

## انتخاب فیلتر در تصویربرداری اسپکت مغز

الهام رئیسی<sup>۱</sup>، دکتر حسین رجبی<sup>۲</sup>، دکتر محمود رضا آقامیری<sup>۳</sup>، دکتر ابراهیم حاجی زاده<sup>۴</sup>، دکتر شهرام سیف الهی<sup>۵</sup>، دکتر ناهید یعقوبی<sup>۵</sup>، دکتر سید حسن فیروزآبادی<sup>۵</sup>، احمد بیطرفان رجبی<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، <sup>۲</sup> استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس،  
<sup>۳</sup> استادیار گروه پرتو پزشکی دانشگاه شهید بهشتی، <sup>۴</sup> دانشیار گروه آمار زیستی دانشگاه تربیت مدرس،  
<sup>۵</sup> استادیار بخش پزشکی هسته ای بیمارستان قلب شهید رجائی، تهران

(تاریخ دریافت: ۸۵/۴/۱۹، تاریخ اصلاح: ۸۵/۸/۱۰، تاریخ پذیرش: ۸۵/۹/۱۱)

### چکیده

**مقدمه:** یکی از عوامل فنی و تکنیکی که بر روی کیفیت تصاویر اسپکت تأثیر قابل ملاحظه ای دارد فیلتراسیون تصاویر خام می باشد که اگر درست و دقیق انتخاب شوند دقت تشخیصی تصاویر را بطور قابل ملاحظه ای افزایش می دهد.

**روش بررسی:** کلیه تصاویر به وسیله نرم افزار با روش بازسازی فیلتر بک پروجکشن در حالت بدون فیلتر (Ramp) و فیلترهای Shepp-Cosine، Logan، Hamming، Hanning، Butterworth، Metz و Wiener مورد پردازش قرار گرفتند. هر یک از تصاویر توموگرافیک در ۶۲۰۰ حالت شبیه سازی و هر بار با تصویر مرجع مربوط به آن مقطع مقایسه و مقدار شاخص کلی کیفیت تصویر به عنوان ملاک شباهت با تصویر مرجع محاسبه شد. در روش کیفی تصاویر پردازش شده توسط متخصصین پزشکی هسته ای از نظر قدرت تفکیک، کنتراست، صاف بودن تصویر و بطور کلی بهترین تصویر مورد ارزیابی و بررسی قرار گرفت.

**یافته ها:** انتخاب فیلتر در فانتوم سه بعدی مغز بر اساس چهار پارامتر قدرت تفکیک، کنتراست، صاف بودن تصویر و بهترین تصویر گروه بندی شدند. بر اساس نتایج جدول Test-Statistics، بین درصد مربوط به فیلترها اختلاف معنی داری وجود دارد ( $p < 0.05$ ).

**نتیجه گیری:** نتیجه کیفی این مطالعه پیشنهاد می کند که فیلتر Metz و Wiener بهترین کیفیت تصویر از نظر قدرت تفکیک و کنتراست را نمایش می دهند. هم چنین نتایج کیفی این مطلب را نشان می دهد که فیلتر Butterworth بهترین کیفیت تصویر را از نظر صاف کنندگی ایجاد می کند. از نظر بهترین تصویر نتایج این تحقیق فیلتر Butterworth را به عنوان بهترین فیلتر معرفی می کند.

واژه های کلیدی: اسپکت، فیلتراسیون، شاخص کلی کیفیت تصویر

مجله پزشکی هسته ای ایران، دوره ۱۵، شماره ۲۷، سال ۱۳۸۶، صفحات ۸-۱

نویسنده مسئول: دکتر حسین رجبی، تهران، بزرگراه جلال آل احمد، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی،

