا و انرژی پائین استفاده شد. پنجره انرژی روی فتویو تک به اندازه ۲۰٪ تنظیم شد. تعداد کل تصاویر ۳۲

آنها می‌توان از بهبود قدرت تفکیک، افزایش نسبت سیگنال به نوفه (S/N) یا از نظر نیزی لبه تصویر (Sharpness) و صاف و نرم بودن تصویر (Smoothing) نام برد (۱). در سال ۱۹۸۸ کینگ (۲) و همکاران با استفاده از فیلتر Metz و مقایسه تصاویر کلینیکی استخوان و خونرسانی عضله قلب در تصاویر گرفته شده با فانتوم کید - طحال نشان دادند که فیلتر Metz می‌تواند کیفیت تصاویر را به طور محسوسی افزایش دهد. در سال ۱۹۹۰ هال (۳) و همکاران با مطالعه بر روی بیماران با اسکن Gated blood pool و استفاده از فیلتراسیون سعی در کاهش نوفه آماری در تصاویر نمودند که در همین سال لینگز (۴) و همکاران با مطالعه بر روی ۱۹ سگ با تنگی عروق LAD و LCX و تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{201}\text{Tl}$  بروش SPECT و انتخاب فیلتر Wiener بر روی تصاویر، این فیلتر را بعنوان بهترین فیلتر از لحاظ کیفیت معرفی کردند. یک سال بعد اسکندریان (۵) و همکاران جهت بهبود کیفی تصاویر خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc}$  Teboroxime از فیلتر Butterworth با  $\text{cutoff} = 0.3$  و  $\text{order} = 10$  استفاده نمودند که در همین سال کینگ (۶) و همکاران بهترین راه کار جهت از بین بردن نوفه تصاویر را استفاده از فیلتراسیون بیان کردند. در همین راستا در سال ۱۹۹۴ ژرمانو (۷) و همکاران با استفاده از فیلتر Butterworth با  $\text{cutoff} = 0.3, 0.215, 0.2, 0.1$  و  $\text{order} = 5$  سعی در کاهش آرتیفکتهای ناشی از روی هم افتادن اکتیویته کید بر روی قلب در تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  نمودند سپس در سال ۱۹۹۵ تاپلور (۸) فیلترهای کاربردی در پزشکی هسته‌ای بخصوص تصاویر خونرسانی عضله قلب را معرفی کرد از جمله این فیلترها Metz, Wiener, Butterworth و Hanning بودند. در سال ۱۹۹۸ حداد (۹) و همکاران با بررسی بر روی تصاویر خونرسانی عضله قلب با  $^{201}\text{Tl}$  بروش SPECT ثابت کردند که فیلتر Metz نسبت به فیلتر Butterworth تصاویری با دقت و کیفیت بالاتر ایجاد می‌نماید. و در همین سال زانگ (۱۰) و همکاران با مطالعه بر روی

سیستم مورد استفاده فقط FWHM قابل کنترل بود و پارامتر دیگر بطور اتوماتیک توسط نرم افزار تعیین میشد، که از مقادیر ۲/۵، ۳، ۳/۲، ۳/۵، ۳/۷، ۴، ۴/۱، ۴/۵، ۵، ۶، ۷، ۸، ۹ میلی‌متر برای FWHM استفاده کردیم.

**فیلتر Hanning:** فقط دارای یک پارامتر بود که مقادیر ۰/۱۵، ۰/۲، ۰/۲۳، ۰/۲۷، ۰/۳، ۰/۳۳، ۰/۳۷، ۰/۴، ۰/۴۳، ۰/۴۶، ۰/۴۸، ۰/۵ را برای نقطه قطع فرکانسی (cutoff) بکار بردیم.

