

فیلتر بک پروجکشن در اسپکت فانتوم مغز

ارزیابی عملکرد روش بازسازی فیلتر بک پروجکشن در تصویربرداری اسپکت از فانتوم مغز

الهام رئیسی^۱، حسین رجبی^{۲*}، شهرام سیف الهی اصل^۳، ابراهیم حاجی زاده^۴

۱- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۳- پزشک عمومی بخش پزشکی هسته ای، بیمارستان قلب شهید رجایی تهران

۴- استادیار گروه آمار زیستی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۳/۲۴

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۱۱/۸

چکیده

مقدمه: هدف از این مطالعه تعیین شرایط بهینه برای بازسازی تصاویر توموگرافیک در مطالعات اسپکت می باشد. برای این منظور با الهام از فانتوم مغز هافمن، فانتومی طراحی شد که شرایط لازم برای مقایسه کمی و دقیق روش های بازسازی فراهم آورد. فانتوم به گونه ای ساخته شده است که می تواند برای تصویربرداری توموگرافیک و پلانار مورد استفاده قرار گیرد.

مواد و روشها: از فانتوم در دو حالت دو بعدی و سه بعدی تصویر برداری شد. تصاویر دو بعدی از لایه های فانتوم به عنوان مرجع جهت بررسی کیفیت تصاویر باز سازی شده از حالت سه بعدی فانتوم بکار گرفته شد. تصاویر با میزان شمارش متفاوت با استفاده از مقادیر متفاوت تکنسیوم- ۹۹m تهیه گردید. تصاویر بدست آمده با فرمت اینترفایل به رایانه شخصی منتقل گردید. بازسازی با ترکیبات مختلف از پروجکشن ها و برای تمام تصاویر انجام شد. با توجه به حجم زیاد پردازش ها (۶۴۰۰ پردازش برای هر تصویر) نرم افزاری در محیط Matlab (Version 7) طراحی و پردازش ها بصورت خودکار انجام گردید. ملاک انتخاب بهترین تصویر بازسازی شده داشتن بیشترین مقدار مطلق شاخص کلی کیفیت تصویر در نظر گرفته شد.

نتایج: در هر مقطع تصاویر بر اساس میزان شمارش ۵-۱ هزار، ۱۵-۵ هزار، ۲۵-۱۵ هزار و بالاتر از ۲۵ هزار شمارش گروه بندی شدند. با بدست آوردن میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر مقایسه انجام شد و بر اساس بالاترین میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر فیلتر بهینه تعیین شد. در مرحله دوم انتخاب فیلتر بر اساس نوع کولیماتور برای چهار مقطع فانتوم انجام گرفت.

بحث و نتیجه گیری: نتایج کمی این تحقیق نشان می دهد میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر در تصاویر فیلتر شده با Hamming و Hanning نسبت به فیلترهای دیگر دارای مقدار کمتری می باشد. از اینرو این فیلترها، ضعیف ترین فیلترها هستند. فیلتر Wiener بدون توجه به میزان شمارش و نوع کولیماتور مناسب ترین فیلتر برای تصویربرداری اسپکت می باشد و تصاویر با کیفیت بهتری ایجاد می کنند. هم چنین تعیین پارامتر فیلتر به میزان شمارش قابل دسترس بستگی دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۷، تابستان ۸۴، ۴۵-۵۴)

واژگان کلیدی: شاخص کلی کیفیت تصویر، اسپکت مغز، فیلتر بک پروجکشن

* نویسنده مسئول: حسین رجبی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران،

hrajabi@modares.ac.ir

تلفن: ۰۲۱ (۰۹۸) - ۸۸۰۱۱۰۰۱

۱- مقدمه

بدون شک PET مناسبترین روش تصویر برداری از مغز است که توانایی های ویژه خود را کاملا به اثبات رسانیده است [۱-۳]. مشکل اساسی PET هزینه بسیار سنگین خرید سیستم و همچنین هزینه زیاد آزمایشات آن می باشد. بطوریکه حتی در کشور های ثروتمند نیز محدودیت های اقتصادی آن قابل اغماض نیست. لذا همواره روش های تشخیصی جانشین با هزینه کمتر مورد درخواست بوده اند.