E-mail: hrajabi@modares.ac.ir

## مقدمه

ماهیت تصادفی استحاله هسته های رادیو اکتیو، پراکندگی و تضعیف جریان فوتونی، برخورد فوتون به سطح کولیماتور و آشکارسازی نادرست، طول مدت اسکن، میزان دوز تزریقی به بیمار، اندازه آشکارساز منشأ ایجاد نویز در تصاویر پزشکی هسته ای می باشند. مشکل نویز در پزشکی هسته ای معمولاً با کاربرد فیلترهای دیجیتالی پایین گذر حل می شود (۱-۲). این فیلترها به منظور حذف فرکانس بالا (جایی که سیگنال وجود ندارد یا نویز غالب بوده) طراحی شده اند. برای مطالعات و سیستمهای مختلف فیلترهای دیجیتالی متعددی طراحی شده است. معیارهای متفاوتی برای انتخاب فیلتر مناسب وجود دارد. از جمله آنها می توان بهبود کنتراست، قدرت تفکیک، افزایش نسبت سیگنال به نویز، از نظر صاف و نرم بودن تصویر (Smoothing) نام برد (۳). تنوع فیلترهای موجود و تفاوت گسترده در کیفیت تصاویر شرایط پیچیده ای را برای انتخاب و تنظیم فیلتر ایجاد می کند (۴-۵). تعدادی مطالعات نشان داده که آشکار کردن ضایعات با انتخاب نوع فیلتر و به خصوص فرکانس قطع فیلتر به طور جدی تحت تأثیر قرار می گیرند (۶). از اینرو انتخاب نامناسب فیلتر از یک سو می تواند با حذف ضایعات کوچک و یا کاهش کنتراست موجب عدم تشخیص بیماری و یا افزایش غیر واقعی کنتراست و ایجاد آرتیفکت موجب تشخیص نادرست گردد. با توجه به میزان بالای پرتو های پراکنده در استخوان جمجمه این مشکل در تصویر برداری از مغز بارزتر و پیچیده تر است (۲). یکی از عمده ترین دلایل این عدم موفقیت عدم وجود روش استاندارد برای پردازش تصاویر مغز است. هر چند مطالعات فراوانی در زمینه تصویر برداری اسپکت انجام شده است (۷-۱۲) اما این مطالعات عمدتاً پیرامون تصاویر توموگرافیک قلب متمرکز بوده اند و کمتر به استاندارد کردن مطالعات مربوط به مغز توجه شده است. هدف از این مطالعه تعیین

شرایط بهینه برای شبیه سازی تصاویر توموگرافیک مغز بود.

## روش بررسی

## پروتکل تصویربرداری:

از فانتوم مغز با ۴ لایه استفاده شد. تصویر برداری با استفاده از دوربین گاما دو سر (Mediso مدل Nucline) (TM) در دو حالت مجهز به کلیماتور انرژی پایین با رزولوشن بالا انجام پذیرفت. تصاویر تخت در فواصل صفر و ۱۰ سانتیمتری از کلیماتور و اندازه ماتریس ۱۲۸×۱۲۸ انجام گرفت. تصویر برداری توموگرافیک با قرار دادن فانتوم در حالت سه بعدی و موازی با محور چرخش دوربین (circular) در شعاع ۲۰ سانتیمتر با جمع آوری ۱۸۰ تصویر در زاویه چرخش ۳۶۰ درجه و در ماتریس ۱۲۸×۱۲۸ انجام گرفت. این تصویر برداری با دو کلیماتور ذکر شده و شمارش در هر پروجکشن ۴۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ و ۲۰۰۰۰۰ انجام گرفت. جهت کاهش خطاهای تصادفی تمام مراحل فوق در ۵ بار تکرار گردید. کلیه تصاویر بدست آمده به فرمت اینترفایل تبدیل و به کامپیوتر شخصی منتقل گردید.

## پردازش:

جهت پردازش توده ای داده ها یک بسته نرم افزاری در محیط matlab 7 طراحی و بوسیله تصاویر آزمون اعتبار سنجی گردید. هر یک از تصاویر توموگرافیک در ۶۲۰۰ حالت شبیه سازی (فیلترهای Shepp-Cosine, Logan, Hamming, Hanning هر یک در ۵۰ حالت، فیلتر Butterworth دو هزار حالت، فیلتر Metz دو هزار حالت، فیلتر Wiener دو هزار حالت) و هر بار با تصویر مرجع مربوط به آن مقطع مقایسه و مقدار شاخص کلی کیفیت تصویر به عنوان ملاک شباهت با تصویر مرجع توسط نرم افزار محاسبه شد (۱۳). در هر بار اجرا کردن توسط نرم افزار، فیلترهای Cosine،

منتقل شد و برای کلیه فیلترهای نموداری بر اساس پارامترهای آنها رسم نمود، برای فیلترهای Cosine, Shepp-Logan, Hamming و Hanning نمودار دو بعدی و برای Wiener, Metz, Butterworth و Wiener نمودار سه بعدی ترسیم شد.