**پردازش داده‌ها:** در این مرحله ۱۰ بیمار بطور تصادفی انتخاب شدند سپس با توجه به حالات فیلتراسیون بیان شده در بالا، داده‌ها پردازش می شدند، که ۲۴۰ بازسازی برای هر بیمار (۱۲۰ بازسازی برای تصاویر stress و ۱۲۰ بازسازی برای تصاویر rest) را شامل میشدند. تصاویر در سه سطح عمود بر هم استاندارد در قلب شامل محورهای vertical long axis، short axis، horizontal long axis بازسازی شدند. سپس تصاویر توسط متخصصین پزشکی هسته‌ای بطور جداگانه و بدون ارتباط با یکدیگر ارزیابی شدند. تصاویری که فاقد کیفیت مطلوب بودند حذف و حالات فیلتراسیون باقی مانده برای بیماران دیگر انجام شد و به همین ترتیب تصاویری که کیفیت کمتری از نظر فیلتراسیون داشتند حذف و بقیه حالات پردازش و ارزیابی شدند.

**ارزیابی کمی:** در هر کدام از تصاویر بیماران با مقایسه نتایج آنژیوگرافی، محدوده و وسعت نواحی آسیب دیده در عضله قلب تعیین گردید. سپس بعد از بازسازی مقاطع استاندارد قلب نواحی آسیب دیده بر روی مقاطع short axis stress مشخص شد. با رسم profile (با ضخامت ۲ pixel) بر روی ناحیه آسیب دیده (به طوری که تمام ناحیه آسیب دیده و همچنین نواحی اطراف آن را بپوشاند) ما کزیمم شمارش و مینیمم شمارش و شیب منحنی بدست آمده در ناحیه profile را ثبت کرده و با احتساب داده‌های فوق کنتراست در ناحیه آسیب دیده محاسبه گردید. (رسم profile برای تمام تصاویر در هر یک از بیماران کاملاً

نما با اندازه ماتریکس ۶۴ × ۶۴ و عمق ۱۶ بیت تصویر برداری شد. تصاویر در یک فوس ۱۸۰ درجه از زاویه ۴۵ درجه مایل خلفی چپ (LPO) تا زاویه ۱۳۵ درجه مایل جلویی راست (RAO) انجام شد. حرکت آشکارساز بصورت مرحله به مرحله با بزرگنمایی ۱/۳۳ بود زمان هر نما ۲۵ ثانیه برای تصاویر stress و ۲۰ ثانیه برای تصاویر rest تعیین گردید. تصویربرداری بصورت یک روزه انجام شد. ابتدا تصویربرداری stress بعد از تزریق ۱۰-۸ mCi <sup>99m</sup>Tc-MIBI (بطور تقریبی ۰/۱ mCi/kg) در پیک تست ورزش (۲۳ بیمار) یا ۴ دقیقه بعد از تزریق داروی Dipyridamole (در ۳۲ بیمار) با دوز ۰/۵۶ mg/kg تزریق داخل وریدی به مدت ۴ دقیقه صورت گرفت. تصویربرداری ۱۵ دقیقه بعد از تست ورزش و ۴۵ دقیقه بعد از تزریق داروی Dipyridamole آغاز شد. تصویربرداری در حالت rest در همان روز (بعد از ظهر حدود ۶-۴ ساعت بعد از stress) ۴۵ تا ۶۰ دقیقه بعد از تزریق ۳۰-۲۰ mCi <sup>99m</sup>Tc-MIBI (تقریباً ۰/۳ mCi/kg) انجام شد. مجموع شمارشها در هر نما در حدود ۱۵۰ هزار تا ۳۰۰ هزار شمارش بود و میانگین شمارش قلب بین ۲۰ هزار تا ۸۰ هزار شمارش و ماکزیمم شمارش در هر پیکسل بین ۱۸۰ تا ۳۰۰ شمارش بود.

**فیلتراسیون:** قبل از بازسازی، تصاویر با استفاده از فیلترهای Hanning, Wiener, Butterworth, Metz فیلتر شدند.

**فیلتر Metz:** دارای دو پارامتر قابل تنظیم FWHM و order می باشد که ما مقادیر ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵، ۶، ۷، ۸، ۹ میلی‌متر را برای FWHM و مقادیر ۳/۵، ۵، ۶/۵، ۸، ۹ را برای order بکار بردیم که مجموعاً ۵۰ ترکیب از هر دو پارامتر را شامل میشود.

