

تعیین میدان دید مفید دوربین SPECT بدون آرتیفکت ناشی از خطای

محور چرخش

پیوند طاهرپرور*، علیرضا صدرممتاز، حامد صیاد

دانشگاه گیلان- رشت، دانشکده علوم، گروه فیزیک

چکیده: یک مشخصه ضروری در تصویربرداری SPECT برای بازسازی تصویر بدون آرتیفکت ناشی از خطای محور چرخش، داشتن حداقل تغییرات از محور چرخش اندازه گیری شده در کل ناحیه مورد تصویربرداری است. غیر هم ترازی محور چرخش نرم افزاری و سخت افزاری سبب تولید آرتیفکت و کاهش کیفیت تصویر در هنگام بازسازی می گردد. در این مقاله به بررسی اثرات انحراف محور چرخش مکانیکی و الکتریکی در طول میدان دید یک دوربین SPECT تک سر، پرداخته شده است و ابعاد دقیق میدان دید این دوربین که بدون آرتیفکت مذکور باشد در حدود ۲۸۰ میلیمتر محاسبه گردید. همچنین نقش فیلترهای دیجیتالی در کاهش اثرات فوق مطالعه شده است.

واژه‌های کلیدی: SPECT کولیماتور، فیلتر

مقدمه

SPECT یک تکنیک تصویربرداری بر اساس تزریق یک رادیوداروی گسیلنده گاما به بدن بیمار است. یک سامانه SPECT شامل دوربین (یا دوربین های) گاما است که با چرخش حول بدن بیمار و ثبت پرتوهای گامای ساطع شده از آن به جمع آوری اطلاعات (پروجکشن) در زوایای متفاوت می پردازد. این پروجکشن ها سپس به کمک الگوریتم های بازسازی پردازش گشته تا در نهایت یک توزیع سه بعدی از توزیع پرتوزایی در بدن بیمار را ارائه کنند.

عوامل متعددی برای اطمینان از عملکرد صحیح سامانه های تصویربرداری از جمله SPECT نیاز است تا در زمان نصب و در فواصل منظم پس از آن، برخی از پارامترهای سامانه مورد ارزیابی قرار گیرد [۱]. هم ترازی مناسب محور چرخش مکانیکی و الکتریکی در زمان چرخش دوربین گامای SPECT عاملی اساسی محسوب می گردد به گونه ای که اصلاح هم ترازی محور چرخش در آزمون های کنترل کیفی حداقل به صورت هفتگی انجام می شود [۲-۴]. با توجه به تحقیقات صورت گرفته بیشترین خطای پیکسل قابل قبول در خطای محور چرخش که تصویر بازسازی شده ای بدون آرتیفکت ایجاد کند، ۰/۵ پیکسل است [۵] هر چند به کمک برخی از روش های نرم افزاری می توان این ناهم ترازی را جبران نمود. محور چرخش باید دقیقاً با مرکز ماتریس اکتساب کامپیوتری در یک ردیف قرار بگیرد در غیر این صورت تصویر چشمه نقطه ای که دقیقاً در مرکز چرخش قرار گرفته است به صورت یک حلقه به نظر خواهد رسید. هم تراز نبودن محور چرخش ممکن است ناشی از تنظیم نامناسب، تغییر مکان نامناسب در تنظیم دوربین، مکانیک نگهدارنده و هم تراز



19 th Iranian's Nuclear Conference

نبودن اتصال کولیماتورها به آشکارساز باشد [۵]. در هر سامانه تصویربرداری، به استثنای کولیماتور تمامی اجزاء الکترونیکی و مکانیکی سامانه ثابت هستند، بنابراین می توان تغییراتی را که روی محور چرخش برای چشمه های نقطه ای اتفاق می افتد به کولیماتورها نیز نسبت داد. در این نوشتار برای بررسی تغییراتی که به واسطه خطای محور چرخش دوربین SPECT ایجاد می شود، مجموعه ای از اکتساب های مشابه با یک سامانه تک سر SPECT اما با دو کولیماتور متفاوت صورت می گیرد و تمام تصویربرداری ها بر روی محور چرخش مکانیکی دوربین انجام می شود تا در تصاویر بدست آمده همترازی محورهای چرخش مکانیکی و الکترونیکی با هم مقایسه شوند.