#### ارزیابی کیفی:

۴۵ گروه هشت تائی تصویر برای هر مقطع بطور تصادفی انتخاب شد که هر گروه شامل یک تصویر مرجع، یک تصویر با فیلتر Ramp و ۷ تصویر فیلتر شده می باشد و توسط چهار متخصص پزشکی هسته ای بطور جداگانه بدون آگاهی از حالات فیلتراسیون تصاویر از نظر قدرت تفکیک، کنتراست، صاف بودن تصویر و بطور کلی بهترین تصویر مورد ارزیابی و تفسیر قرار گرفتند.

#### یافته ها

انتخاب فیلتر در فانتوم سه بعدی مغز بر اساس چهار پارامتر قدرت تفکیک، کنتراست، صاف بودن تصویر و بهترین تصویر گروه بندی شدند. بر اساس نتایج جدول Test-Statistics، بین درصد مربوط به فیلترها اختلاف معنی داری وجود دارد ( $p\text{-value} < 0.05$ ).

#### پارامتر قدرت تفکیک:

بر اساس این پارامتر فیلترهای Wiener و Metz دارای بیشترین درصد فراوانی می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ( $p\text{-value} < 0.05$ ) ولی با درصد فراوانی سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ( $p\text{-value} > 0.05$ ). از اینرو این دو فیلتر (Wiener و Metz) بهترین انتخاب بر اساس قدرت تفکیک می باشند. با در نظر گرفتن نتایج مربوط به نمودار مقایسه ای زوجی بین فیلترها در سطح ۰/۰۵، فیلترهای Metz و Wiener در یک گروه، Butterworth و Shep-Logan در یک گروه و Cosine, Hamming, Hanning و Ramp در گروه دیگر طبقه بندی می شوند (شکل ۱).

Shepp-Logan, Hamming, Hanning

Wiener و Metz. Butterworth بررسی می شود.

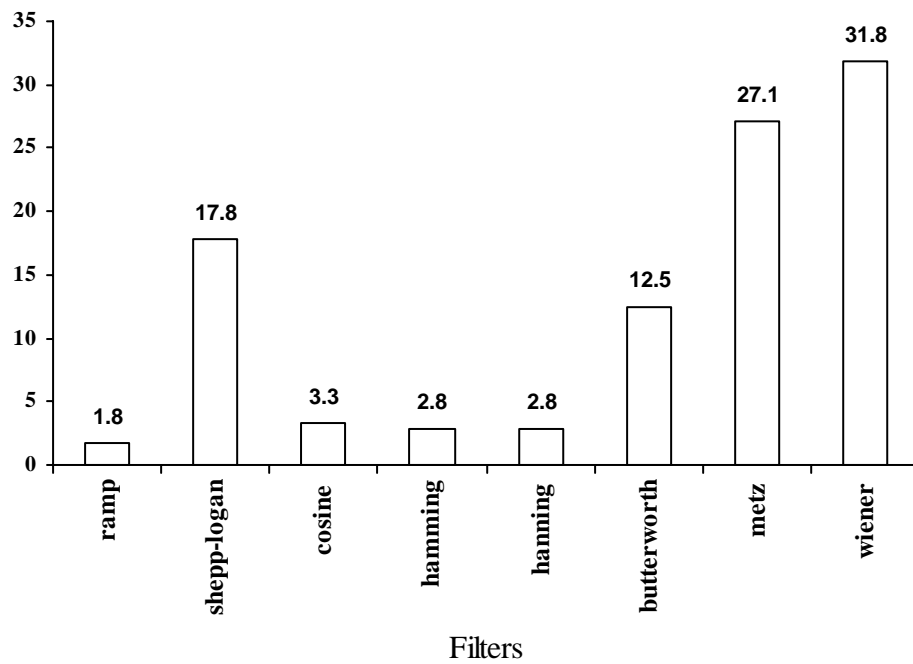
فیلترهای Cosine, Shepp-Logan, Hamming و Hanning: دارای یک پارامتر، فرکانس قطع می باشند. در این نرم افزار مقدار ۰/۰۲ و ۰/۰۴ و ۰/۰۶ و ۰/۰۸ و ۰/۱۰ و ۰/۱۲ و ۰/۱۴ فرکانس قطع در هر فیلتر تعریف شد که در مجموع حالت های متفاوت در هر فیلتر را شامل می شود.