**فیلتر Butterworth:** دارای دو پارامتر cutoff و order است، که ما مقادیر ۰/۱، ۰/۱۵، ۰/۲، ۰/۲۳، ۰/۲۷، ۰/۳، ۰/۳۵، ۰/۴، ۰/۴۵، ۰/۵ را برای cutoff و مقادیر ۱، ۳، ۵، ۷، ۹ را برای order (جمعاً ۵۰ ترکیب cutoff و order) بکار بردیم.

**فیلتر Wiener:** اساساً دارای دو پارامتر است اما در

۹ از نظر کیفی بهترین تصاویر با فیلتر Metz بدست آمد. سپس با محاسبه کنتراست نواحی آسیب دیده و نواحی سالم و انجام t-test، مقایسه ای بین آخرین حالات فیلتراسیون و گروه کنترل (فیلتر خام Ramp) دو به دو صورت گرفت که اختلاف معنی‌داری مشاهده گردید ( $P < 0.0001$ ) سپس با استفاده از آزمون Friedman،  $FWHM = 4 \text{ mm}$  و  $order = 9/5$  بالاترین رتبه را در بین آخرین حالات بدست آورد (جدول ۱ و نمودار ۱).

**فیلتر Butterworth:** با ۵۰ حالت ترکیبی cutoff و order شروع شد که در انتها cutoff ۰/۳۵ تا ۰/۴۵ و order ۵ تا ۹ بهترین تصاویر را از نظر کیفی در بر داشته ولی با فیلتر Ramp اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ( $P < 0/3$ ). بالاترین رتبه را ۱/۴ cutoff و order = ۷ دارا بود (جدول ۲ و نمودار ۲).

**فیلتر Wiener:** پس از شروع با ۱۰ حالت مختلف،  $FWHM = 3/5$  تا ۴ میلی‌متر بهترین تصاویر را از نظر کیفی در برداشته، که با فیلتر Ramp نیز اختلاف معنی‌داری داشتند ( $P < 0/001$ ). بالاترین رتبه را  $FWHM = 3/7 \text{ mm}$  دارا بود (جدول ۳ و نمودار ۳).

**فیلتر Hanning:** با ۱۱ حالت مختلف cutoff شروع کردیم و در انتها cutoff ۰/۴۶ تا ۰/۵ بهترین تصاویر را از نظر کیفی ایجاد نمودند که با فیلتر Ramp نیز اختلاف معنی‌داری داشتند ( $P < 0/001$ ). بالاترین رتبه را  $cutoff = 1/5$  دارا بود (جدول ۴ و نمودار ۴).

ثابت بود) سپس از ۱۰ منبع خطی بطول ۱۰ سانتیمتر در فواصل مختلف (زیر ۲۰ سانتیمتر درست در محور چرخش دوربین) تقریباً موازی با محور قلب قرار داده و از آنها طبق پروتکل شرح داده شده تصویربرداری شد و با رسم profile بطور عمود بر روی تصاویر بدست آمده از منبع خطی تابع گسترش خطی هر کدام محاسبه گردید (کاملاً مشابه با مقطع short axis قلب). برای محاسبه توابع تبدیل مدولاسیون (MTF) از برازش منحنی نرمالایز شده Gaussian بر روی داده‌ها و تبدیل فوریه استفاده شد (تصاویر فقط با فیلتر Ramp بازسازی شدند). همچنین تصویربرداری در فواصل ۵، ۱۰ و ۱۵ سانتیمتری در محیط پراکنده صورت گرفت.

**ارزیابی کیفی:** داده‌های ۳۲ بیمار بطور تصادفی انتخاب شد و توسط ۴ متخصص پزشکی هسته‌ای بطور جداگانه بدون آگاهی از حالات فیلتراسیون، تصاویر از نظر قدرت تفکیک، صاف بودن تصویر، قابلیت آشکارسازی نسج زنده عضله قلب و بطور کلی بهترین تصاویر مورد ارزیابی و تفسیر قرار گرفتند.