یکی از روش های جانشین در این مورد استفاده از سیستم تصویر برداری اسپکت است. بصورت نظری قدرت تفکیک سیستم اسپکت تقریبا تا نصف قدرت تفکیک PET قابل افزایش است در حالیکه هزینه انجام آن به مراتب کمتر از هزینه آزمایش PET است. این استدلال محققان فراوانی را به خود مشغول داشته است. اما با وجود نتایج امیدوار کننده [۴-۷]، تصویر برداری توموگرافیک از مغز هنوز جنبه تحقیقاتی خود را حفظ کرده و جایگاه خاصی در آزمایشات روزمره پزشکی هسته ای پیدا نکرده است.

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 [۸-۱۳]، اما این مطالعات بیشتر درباره تصاویر توموگرافیک قلب متمرکز بوده اند و کمتر به استاندارد کردن مطالعات مربوط به مغز توجه شده است.

بازسازی مهمترین مرحله در تصویر برداری توموگرافیک است که کیفیت تمام پردازش های بعدی مستقیما تحت تأثیر آن قرار می گیرد. لذا اولین گام در استاندارد کردن تصویر برداری توموگرافیک مغز یافتن شرایط بهینه برای بازسازی تصاویر است.

تنها روش تحلیلی برای بازسازی تصاویر توموگرافیک استفاده از تبدیل وارون رادون است [۱۴]، که الگوریتم آن برای داده های گسسته بک پروجکشن نامیده می شود. در واقع بک پروجکشن روش دقیق بازسازی توموگرافیک است که تنها در صورتی منجر به پاسخ دقیق می شود که تعداد پروجکشن ها بسیار زیاد باشد. در شرایط واقعی بواسطه محدودیت در تعداد پروجکشن این روش منجر به تولید تصاویر محو می شود که برای جبران آن فیلتر ramp بر روی ردیف های یک بعدی پروجکشن ها اعمال می گردد. استفاده از الگوریتم فیلتر بک پروجکشن نیز تنها در صورتی منجر به نتایج قابل قبول می شود که میزان نسبی نویز در پروجکشن ها قابل اغماض (نسبت سیگنال به نویز بالا) باشد. در غیر اینصورت به علت بالاگذر بودن این فیلتر، نویز تصاویر متناسب با فرکانس آنها افزایش و کیفیت تصاویر به شدت تنزل می یابد بطوریکه استفاده از یک فیلتر پائین گذر دیگر جهت تعدیل در نویز ضروری می گردد. تنوع فیلتر های موجود و تفاوت گسترده در کیفیت تصاویر شرایط پیچیده ای را برای انتخاب و تنظیم فیلتر ایجاد می کند [۱۵-۱۷].

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 پرتوهای پراکنده در استخوان جمجمه این مشکل در تصویر برداری از مغز بارزتر و پیچیده تر است [۱۸].

هدف از این مطالعه تعیین شرایط بهینه برای شبیه سازی تصاویر توموگرافیک مغز بود. واضح است که انجام چنین مطالعه ای جز بر روی تصاویر فانتومی مقدور نیست. فانتوم های موجود پزشکی هسته ای عموما برای بررسی کیفی و کمی عملکرد کلی سیستم ها طراحی شده اند و عملا فانتومی که

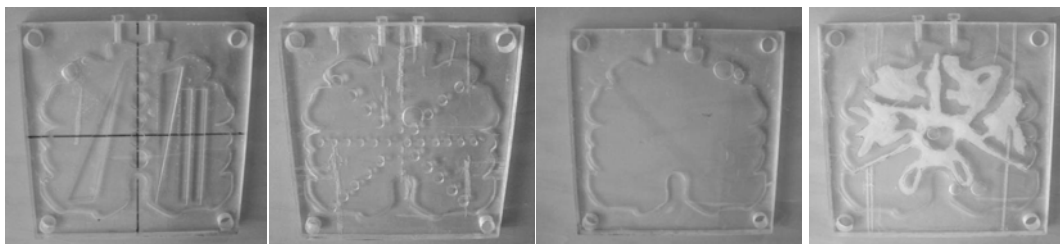
فیلتر بک پروجشکن در اسپکت فانٹوم مغز

طرح کل همه برش ها مشابه، اما ساختمان داخلی هر یک به منظور اندازه گیری پارامتر فیزیکی خاص (تابع تبدیل سیستم، قدرت تفکیک، یکنواختی و کنتراست) طراحی شد. فضای داخلی هر لایه با ۲ میلی کوری محلول تکنسیوم- 99m پر شد و از هر لایه با جمع آوری ۱۰ میلیون شمارش، تصویر برداری تخت انجام گرفت. سپس لایه به همراه ۳ لایه پلکسی گلاس به عنوان ماده پراکنده ساز در مجاورت یکدیگر قرار داده شد و بصورت توموگرافیک تصویر برداری شد.