روش کار:

برای برپایی آزمایش، از هفت ظرف شیشه ای و استوانه ای شکل به ارتفاع ۱۵ میلی متر و قطر ۹ میلی متر حاوی ۱ میلی کوری از ماده پرتوزای تکنسیوم ۹۹ شبه پایدار ($Tc-99m$)، به عنوان چشمه نقطه ای استفاده شد که برای وارد کردن ماده پرتوزا به درون این ظرف ها، روزنه ای در انتهای بالایی آن تعبیه شده بود. شیشه ای به طول ۳۸۰ میلی متر (به میزان میدان دید دوربین SPECT) آماده گشته و چشمه ها در یک امتداد و در فاصله ۴۷/۵ میلی متری از یکدیگر قرار داده شدند، به این صورت که چشمه نقطه ای اول در فاصله ۴۷/۵ میلی متری از لبه میدان دید و چشمه دوم در فاصله ۹۵/۰ میلی متری از لبه میدان دید روی محور چرخش و به همین صورت سایر چشمه ها با فاصله یکسان از هم روی شیشه نصب شدند تا فانتوم آزمایشی را تشکیل دهند.

تصویربرداری به کمک سامانه SPECT تک سر مدل ADAC و میدان دید ۳۸۰ میلی متر انجام گشت، بطوریکه در مرحله اول سر آشکارساز این سامانه با کولیماتور انرژی-پایین و توان تفکیک-بالا (LEHR) و در مرحله دوم با کولیماتور انرژی-پایین و همه-منظوره (LEGP) تجهیز شد. برای اطمینان از اینکه تصویربرداری روی محور چرخش سامانه انجام شود فانتوم هفت چشمه نقطه ای به گونه ای بر روی تخت سامانه SPECT قرار گرفت که راستای چشمه های نقطه ای در راستای خط مشخص شده به عنوان محور چرخش که بر روی تخت بیمار (توسط شرکت سازنده) ترسیم گشته، قرار گیرد این محور چرخش برای اطمینان بیشتر با قرار دادن یک چشمه نقطه ای در مرکز آن و بررسی تصویر اولیه آن بر روی نمایشگر دوربین در زوایای صفر و نود درجه بازبینی شد. محور موازی با تخت بیمار به عنوان محور Y و محور عمود بر آن به عنوان محور X نامگذاری می شود. تصویربرداری به این صورت آغاز می شود که ابتدا تمام ظرف های چشمه نقطه ای حاوی ۱ میلی کوری از ماده پرتوزای $Tc-99m$ ، در محل هایی که از قبل روی محور طولی فانتوم مشخص شده است قرار داده شدند. پروتکل تصویربرداری نیز به شرح زیر در نظر گرفته شد: شعاع چرخش ۲۰ سانتی متر، زاویه پرخش ۳۶۰ درجه با ۶۴ رصد، ماتریس تصویربرداری 64×64 روش «step and shoot» برای اکتساب داده ها و زمان انجام اکتساب ۱۰ ثانیه ای برای هر رصد. پس از اتمام اکتساب، کولیماتور را تعویض کرده و تصویربرداری دومی را با شرایط کاملاً مشابه با کولیماتور LEGP تکرار می کنیم.