## نتایج

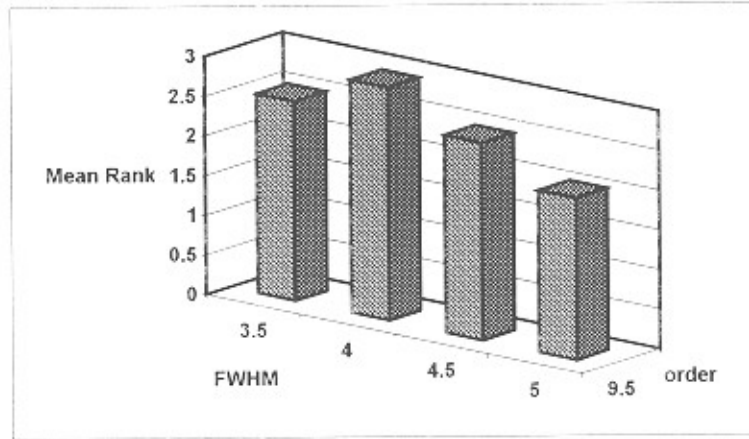
نتایج بدست آمده نشان می‌دهند که تعداد محدودی از حالات فیلتراسیون سودمند می‌باشند.

**فیلتر Metz:** با ۵۰ حالت ترکیبی FWHM و order شروع کردیم که در مرحله اول فقط FWHM از ۳ تا ۵ میلی‌متر و order ۳ تا ۱۰ از نظر کاربردی و عملی مفید تشخیص داده شدند که در آخرین مرحله تصاویر با  $FWHM = 3/5$  تا  $4/5$  میلی‌متر و order ۸ تا ۱۰

جدول ۱: میانگین شمارش و میانگین کنتراست و میانگین رتبه در فیلتر Metz

متوسط (FWHM, order)	میانگین شمارش	میانگین کنتراست	میانگین رتبه
(3/5, 9/5)	0/601	0/754	2/518
(4/5, 9/5)	0/613	0/764	2/945
(4/5, 9/5)	0/608	0/749	2/491
(5/5, 9/5)	0/608	0/726	2/045

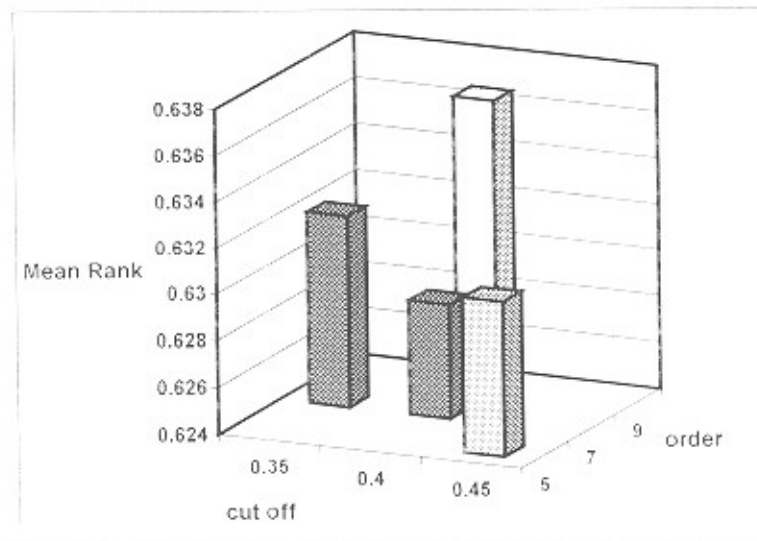
نمودار ۱: میانگین رتبه در فیلتر Metz



جدول ۲: میانگین شمارش و میانگین کنتراست و میانگین رتبه در فیلتر Butterworth

Butterworth (cutoff , order)	میانگین شمارش	میانگین کنتراست	میانگین رتبه
(۰/۳۵ و ۷)	۰/۴۵۵	۰/۶۳۲	۲/۸۴
(۰/۴۷ و ۷)	۰/۴۵۷	۰/۶۲۹	۲/۸۵
(۰/۴۹ و ۹)	۰/۴۶	۰/۶۳۷	۳/۰۸
(۰/۴۵ و ۵)	۰/۴۶۳	۰/۶۳۱	۳/۰۹