فیلتر Butterworth: دارای دو پارامتر قابل تنظیم فرکانس قطع و شیب می باشد. مقدار ۰/۰۱ و ۰/۰۲ و ۰/۰۳ و ۰/۰۴ و ۰/۰۵ برای فرکانس قطع و ۲ و ۳ و ۴ و ۵ و ۶ و ۷ و ۸ و ۹ و ۱۰ برای شیب استفاده شد. در مجموع دو هزار حالت از فرکانس قطع و شیب از این فیلتر بررسی شد.

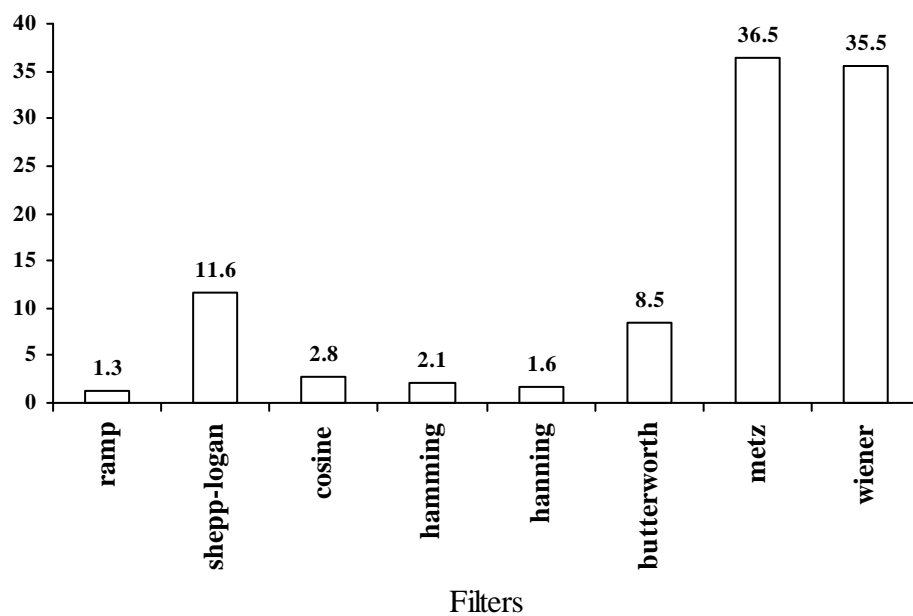
فیلتر Metz: دارای دو پارامتر MTF و شیب (order) می باشد. در نرم افزار به جای MTF پارامتر FWHM استفاده شد. مقدار ۰/۱ و ۰/۲ و ۰/۳ و ۰/۴ و ۰/۵ برای FWHM و ۲ و ۳ و ۴ و ۵ و ۶ و ۷ و ۸ و ۹ و ۱۰ برای شیب تعریف شد، در مجموع دو هزار حالت از FWHM و شیب برای این فیلتر بررسی شد.

فیلتر Wiener: هم دارای دو پارامتر MTF و نسبت نویز به سیگنال می باشد. مقدار ۰/۱ و ۰/۲ و ۰/۳ و ۰/۴ و ۰/۵ برای FWHM و ۲۵ و ۵۰ و ۷۵ و ۱۰۰ و ۱۲۵ و ۱۵۰ و ۱۷۵ و ۲۰۰ برای نسبت نویز به سیگنال به کار برده شد. در مجموع دو هزار حالت از FWHM و نسبت نویز به سیگنال برای این فیلتر بررسی شد.

در هر بار اجرا، توسط نرم افزار شش هزار و دویست حالت فیلتری بر روی هر تصویر اعمال می شود و از هر ۶۲۰۰ حالت شبیه سازی بهترین تصویر مربوط به هر حالت فیلتری انتخاب می شود. در مجموع ۵۶ مطالعه که هر مطالعه نه بار با عرض متفاوت پروفایل تکرار گردید و ۵۰۴ پردازش صورت گرفت. نرم افزار نتایج را به صورت کیفی (Visually) به نمایش گذاشت. هم چنین با توجه به حجم زیاد داده، نتایج توسط نرم افزار به برنامه Excel



شکل ۱- پارامتر های مربوط به قدرت تفکیک



شکل ۲- پارامتر های مربوط به کنتراست

گروه دیگر و Ramp در گروه آخر طبقه بندی شدند (شکل ۴).