پایداری سامانه با انجام مجدد تصویربرداری توسط کولیماتور LEHR و LEGP در دو زمان مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت، یک اکتساب در همان روز و اکتساب دیگر دو روز بعد تکرار شد. نتایج به دست آمده برای هر دو اکتساب تقریباً روند یکسانی را نشان می‌دادند که نشان از پایداری سامانه تصویربرداری و تکرارپذیری روش اندازه‌گیری است. داده‌های جمع‌آوری شده به رایانه منتقل شد و به کمک نرم‌افزار MATLAB و روش «نگاره برگشتی فیلتر شده» بازسازی گشت. داده‌ها در فضای فوریه با ۲ فیلتر Ramp و Shepp-Logan، با فرکانس‌های قطع ۰/۲ تا ۰/۹ سیکل بر پیکسل بازسازی شدند. فیلتر Ramp یک فیلتر بالاگذر و فیلتر Shepp-Logan فیلتر هموارکننده یا بانداگذر است که برای کاهش نویز در تصاویر نگاره به کار می‌روند [۶، ۷]. برای بررسی دقیق تغییرات مرکز چشمه‌های نقطه‌ای نسبت به مرکز چشمه‌های مجاور، بهترین منحنی گاوسی شکل با توجه به داده‌های حاصل از هر چشمه رسم گشت. به این صورت که برای هر فرکانس قطع، هفت منحنی گاوسی برای هفت چشمه نقطه‌ای رسم می‌شود و با تعیین محل دقیق قرار گرفتن قله توابع گاوسی برای هر کدام از هفت چشمه در فرکانس‌های قطع مختلف می‌توان نتایج دقیقی از مکان مرکزی چشمه‌ها در میدان دید داشت.