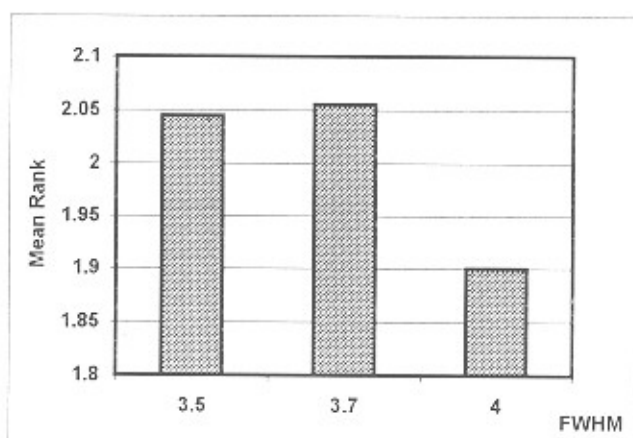
نمودار ۲: میانگین رتبه در فیلتر Butterworth



جدول ۳: میانگین شمارش و میانگین کنتراست و میانگین رتبه در فیلتر Wiener

Wiener (FWHM)	میانگین شمارش	میانگین کنتراست	میانگین رتبه
۳/۵	۰/۴۷	۰/۷۰۸	۱/۵۷
۳/۷	۰/۴۸۵	۰/۷۲۴	۲/۰۶
۴	۰/۴۶۶	۰/۶۹۹	۱/۴۳

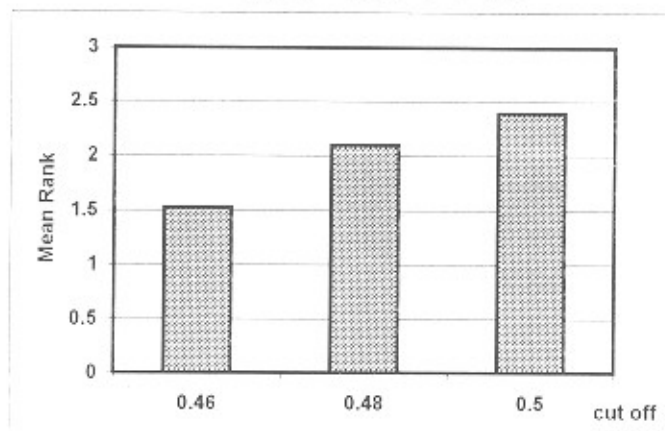
نمودار ۳: میانگین رتبه در فیلتر Wiener



جدول ۴: میانگین شمارش و میانگین کنتراست و میانگین رتبه در فیلتر Hanning

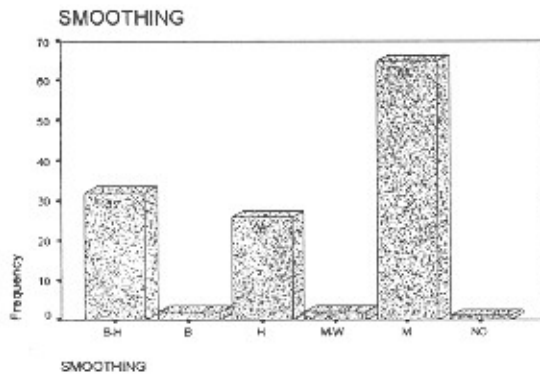
Hanning (cutoff)	میانگین شمارش	میانگین کنتراست	میانگین رتبه
۰/۴۶	۰/۳۱۳	۰/۵۷۳	۱/۱
۰/۴۸	۰/۳۱۹	۰/۵۹۶	۱/۵
۰/۵	۰/۳۲۱	۰/۵۸۲	۱/۹