### بحث و نتیجه گیری

انتخاب فیلتر یکی از مهمترین قسمت های پردازش داده ها در تصویربرداری به روش اسپکت است و هم چنین یکی از عوامل مهم و تأثیر گذار بر بازسازی تصاویر می باشد (۱۴). هدف از این مطالعه تعیین شرایط بهینه فیلتراسیون با توجه به میانگین شمارش در هر پیکسل از پروجکشن های توموگرافیک بود که برای این منظور تصاویر تخت فانتوم به عنوان مرجع با تصاویر توموگرافیک بازسازی شده با یکدیگر مقایسه شدند. در این تحقیق از ۷ فیلتر مختلف با پارامترهای متفاوت (Cosine, Shepp-Logan, Hamming, Wiener و Metz, Butterworth, Hanning) استفاده شد. نتیجه کیفی این مطالعه پیشنهاد می کند که فیلترهای Wiener و Metz بهترین کیفیت تصویر از نظر قدرت تفکیک را نمایش می دهند (۱۵) که با نتایج تئوریک این فیلترها مطابقت دارد. این فیلترها، فیلترهای تقویت کننده هستند که هدف اصلی آنان حذف نویز نمی باشد بلکه بهبود قدرت تفکیک فضائی در طی فرآیند تصویربرداری است و به دلیل تقویت فرکانس ها در ناحیه Reverse و بهبود قدرت تفکیک از نظر تئوریک فیلتر اصلاح کننده می باشند. شکل ۲- نشان می دهد که فیلتر Wiener و Metz بهترین کیفیت تصویر از نظر کنتراست را دارا می باشند (۱۶). هم چنین نتایج کیفی این مطلب را نشان می دهد که فیلتر Butterworth بهترین کیفیت تصویر را از نظر صاف کنندگی ایجاد می کند. با توجه این که این فیلتر، فیلتر صاف کننده تصویر می باشد بنابراین نتیجه این تحقیق با نتایج تئوریک این فیلتر کاملاً مطابقت دارد. بالاخره از نظر بهترین تصویر نتایج این تحقیق فیلتر Butterworth را به عنوان بهترین فیلتر معرفی می کند (۱). پارامترهای نویز به سیگنال (۲/۱) تا (۲/۴) و پهنا در نیمه ماکزیمم (۰/۵۳ تا ۰/۶۳) برای فیلتر

### پارامتر کنتراست:

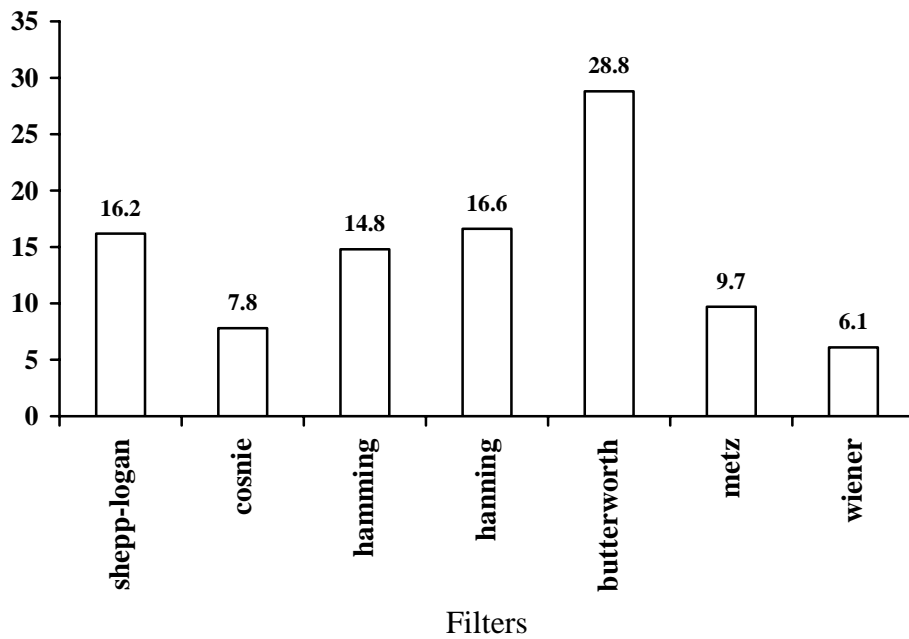
فیلترهای Metz و Wiener بر اساس این پارامتر نیز دارای بیشترین درصد فراوانی می باشند که از لحاظ آماری اختلافشان معنی دار نمی باشد ( $p\text{-value} < 0/05$ ) ولی با درصد فراوانی سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ( $p\text{-value} > 0/05$ ). از اینرو دو فیلتر فوق (Wiener و Metz) دارای بهترین کنتراست می باشند. هم چنین نتایج مربوط به نمودار مقایسه ای زوجی بین فیلترها در سطح ۰/۰۵ نشان می دهد که فیلترهای Metz و Wiener در یک گروه، Shepp- و Butterworth و Logan در یک گروه و Cosine, Hamming, Hanning و Ramp در گروه دیگر قرار می گیرند (شکل ۲).