تنها برای ارزیابی روش بازسازی کاربرد داشته باشد به کمک آن بتوان به طور مستقیم و کمی در مورد میزان موفقیت فیلترها و یا انتخاب درست پارامترها قضاوت کرد وجود ندارد. در این تحقیق با الهام از فانٹوم مغز هافمن، فانٹومی طراحی شد که از آن می توان بصورت لایه های دو بعدی و سه بعدی تصویر برداری کرد. تصاویر دو بعدی این فانٹوم به عنوان مرجع برای تصاویر بازسازی شده بکار گرفته شد.

۲- مواد و روشها

فانٹوم طراحی شده از تعداد چهار لایه مستقل تشکیل شده است. (شکل-۱)



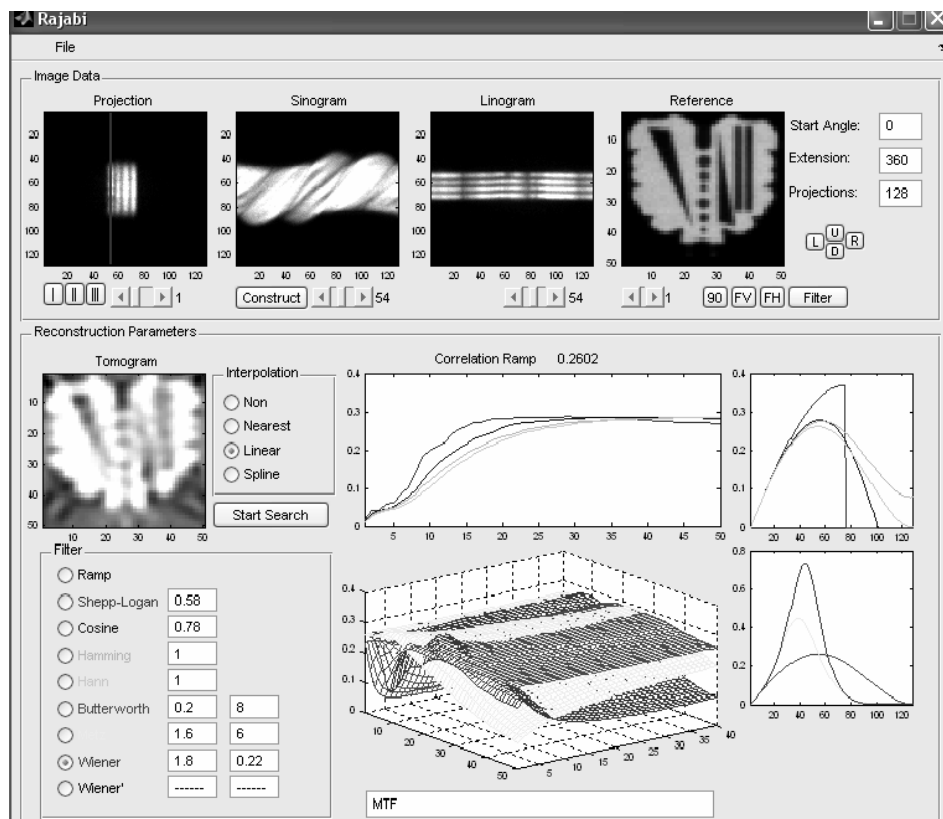
شکل ۱- نمائی از چهار برش فانٹوم، اولین شکل سمت چپ جهت محاسبه تابع تبدیل طراحی شد. اشکال بعدی به ترتیب برای محاسبه رزولوشن، یکنواختی و کنتراست تصاویر بکار برده شده اند

پروجکشن ۴۰۰۰۰ 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 رایانه شخصی منتقل گردید.