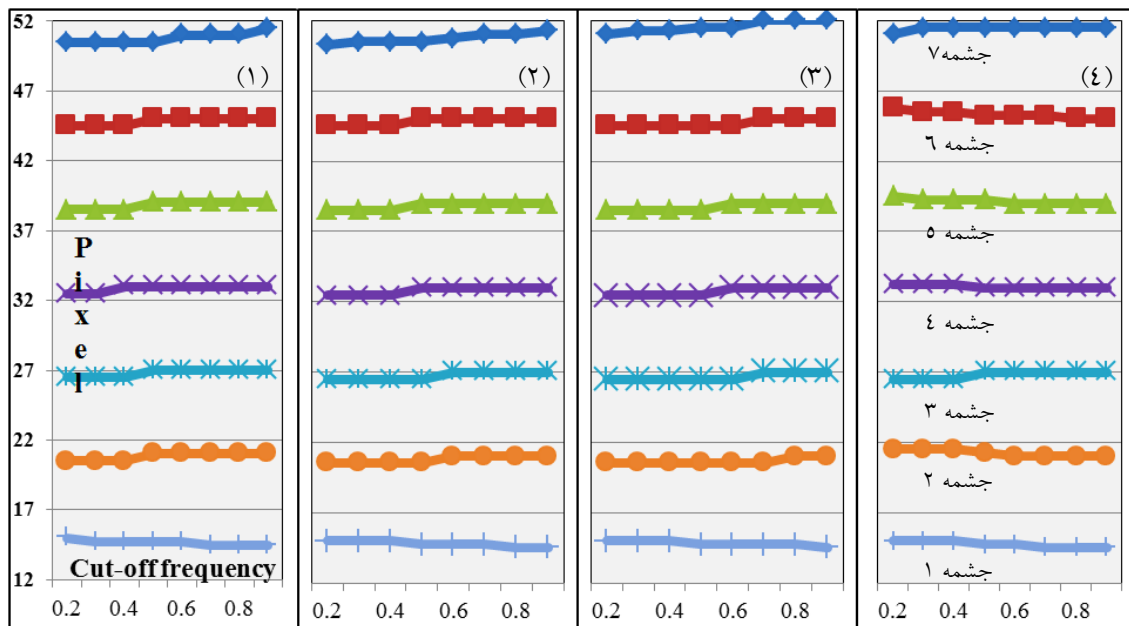
نتایج

نمودارهای ۱ و ۲ در شکل ۱ نتایج مربوط به نقاط مرکزی تصاویر هفت چشمه نقطه‌ای بازسازی شده به کمک فیلتر Ramp در فرکانس‌های قطع مختلف توسط کولیماتور LEHR (شکل ۱-۱) و LEGP (شکل ۱-۲) را نشان می‌دهد. این دو منحنی به استثنای اختلاف محسوسی که در تعیین محل مرکزی چشمه‌های نقطه‌ای اول و هفتم دارند، برای سایر چشمه‌ها نتیجه کاملاً مشابهی را نشان می‌دهند و با افزایش فرکانس قطع به موقعیت اصلی خود نزدیک می‌گردند. نمودارها بیانگر این امر هستند که برای نواحی مرکزی میدان دید، با استفاده از فرکانس قطع بالاتر از ۰/۵، مکان چشمه‌ها با دقت خوبی قابل تعیین است و افزایش فرکانس قطع از مقدار مذکور، تغییر محسوسی ایجاد نمی‌نماید. اما اختلاف و عدم ثبات در تعیین مکان مرکزی در چشمه اول و هفتم (دو انتهای میدان دید) نسبت به چشمه‌های دیگر کاملاً مشهود است. این امر مخصوصاً برای چشمه هفتم در کولیماتور LEGP با پنج ناحیه مرکزی متفاوت در شکل ۱-۲ مشخص است، درحالی که در میدان دید مرکزی (چشمه دوم تا ششم) تغییرات در ۲ پیکسل اتفاق افتاده است. بنابراین به صورت کلی می‌توان گفت که برای چشمه‌هایی که در مجاورت میدان دید قرار دارند (در حدود ۵ سانتی متر از طرفین میدان دید)، تشخیص موقعیت دقیق چشمه‌ها برای کاربر با کمی خطای بیشتر نسبت به چشمه‌های مرکزی همراه است. و نوع کولیماتور در مکان یابی چشمه‌های میانی تاثیر چندانی نمی‌گذارد.

نمودارهای ۳ و ۴ در شکل ۱ نتایج مربوط به نقاط مرکزی تصاویر هفت چشمه نقطه‌ای توسط کولیماتور LEHR (شکل) و LEGP (سمت چپ) بازسازی شده به کمک فیلتر Shepp-Logan در فرکانس‌های قطع مختلف را نشان می‌دهد. نتایج بدست آمده از فیلتر Shepp-Logan نیز مشابه با فیلتر Ramp می‌باشد. اما

19 th Iranian's Nuclear Conference

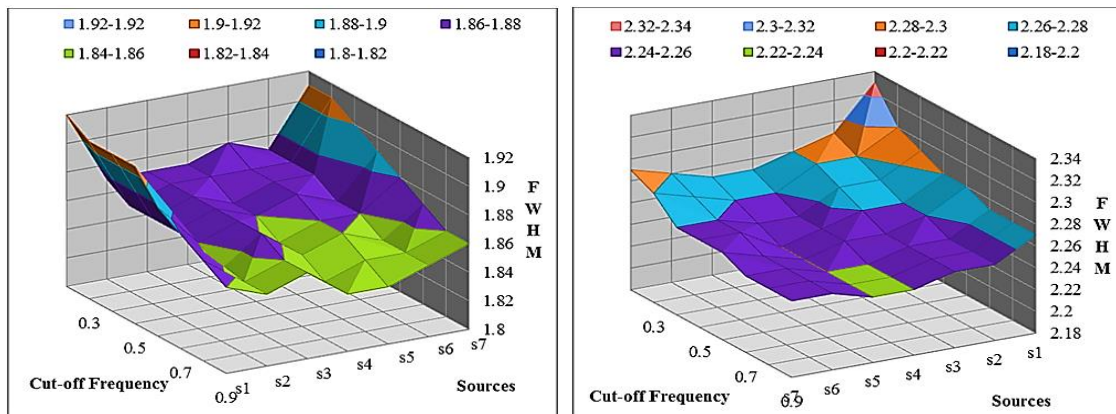
نتایج پراکندگی بیشتری را برای کولیماتور LEHR نشان می‌دهد و اینبار استفاده از فرکانس قطع بالاتر از ۰/۷، مکان چشمه‌ها را با دقت بهتری نشان می‌دهد. بنابراین اگر برای بازسازی از فیلتر مذکور استفاده نماییم تعیین مکان دقیق چشمه‌ها (مخصوصاً چشمه‌های حاشیه‌ای) با اندکی ابهام همراه خواهد بود زیرا مکان نشان داده شده در نمودارها برای چشمه‌های حاشیه‌ای هیچ‌گاه به مقدار واقعی خود نمی‌رسد. در ادامه تعداد پیکسل‌های مربوط به تمام پهنا در نیمه پیشینه (FWHM) منحنی‌های گاوسی برازش یافته بر تصاویر چشمه‌های نقطه‌ای بازسازی شده با فیلتر Ramp در شکل ۲ به تصویر کشیده شده است نمودار فوقانی مربوط به کولیماتور LEHR و نمودار زیرین مربوط به کولیماتور LEGP می‌باشد. و در شکل ۳ نیز نتایج حاصل از اعمال فیلتر Shepp-Logan با کولیماتورهای مختلف به نمایش درآمده است. فیلتری که تصاویر چشمه‌ها را با منحنی تیزتر (FWHM کمتر) ایجاد کند، بعنوان فیلتر ایده آل معرفی می‌شود. نکته‌ای که کاملاً در اشکال ۲ و ۳ مشهود است مقادیر بیشتر FWHM برای چشمه‌های نقطه‌ای قرار داده شده در دو سمت میدان دید (چشمه اول و هفتم) نسبت به سایر چشمه‌ها است که تفکیک فضایی کمتر دورین را در این نواحی نشان می‌دهد. همچنین میزان تغییرات FWHM در این ناحیه‌ها بیشتر است.