### پارامتر صاف بودن تصویر:

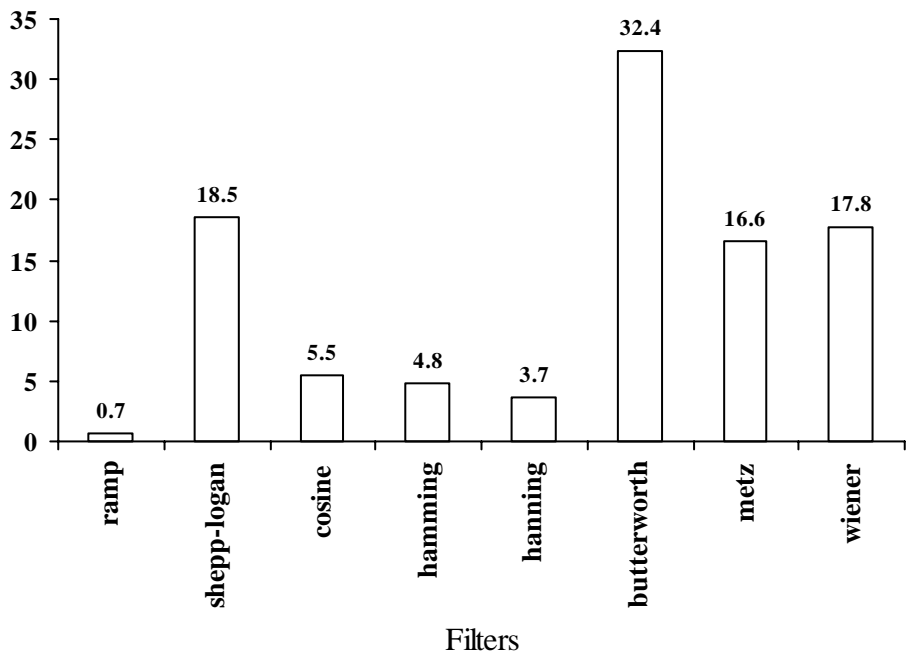
بر اساس این پارامتر فیلتر Butterworth دارای بیشترین درصد فراوانی است که با درصد فراوانی سایر فیلترها اختلاف آن معنی دار است ( $P\text{-value} > 0/05$ ). از اینرو می توان Butterworth را به عنوان بهترین فیلتر بر اساس صاف بودن تصویر انتخاب نمود. هم چنین نتایج مربوط به نمودار مقایسه ای زوجی بین فیلترها در سطح ۰/۰۵ نیز، فیلتر Butterworth را در یک گروه، فیلترهای Shepp-Logan, Hamming و Hanning در یک گروه و Cosine, Metz و Wiener در گروه دیگر طبقه بندی می شوند (شکل ۳).

### پارامتر بهترین تصویر:

بر اساس این پارامتر فیلتر Butterworth دارای بیشترین درصد فراوانی نسبت به سایر فیلترها می باشد ( $p > 0/05$  value). بنابراین فیلتر Butterworth به عنوان بهترین فیلتر از لحاظ کیفیت تصویر انتخاب می گردد. و بر اساس نتایج مربوط به نمودار مقایسه ای زوجی بین فیلترها در سطح ۰/۰۵ فیلتر Butterworth در یک گروه، فیلترهای Shepp-Logan, Wiener و Metz در یک گروه و Cosine, Hanning و Hamming در یک گروه



شکل ۳- پارامتر های مربوط به صاف بودن تصویر



شکل ۴- پارامتر های مربوط به بهترین تصویر

عمل می کنند و حتی در بعضی موارد برای تشخیص یک بیماری لازم است تصاویر با هر دو نوع فیلتر صاف کننده و تقویت کننده پردازش شوند زیرا هر کدام از فیلترها اطلاعات خاصی را نمایش می دهند که به تفسیر و تشخیص کمک شایانی می کند.