جهت پردازش توده ای داده ها یک بسته نرم افزاری در محیط Matlab 7 طراحی و بوسیله تصاویر آزمون اعتبار سنجی گردید (شکل-۲). هر یک از تصاویر توموگرافیک در ۶۴۰۰ حالت شبیه سازی و هر بار با تصویر مرجع مربوط به آن مقطع مقایسه و مقدار شاخص شاخص کلی کیفیت تصویر به عنوان

تصویر برداری با استفاده از دوربین گاما دو سر Mediso مدل (Nucline TM) در دو حالت مجهز به کلیماتور انرژی پایین با رزولوشن بالا و انرژی پایین همه منظوره انجام پذیرفت. تصاویر تخت در فواصل ۰ و ۱۰ سانتیمتری از کلیماتور و اندازه ماتریس ۱۲۸×۱۲۸ انجام گرفت. تصویر برداری توموگرافیک با قرار دادن فانٹوم در حالت سه بعدی و موازی با محور چرخش دوربین 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

ملاک شباهت با تصویر مرجع محاسبه شد [۱۹]. خروجی و Microsoft Excel قابل دریافت و پردازش باشد. نرم افزار به صورتی ذخیره شد که بوسیله نرم افزار های SPSS



شکل ۲- صفحه اصلی نرم افزار

۳- نتایج

انتخاب فیلتر بر اساس میزان شمارش: در هر مقطع تصاویر بر اساس میزان شمارش ۵-۱۵ هزار، ۱۵-۵ هزار، ۲۵-۱۵ هزار و ۲۵ هزار شمارش به بالا گروه بندی شدند. با بدست آوردن میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر مقایسه انجام شد و بر اساس بالاترین میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر فیلتر بهینه تعیین شد. شکل ۳ نتایج حاصل از این مطالعه را در چهار گروه شمارش برای چهار مقطع فانتوم نمایش می دهد.

در این تحقیق فیلترهای Cosine، Shepp-Logan، Hamming، Hanning هر یک در ۵۰ حالت (فرکانس قطع ۰/۰۲، ۰/۰۴، ...) با فیلتر ramp ترکیب و بر روی ردیف های یک بعدی مربوط به هر لایه بکار برده شدند. برای فیلتر Butterworth ۲۰۰۰ حالت (فرکانس قطع ۰/۰۲، ۰/۰۴، ...) و شیب ۱، ۲، ...) در نظر گرفته شد. برای فیلتر Metz نیز ۲۰۰۰ حالت (ترکیب شیب و پهنا در نیمه بیشینه) و برای فیلتر Wiener نیز، ۲۰۰۰ حالت (ترکیب نویز به سیگنال و پهنا در نیمه بیشینه) در نظر گرفته شد [۲۰-۲۳].

گروه یک (شمارش ۵۰۰۰-۱۰۰۰):
در مقطع یک فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع دو، فیلتر Metz و Wiener از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$)، فیلتر Butterworth نیز با Metz و Wiener اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). فیلتر Metz، Shepp-Logan، Butterworth، Cosine، Hanning و Hamming به ترتیب دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با Wiener اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع چهار، فیلتر Metz و Wiener اختلاف معنی دار ندارند ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها در $p\text{-value} < ۰/۰۰۱$ اختلاف معنی دار است.

گروه چهارم (شمارش بالای ۲۵۰۰۰):

در مقطع یک فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها در $p\text{-value} < ۰/۰۰۱$ اختلاف معنی دار است. در مقطع دو، فیلتر Metz و Wiener اختلاف معنی دار ندارند. فیلتر Butterworth نیز با Metz و Wiener اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع سه، فیلتر Butterworth و Shepp-Logan به ترتیب دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع چهار، فیلتر Wiener دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که از لحاظ آماری با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$).