نمودار ۴: میانگین رتبه در فیلتر Hanning

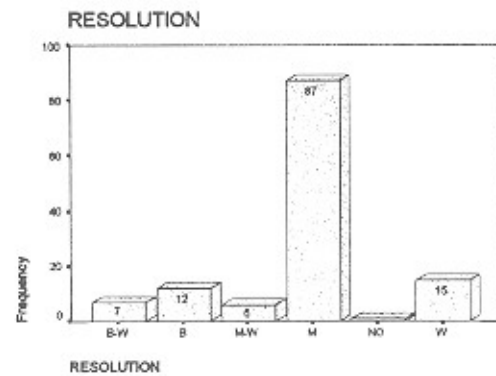


(۱/۵۳٪) بهترین نتایج را در بر داشت (نمودار ۵). مابین فیلترهای بکار رفته با وزن، قد، سن، نسبت وزن به مربع قد، نسبت قد به مربع وزن، نسبت مربع وزن به مربع قد، نسبت مربع قد به مربع وزن، نسبت وزن به قد، نسبت قد به وزن و مربعات وزن و قد بیماران (بطور کلی فاکتورهای فیزیکی بیمار) رابطه معنی داری مشاهده نشد (نمودار ۶)، همچنین بین وسعت ناحیه آسیب دیده با فاکتورهای فوق ارتباط معنی داری مشاهده نشد در حالیکه ارتباط آنها با فیلتر Ramp معنی دار بود ( $P < 0.01$ ).

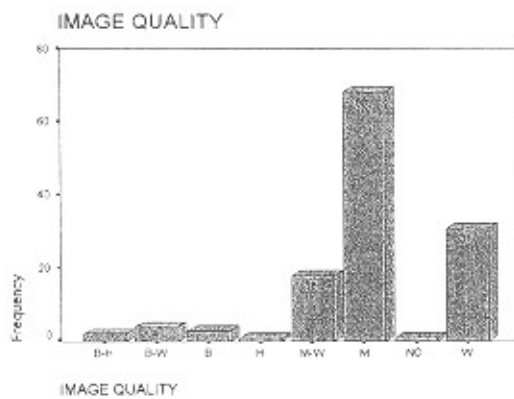
از تعداد ۳۲ بیمار انتخابی که مجموعاً ۱۲۸ پردازش و فیلتراسیون را شامل میشدند، از نظر قدرت تفکیک فیلتر Metz (۹/۵ و ۴) با فراوانی ۸۷ رای (۶۸٪) بهترین قدرت تفکیک و همچنین با فراوانی ۶۵ رای (۵۰/۸٪) بهترین کیفیت از نظر صاف بودن تصاویر را نشان داد. جهت ارزیابی قابلیت آشکارسازی نسج زنده عضله قلب فیلتر Hanning با cutoff = 0.5 با فراوانی ۷۵ رای (۵۸/۶٪) بهترین نتایج را بدست آورد. و بالاخره از نظر بهترین تصویر بطور کلی فیلتر Metz (۹/۵ و ۴) با فراوانی ۶۸ رای



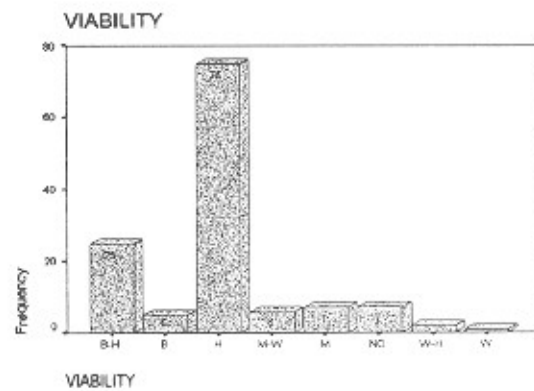
(ب)



(الف)