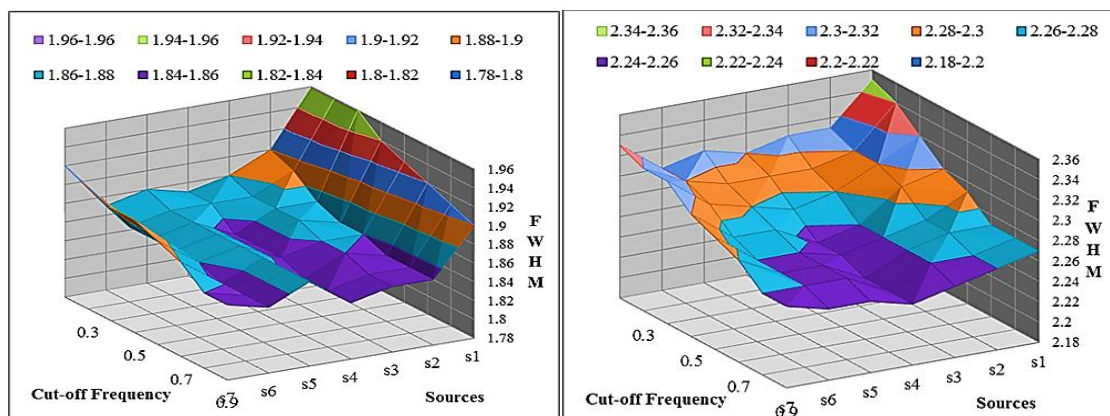
شکل ۱: منحنی تغییرات پیکسل مرکزی هفت چشمه نقطه‌ای برای فیلتر Ramp در تصویربرداری با کولیماتور LEHR (۱) و LEGP (۲). منحنی تغییرات پیکسل مرکزی چشمه‌های نقطه‌ای برای فیلتر Shepp-Logan در تصویربرداری با کولیماتور LEHR (۳) و LEGP (۴).

نتایج مربوط به هر دو فیلتر (شکل ۲ و ۳) نشان می‌دهد که FWHM بدست آمده به کمک استفاده از کولیماتور LEHR همواره بهتر از کولیماتور LEGP است، بصورتیکه بدترین نتیجه بدست آمده توسط کولیماتور LEHR از بهترین نتیجه بدست آمده توسط کولیماتور LEGP همواره بهتر است. از طرفی

دیگر مقایسه نتایج فیلتر Ramp (شکل ۲) در مقایسه با تفکیک فضایی فیلتر Shepp-Logan (شکل ۳) تفکیک بالاتری را برای فیلتر Ramp، تقریباً به اندازه $1/4$ پیکسل نشان می‌دهد. این امر باعث کاهش خطای محوری دوربین مخصوصاً در گوشه‌های میدان دید خواهد شد. در نتیجه می‌توان فیلتر Ramp را فیلتری مناسب‌تر برای بازسازی داده‌های بدست آمده در صورت توزیع گسترده پرتوزایی در میدان دید دوربین معرفی کرد. اما تغییرات این فیلتر برای FWHM تصویر چشمه‌های حاشیه‌ای نسبت به فرکانس قطع برای کولیماتور LEHR بیشتر از سایرین است.