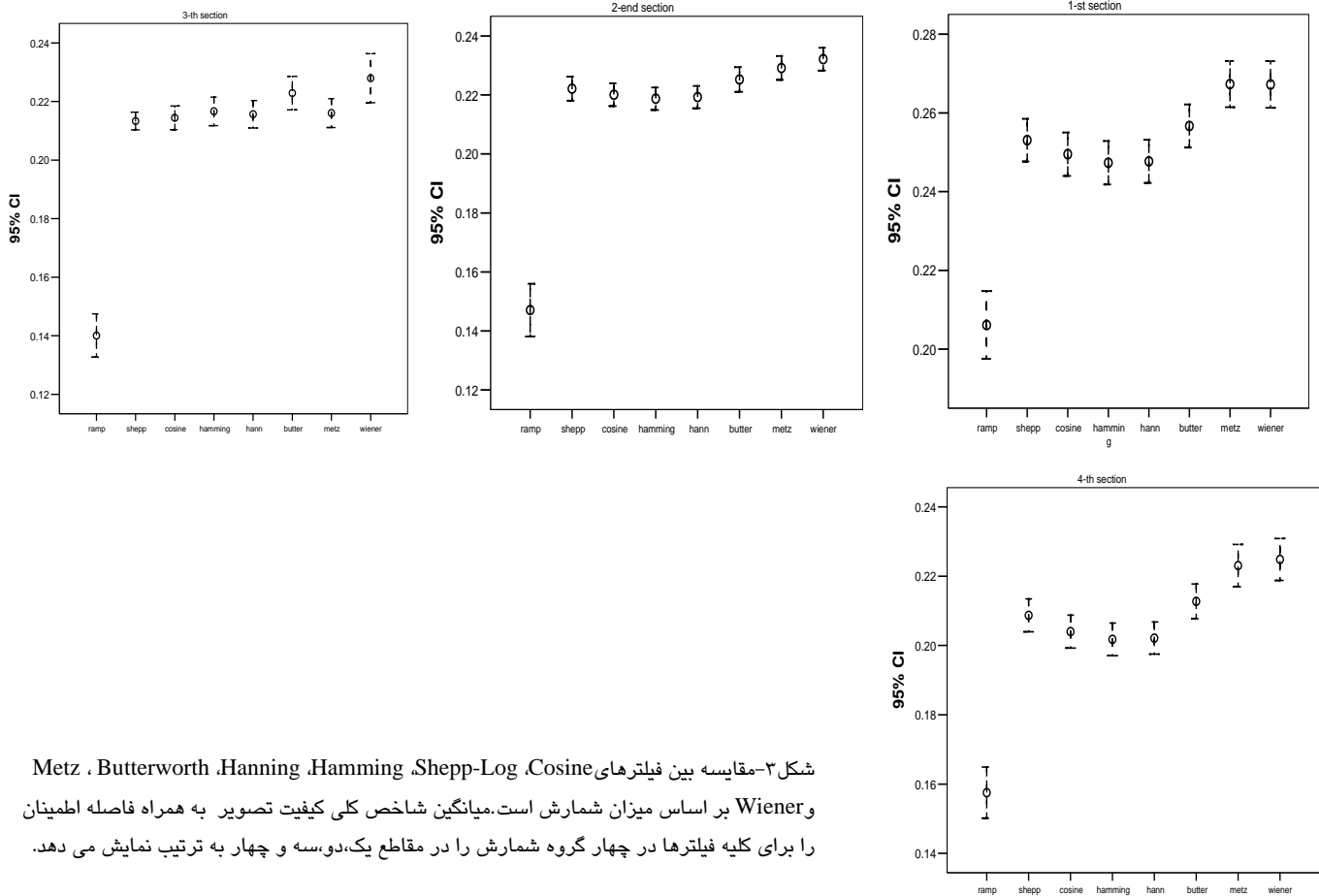
گروه دوم (شمارش ۱۵۰۰۰-۵۰۰۰):
در مقطع یک فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع دو، فیلتر Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) از این رو بهترین فیلتر در این گروه می باشند. در مقطع سه فیلتر Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) از این رو بهترین فیلتر در این گروه می باشند. در مقطع چهار فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$).

گروه سوم (شمارش ۲۵۰۰۰-۱۵۰۰۰):

در مقطع یک فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف آنها معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها در $p\text{-value} < ۰/۰۰۱$ اختلاف معنی دار است. در مقطع دو فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که اختلاف معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها در $p\text{-value} < ۰/۰۰۱$ اختلاف معنی دار است. در مقطع سه، فیلتر Butterworth با Wiener از لحاظ آماری اختلاف معنی دار ندارند ($p\text{-value} < ۰/۰۵$) ولی با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$). در مقطع چهار، فیلتر Wiener دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که از لحاظ آماری با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < ۰/۰۵$).

گروه سوم (شمارش ۲۵۰۰۰-۱۵۰۰۰):

در مقطع یک فیلتر Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف آنها معنی دار نمی باشد



شکل ۳-مقایسه بین فیلترهای Cosine, Shepp-Log, Hamming, Hanning, Butterworth, Metz, و Wiener بر اساس میزان شمارش است. میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر به همراه فاصله اطمینان را برای کلیه فیلترها در چهار گروه شمارش را در مقاطع یک، دو، سه و چهار به ترتیب نمایش می دهد.