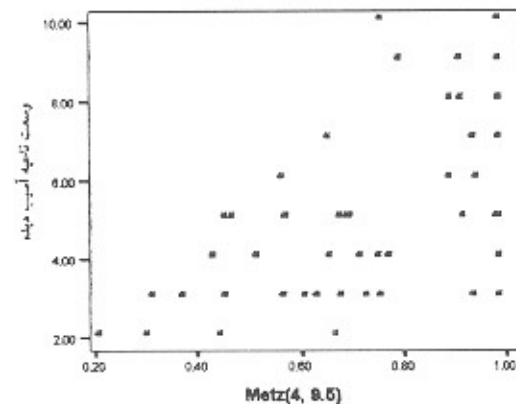
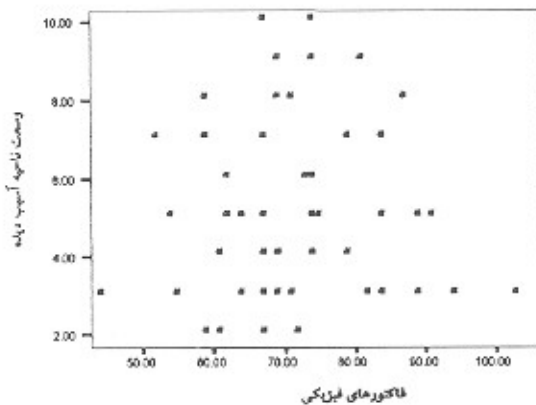
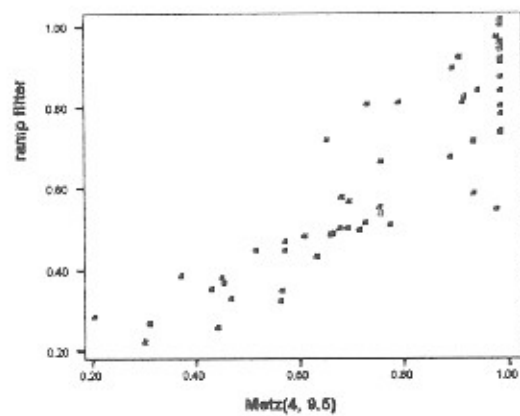
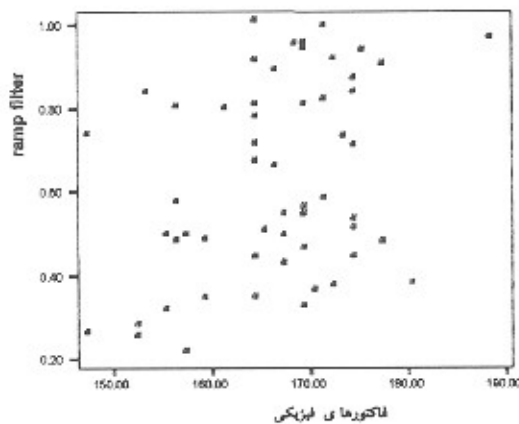


(د)



(ج)

نمودار ۵: نتایج ارزیابی کیفی در فیلترهای مورد مطالعه الف- از نظر قدرت تفکیک ، ب- صاف بودن تصویر، ج- قابلیت آشکارسازی نسج زنده عضله قلب و د- بهترین تصویر



نمودار شماره ۶: نمودارهای پراکندگی فیلتر Ramp با فاکتورهای فیزیکی بیمار و فیلتر Metz (۹/۵ و ۱۴) همچنین نمودارهای پراکندگی وسعت نامیه آسیب دیده با فاکتورهای فیزیکی بیمار و فیلتر Metz (۹/۵ و ۱۴) را نشان می‌دهد.

فیلتر Metz بعنوان فیلتری صاف کننده معرفی شد. همچنین علیرغم اینکه از فیلتر Butterworth بعنوان فیلتر مناسب در تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب صحبت میشود (۱۱) ما در این تحقیق به این نتیجه رسیدیم که فیلتر Metz فیلتری مناسبتر و با ارزشتر جهت تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب با  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  می باشد.

محاسبه MTF سیستم تصویربرداز روش دقیقی برای تعیین قدرت تفکیک و کثراست می باشد MTF به عوامل متعددی همچون اندازه ماتریکس تصویربرداری، فاصله منبع تا آشکارساز و پرتوهای پراکنده بستگی دارد. در این مطالعه در دو محیط بدون

## بحث

انتخاب فیلتر یکی از مهمترین قسمتهای پردازش داده ها در تصویربرداری به روش SPECT میباشد، که توزیع نوفه در این تصاویر به روش بازسازی تصاویر بستگی دارد. در این تحقیق ما بطور کلی از چهار نوع فیلتر با خصوصیات متفاوت استفاده کردیم که دو فیلتر Metz و Wiener فیلترهایی از نوع بهبود دهنده قدرت تفکیک و دو فیلتر Butterworth و Hanning فیلترهایی از نوع صاف کننده تصویر بودند، که با مقایسه دو روش کمی و کیفی علیرغم اینکه ما انتظار داشتیم که یکی از فیلترهای صاف کننده بعنوان بهترین فیلتر از نظر smoothing انتخاب شوند ولی