### تشکر و قدردانی

از جناب آقای دکتر هادی ملک و خانم دکتر مهستی عمویی که در تفسیر تصاویر ما را یاری نمودند، صمیمانه سپاسگذاری می گردد.

### منابع

- Wiener ، پهنا در نیمه ماکزیمم (۱/۹ تا ۲/۱) و شیب (۶ تا ۱۲) برای فیلتر Metz و فرکانس قطع (۰/۱ تا ۰/۵) و شیب (۱ تا ۵) برای فیلتر Butterworth پارامترهای بهینه حاصل از این تحقیق می باشد. البته در این جا نکته قابل بحثی وجود دارد با توجه به منطقه مورد بررسی، نوع عارضه، انتخاب فیلتر و پارامتر آن متفاوت می باشد، بنابراین یک فیلتر بهینه امکان ندارد و به نوع بیماری بستگی دارد این که بافت سفید دچار عارضه شده یا بافت خاکستری درگیر شده است انتخاب فیلتر متغیر می باشد. اگر در بافت سفید عارضه ای وجود داشته باشد، فیلترهای تقویت کننده ترجیح داده می شود (Metz و Wiener) و بر عکس اگر عارضه ای در بافت خاکستری وجود داشته باشد فیلترهای صاف کننده (Butterworth) بهتر and post-reconstruction filtering for myocardial SPECT. Phys Med Biol. 1998; 43: 1679-1693.
- King MA, Coleman M, Penney BC, Glick SJ. Activity quantification in SPECT: A study of pre-reconstruction Metz filtering and use of the scatter degradation factor. Med Phys. 1991; 18(2): 184-189.
  - King MA, Long DT and Brill BA. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape and voxel size. Med Phys. 1991; 18(5): 1016-1023.
  - Knoll P, Mirzaei S, Mullner A, Leitha T, Koriska K, Kohn H, Neumann M. An Artificial neural net and error back propagation to reconstruct single photon emission computerized tomography data. Med Phys. 1999; 26: 244-248.
  - Suzuki S. Spatially limited filters for the two-dimensional convolution method of reconstruction, and their application to SPECT. Phys Med Biol. 1992; 37: 37-52.
  - Pandey A.K, Pant G.S and Malhotra A. Standarization of SPECT filter parameters. Ind J Nucl Med. 2004;19(2): 30-35.
  - Sankaran S, Frey EC, Gilland KL, Tsui BM. Optimum compensation method and filter cutoff frequency in myocardial SPECT: A human observer study. J Nucl Med. 2002; 43(3): 432-438.
  - Hutton BF, Lau YH.. Application of distance-dependent resolution compensation
  - Manrique A, Hitzel A, Vera P. Impact of photon energy recovery on the assessment of left ventricular volume using myocardial perfusion SPECT. J Nucl Cardiol. 2004;11(3): 312-317.
  - Manrique A, Hitzel A, Gardin I, Dacher JN, Vera P. Impact of wiener filter in determining the left ventricular volume and ejection fraction using thallium-201 gated SPECT. Nucl Med Commun. 2003; 24(8): 907-914.
  - Fakhri GE, Buvat I, Benali H, Paola RD.. Relative impact of scatter, collimator response, attenuation, and finite spatial resolution corrections in cardiac SPECT. J Nucl Med. 2000; 41: 1400-1408.
  - Hambye AS, Vervae A, Dobbeleir A. Variability of left ventricular ejection fraction and volumes with quantitative gated SPECT: Influence of algorithm, pixel size and reconstruction Parameters in small and normal-sized hearts. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2004; 31(12): 1606-1613.
  - Wang Z, Bovik AC A Universal Image Quality Index. IEEE Signal Processing Letters, 2002; Vol.XX, No.Y:1-4.
  - Taylor D. Filter choice for reconstructs tomography. Nucl Med Commun. 1994; 15: 857-859.

15. Kim HJ, Karp JS, Mozley P.D, Yang SO, Moon DH, Kung HF, et al. Stimulating technetium-99m cerebral perfusion studies with a three dimensional hoffman brain phantom: collimator and filter selection in SPECT neuroimaging. *Ann Nucl Med.*1996; 10(1): 153-160.
16. Madsen MT, Chang W, Hihwa RD. Spatial resolution and count dencity requirements in brain SPECT imaging. *Phys Med Biol.* 1992; 37: 1724-1744.