Butterworth به ترتیب دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که اختلاف آن دو بی معنی ولی اختلاف آنها با سایر فیلترها اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < 0/05$). در مقطع چهار Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که با میانگین سایر فیلترها در $0/0001 < p\text{-value}$ اختلاف معنی دار است. کلیماتور انرژی پایین همه منظوره: در مقطع یک Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که از لحاظ آماری اختلاف آنها بی معنی است ($p\text{-value} < 0/05$) ولی با میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار دارند ($p\text{-value} < 0/05$). در مقطع دو، فیلترهای Metz و Wiener و Butterworth اختلاف معنی دار ندارند ($p\text{-value} < 0/05$) ولی با میانگین سایر فیلترها دارای اختلاف معنی دار است ($p\text{-value} < 0/05$). در مقطع سه، فیلتر Wiener و

انتخاب فیلتر بر اساس نوع کولیماتور:

در جدول ۱ نتایج مربوط به دو کلیماتور برای چهار مقطع فانتوم نشان داده شده اند.

کلیماتور انرژی پایین همه منظوره: در مقطع یک Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگین می باشند که اختلاف آنها معنی دار نمی باشد ($p\text{-value} < 0/05$) ولی با میانگین سایر فیلترها در $0/0001 < p\text{-value}$ اختلاف معنی دار است. در مقطع دو Metz و Wiener دارای بزرگترین میانگینها می باشند که اختلاف آنها نسبت به بقیه فیلترها در $0/0001 < p\text{-value}$ اختلاف معنی دار است. در مقطع سه، فیلتر Wiener و

فیلتر بک پروجشن در اسپکت فانتوم مغز

می باشند که از لحاظ آماری دارای اختلاف معنی دار نمی باشد
 (p-value < ۰/۰۵) ولی با میانگین سایر فیلترها اختلاف
 معنی داری است (p-value < ۰/۰۵).

Butterworth به ترتیب دارای بزرگترین میانگین ها می باشند که از
 لحاظ آماری دارای اختلاف بی معنی (p-value < ۰/۰۵) ولی با
 میانگین سایر فیلترها اختلاف معنی دار است (p-value < ۰/۰۵). فیلتر
 Wiener و Metz به ترتیب دارای بزرگترین میانگینها

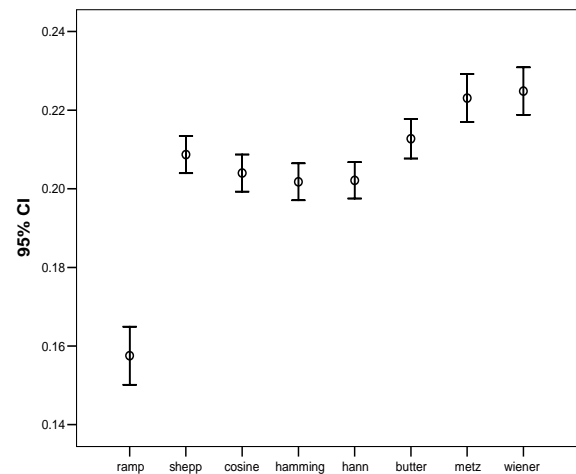
جدول ۱- انتخاب فیلتر بر اساس نوع کلیماتور