عوامل متعددی بر روی کیفیت تصاویر مؤثرند از جمله این عوامل وجود آرتیفکتها می باشد آرتیفکتها در تصویربرداری از خو نرسانی عضله قلب ناشی از تضعیف بافت شامل آرتیفکتهای تضعیف دیافراگماتیک و سایه نسج پستان میباشند، که با انتخاب فاصله زمانی مناسب جهت حذف تضعیف دیافراگماتیک و با کنار کشیدن نسج پستان از تأثیر این عوامل بر روی کیفیت تصاویر جلوگیری می شود. آرتیفکتهای دیگر از نوع حرکتی و آرتیفکتهای ناشی از عوامل فنی می باشند که این عوامل نیز با ثابت نگهداشتن بیمار و کنترل کیفی سیستم همانند پاسخ یکنواخت آشکار ساز ، کنترل مرکز دوران و غیره حذف می شوند. در نتیجه در این مطالعه عوامل مداخله گر (بجز فیلتراسیون) بر روی کیفیت تصاویر حذف شده اند.

پرتوهای پراکنده و با پرتوهای پراکنده MTF سیستم تصویربرداری محاسبه گردید از آنجا که دو فیلتر Metz و Wiener بستگی به MTF سیستم تصویربرداری دارند و از طرفی MTF بدست آمده در محیط پراکنده با MTF بدست آمده در محیط بدن با استفاده از فیلترهای Metz و Wiener با یکدیگر شباهت بیشتری نسبت به MTF بدست آمده در محیط بدون پرتوهای پراکنده داشتند ( که نشان دهنده تأثیر پرتوهای پراکنده بر روی فیلتراسیون تصاویر تأثیر قابل ملاحظه ای می گذارند. حال اگر عوامل مؤثر بر روی MTF (بخصوص پرتوهای پراکنده) را کاهش داده، و از طرفی چون فیلتراسیون نیز سبب حذف بعضی از داده های مطلوب میشود میتوان با محاسبه دقیق MTF کیفیت تصاویر را بطور قابل ملاحظه ای افزایش داد.

### منابع

- 1) King M.A. Long D.T. and Brill B.A. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape, and voxel size. Med. Phys 1991; 18(5): 1016-1023.
- 2) Miller T. R. and Rollins E. S. A practical method of image enhancement by interactive digital filtering. J. Nucl. Med. 1985; 26(9): 1075-1080.
- 3) Taylor D. Filter choice for reconstruct tomography. Nucl. Med. Commun. 1994; 15(11): 857-859.
- 4) King M. A. Penney B. C. and Glick S. J. An image-dependent Metz filter for nuclear medicine images. J. Nucl. Med. 1988; 29(12): 1980-1989.
- 5) Hull D.M. Peskin C.S. Rabinowitz A. M. Wexler J. P. and Blaufox D. The derivation and verification of a non-stationary, optimal smoothing filter for nuclear medicine image data. Phys. Med. Biol. 1990; 35(12): 1641-1662.
- 6) Links J. M. Jeremy R. W. Dyer S. M. Frank T. L. and Becker L. C. Wiener filtering improves quantification of regional myocardial perfusion with Thallium-201 SPECT. J. Nucl. Med. 1990; 31(7): 1230-1236.
- 7) Iskandrian A. S. Heo J. Nguyen T. and Mercurio J. Myocardial imaging with Tc-99m teboroxime: Technique and initial results. Am. Heart J. 1991; 121(3): 889-894.
- 8) Germano G. Chua T. Kiat H. Areeda J. S. and Berman D.S. A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in Technetium-99m myocardial perfusion SPECT studies. J. Nucl. Med. 1994; 35(2): 356-359.

- 9) Haddad M. and Porenta G. Impact of reorientation algorithms on quantitative myocardial SPECT perfusion imaging. *J. Nucl. Med.* 1998; 39(11): 1864-1869.
- 10) Zhang J. J. Raichlen J. S. Kim S. M. Maniet A. R. and Intenzo C. M. Computer-assisted myocardial thickening analysis of gated-MIBI SPECT images. *Invest. Radiol.* 1998; 33(5): 257- 262.
- 11) Blokland K. A. K. Winn R. D. R. and Pauwels E. K. J. Signal to noise ratio based filter optimization in triple energy window scatter correction. *Med. Phys.* 2000; 27(8): 1955-1960.