شکل ۲: FWHM تصویر چشمه‌های نقطه‌ای در بازسازی با فیلتر Ramp. تصویربرداری با SPECT تجهیز شده با کولیماتور LEHR (چپ) و LEGP (راست)



شکل ۳: FWHM تصویر چشمه‌های نقطه‌ای در بازسازی با فیلتر Shepp-Logan. تصویربرداری با SPECT تجهیز شده با کولیماتور LEHR (چپ) و LEGP (راست).

نتیجه‌گیری

در تصویربرداری‌های انجام شده، خطای محوری در سرتاسر میدان دید سیستم SPECT، از کولیماتوری به کولیماتور دیگر نتایج متفاوتی را در بر داشت، بنابراین از آنجایی که در آزمون‌های انجام شده شرایط مشابه



19 th Iranian's Nuclear Conference

ای برای هفت چشمه وجود داشت می توان یکی از دلایل تغییرات مشاهده شده روی محور چرخش را به نوع کولیماتور نسبت داد. و از طرفی عدم تقارن موجود در اشکال ۱ حاکی از اندکی نقص مکانیکی در چرخش دوربین است.

نتایج بدست آمده نشان داد که در تصویربرداری از توزیع پرتوزایی گسترده که کل میدان دید دوربین را شامل می شوند (تصویربرداری از کل بدن) نباید از فرکانس های پایین در بازسازی تصویر استفاده کرد زیرا موجب تفکیک پایین تصاویر و همچنین ابهام در مکان واقعی توده به خصوص در لبه های میدان دید می شود و بهترین حالت در بالاترین مقدار برای فرکانس قطع قابل حصول است به ویژه اینکه کولیماتور LEGP مورد استفاده قرار گیرد. اما در تصویربرداری از اندام کوچک مانند قلب استفاده از فرکانس های قطع پایین تاثیر کمتری در تفکیک تصاویر خواهد داشت، با این وجود، برای دستیابی به توان تفکیک بالاتر، استفاده از فرکانس قطع بالاتر پیشنهاد می گردد.

نکته پایانی اینکه برای اجتناب از تولید آرتیفکت ناشی از خطای محور چرخش سیستم SPECT مورد مطالعه، میدان دید مفید دوربین با توجه به نتایج نشان داده شده در اشکال ۱ تا ۳، و ارزیابی نتایج هر یک از ۶۴ پروجکشن در حدود ۲۸۰ میلیمتر تعیین شد.

مراجع:

- [۱]. S. Chry, J. Sorenson, Physics in Nuclear Medicine, ۳rd Edition, Elsevier Health Sciences ۵th Edition, Saunders, Philadelphia, ۲۰۰۳.
- [۲] M. W. Groch and W. D. Erwin, "Single-Photon Emission Computed Tomography in the Year ۲۰۰۱: Instrumentation and Quality Control", J Nucl Med, vol. ۲۹, pp. ۹-۱۵, ۲۰۰۱.
- [۳] IAEA Human Health Series No. ۶: Quality assurance for SPECT systems. Vienna, International Atomic Energy Agency, ۲۰۰۹.
- [۴] P.F. Sharp, H.G. Gemmell, A.D. Murray (Eds.): Practical Nuclear Medicine, ۳th Edition, Springer, London, ۲۰۰۵.
- [۵] M. D.Cerqueira, D. Matsuoka, J. L. Ritchie, and G. D. Harp, "The Influence of Collimators on SPECT Center of Rotation Measurements: Artifact Generation and Acceptance Testing", J. Nucl. Med., vol. ۲۹, pp. ۱۳۹۳-۱۳۹۷, ۱۹۸۸.
- [۶] M. Khalim, Basic Sciences of Nuclear Medicine, Springer, Berlin, ۲۰۱۱.
- [۷] Laerea K.V., Koole M., Lemahieu I., Dierckx R.: Image filtering in single-photon emission computed tomography: principles and applications. Comput. Med. Imag. Grap. ۲۰۰۱, ۲۵, ۱۲۷-۱۳۳.