کلیماتور	فیلترها	انحراف معیار \pm میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر			
		مقطع یک	مقطع دو	مقطع سه	مقطع چهار
انرژی پایین همه منظوره	RAMP	۰/۲۱۸±۰/۰۴	۰/۱۵۲±۰/۰۴	۰/۱۴۵±۰/۰۴	۰/۱۵۹±۰/۰۴
	SHEPP-LOGAN	۰/۲۶۲±۰/۰۲	۰/۲۲۸±۰/۰۲	۰/۲۱۵±۰/۰۲	۰/۲۰۶±۰/۰۲
	COSINE	۰/۲۵۸±۰/۰۲	۰/۲۲۴±۰/۰۲	۰/۲۱۶±۰/۰۲	۰/۲۰۱±۰/۰۲
	HAMMING	۰/۲۵۶±۰/۰۲	۰/۲۲۲±۰/۰۲	۰/۲۱۷±۰/۰۳	۰/۱۹۸±۰/۰۳
	HANNING	۰/۲۵۶±۰/۰۲	۰/۲۲۲±۰/۰۲	۰/۲۱۶±۰/۰۲	۰/۱۹۸±۰/۰۳
	BUTTERWORTH	۰/۲۶۶±۰/۰۲	۰/۲۳۱±۰/۰۲	۰/۲۲±۰/۰۲*	۰/۲۱۱±۰/۰۳
	METZ	۰/۲۷۹±۰/۰۲*	۰/۲۳۶±۰/۰۲*	۰/۲۱۶±۰/۰۳	۰/۲۲۵±۰/۰۴
	WIENER	۰/۲۷۹±۰/۰۲*	۰/۲۳۸±۰/۰۲*	۰/۲۲۶±۰/۰۴*	۰/۲۲۶±۰/۰۴*
انرژی پایین با رزولوشن بالا	RAMP	۰/۱۷۹±۰/۰۵	۰/۱۴۲±۰/۰۵	۰/۱۳±۰/۰۳	۰/۱۵۵±۰/۰۳
	SHEPP-LOGAN	۰/۲۳۳±۰/۰۴	۰/۲۱۴±۰/۰۲	۰/۲۱۲±۰/۰۲	۰/۲۱±۰/۰۲
	COSINE	۰/۲۳±۰/۰۴	۰/۲۱۵±۰/۰۲	۰/۲۱۳±۰/۰۲	۰/۲۱۱±۰/۰۲
	HAMMING	۰/۲۲۹±۰/۰۴	۰/۲۱۵±۰/۰۲	۰/۲۱۷±۰/۰۳	۰/۲۱±۰/۰۲
	HANNING	۰/۲۲۹±۰/۰۴	۰/۲۱۵±۰/۰۲	۰/۲۱۵±۰/۰۲	۰/۲۱±۰/۰۲
	BUTTERWORTH	۰/۲۳۶±۰/۰۴	۰/۲۱۷±۰/۰۲*	۰/۲۳±۰/۰۴*	۰/۲۱۶±۰/۰۲
	METZ	۰/۲۴±۰/۰۴*	۰/۲۱۹±۰/۰۲*	۰/۲۱۷±۰/۰۳	۰/۲۱۹±۰/۰۲*
	WIENER	۰/۲۴±۰/۰۴*	۰/۲۲۲±۰/۰۲*	۰/۲۳۳±۰/۰۵*	۰/۲۲۲±۰/۰۲*

*سطح معنی داری آزمون کمتر از ۰/۰۵ است.

در شکل ۴ بدون توجه به میزان شمارش و نوع کلیماتور، فیلتر بهینه نشان داده شده است.

تخت فانتوم به عنوان مرجع با تصاویر توموگرافیک بازسازی شده مورد مقایسه قرار گرفت. نتیجه کمی این مطالعه پیشنهاد می کند که فیلتر **Hanning** و **Hamming** ضعیف ترین فیلترها می باشند (شکل ۴) که این نتیجه به پاسخ این فیلترها در فرکانس پایین بر می گردد. [۲۳] بازده این فیلترها نسبتاً سریع، به کمتر از یک تنزل پیدا می کند و از طرفی سیگنال در پزشکی هسته ای در فرکانس های پایین قرار دارد از اینرو پاسخی برای کاهش کیفیت تصاویر با این دو فیلتر می باشد. شکل ۴ نشان می دهد که میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر در تصاویر فیلتر شده با این دو فیلتر نسبت به فیلترهای دیگر مقدار کمتری دارا می باشد. با توجه به شکل ۵، فیلترهای **Wiener** و **Metz** به صورت کمی از سایر فیلترها متمایز می باشند. این فیلترها، فیلترهای تقویت کننده می باشند که هدف اصلی آنان حذف نویز نمی باشد بلکه بهبود رزولوشن فضائی در طی فرآیند تصویربرداری است. نتایج کمی، این مطلب را نشان می دهد که فیلتر **Wiener** بدون توجه به میزان شمارش و نوع کلیماتور، مناسب ترین فیلتر برای تصویربرداری اسپکت می باشد.



شکل ۴- مقایسه بین فیلترهای **Hanning**, **Hamming**, **Shep-Log**, **Cosine** و **Wiener** بدون توجه به نوع کلیماتور و میزان شمارش است و میانگین شاخص کلی کیفیت تصویر به همراه فاصله اطمینان را برای کلیه فیلترها در فانتوم سه بعدی (چهار مقطع) نمایش می دهد.

۴- بحث و نتیجه گیری

کیفیت تصاویر توموگرافی وابستگی زیادی به روش بازسازی به کار رفته دارد [۲۰]. انتخاب فیلتر نیز مهمترین جنبه از روش بازسازی می باشد [۲۱]. هدف از این مطالعه تعیین شرایط بهینه فیلتراسیون با توجه به میانگین شمارش در هر پیکسل از پروجکشن های توموگرافیک بود و برای این منظور تصاویر

منابع

1. Phelps M.E., Positron Emission Tomography Provides Molecular Imaging of Biological Processes. *Pro Natl Acad Sci.USA*. 2000; 97: 9226-33.
2. Aine C.J., A Conceptual Overview and Critique of Functional Neuroimaging Techniques in Human: 1.MRI/fMRI and PET. *Crit Rev Neurobiology*. 1995; 9: 229-309.

3. Asselin M. C, Cunningham V.J, Amano Sh, Gunn R.N and Nahmias C. Parametrically defined cerebral blood vessels as non-invasive blood input functions for brain PET studies. *Phys Med Biol*. 2004; 49 (6): 1033-1054.
4. Zeidi H and Montandon M L. Functional Brain Imaging with single photon emission computed tomography and emission tomography. *Global Healthcare*. 2003.
5. Cafaua A M. Brain SPECT in Clinical Practice. *J Nuc Med*. 2001; 42:259-71.
6. BeuthienBaumann B, Handrick W, Schmidit T, Burchert V, Oehme L, Kropp J, Shackert G, Pinkert J and Franke W-G. persistent vegetative state:evaluation of brain metabolism and brain perfusion with PET and SPECT. *Nuclear Medicine Communication*. 2003;(24).
7. Eren I, Tukul R, Polat A, Karaman R and Unal S. Evaluation of regional cerebral blod flpw changes in panic disorder with ^{99m}Tc -HMPAO. *Psychiatry Research: Neuroimaging*. 2003; 123(2):135-143.
8. Sankaran S, Frey E.C, Gilland K.L, Tsui B.M. Optimum Compensation Method and Filter Cutoff Frequency in Myocardial SPECT: A Human Observer Study. *J Nucl Med*. 2002; 43(3):432-8.
9. Hutton B.F, Lau Y.H. Application of Distance-dependent Resolution Compensation and Post-Reconstruction Filtering for Myocardial SPECT. *Phys Med Biol* . 43: 1679-1693.
10. 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):312-7.
11. Manrique A, Hitzel A, Gardin I, Dacher J.N, 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):907-14.
12. Fakhri G.E, Buvat I, Benali H, Paola R. D. Relative Impact of Scatter, Collimator Response, Attenuation, and Finite Spatial Resolution Corrections in Cardiac SPECT. *J Nucl Med*. 2000; 41: 1400-1408.
13. Hambye A.S, Vervaeet 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.
14. Liang Z, Ye J, Cheng J and Harrington P. The Inversion of the Radon Transform for Quantitative Brain SPECT. *Phys.Med.Biol*. 1996; 41:1227-1232.

15. 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.
16. 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.
17. Pandey A.K, Pant G.S and Malhotra A. Stanadarization of SPECT Filter Parameters .*IJNM.* 2004;19(2):30-35.
18. King M.A, Coleman M., Penney B.C. and Glick S.J. Activity Quantification in SPECT: A Study of Prereconstruction Metz Filtering and Use of the Scatter Degradation Factor. *Med.Phys.*1991; 18(2): 184-189.
19. Wang Z, Bovik A.C. A Universal Image Quality Index. *IEEE Signal Processing Letters*, 2002; Vol.XX, No.Y:1-4.
20. Murase K, Ishine M, Kawamura M, Tanada S, Iio A, Hamamoto K. A unified design algorithm of two-dimensional digital filters for radioisotope image processing. *Phys Med Biol.* 1989; 34: 859-873.
21. Taylor D. Filter choice for reconstructs tomography. *Nucl Med Commun.*1994; 15: 857-859.
22. King M.A, Penney B.C and Glick S.J. An Image-Dependent Metz Filter for Nuclear Medicine Images. *J NuclMed.* 1988; 29: 1980-1989.
23. Gilland D.R, Tsui M.W, McCartney W.H, Perry J.R and Berg J. Determination of the Optimum Filter Function for SPECT Imaging. *J NuclMed.* 1988; 29: 643-650.