



## بررسی اثرات تغییرات پنجره انرژی بر تشخیص کیفی توده‌های قرار گرفته در نواحی

### مختلف قلب به کمک تکنیک SPECT

پیوند، طاهرپرور\*؛ علیرضا، صدرممتاز

دانشگاه گیلان، دانشکده علوم، گروه فیزیک

چکیده:

SPECT یک تکنیک تصویربرداری بر اساس تزریق یک رادیوداروی گسیلنده گاما به بدن بیمار است که امروزه به عنوان یکی از مهمترین روش‌ها در تشخیص توده‌های شکل گرفته در عضله قلبی محسوب می‌گردد. در این راستا به کمک طراحی و ساخت فانتوم قلب استاندارد، به بررسی چگونگی تأثیر تغییر پنجره انرژی آشکارساز دوربین بر روی تشخیص توده‌های موجود در نواحی متفاوت فانتوم قلب به کمک یک دوربین SPECT دو سر، به کمک معیارهایی مانند کنتراست و نسبت سیگنال به نویز، پرداخته شده است و نتایج به دست آمده در مقایسه چرخش کامل دوربین در عوض چرخش متداول ۱۸۰ درجه ای آن بررسی شده است.

واژه‌های کلیدی: SPECT - پنجره انرژی - فانتوم قلب

#### ۱- مقدمه

بی‌تردید، امروزه برش نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون (SPECT) به عنوان یکی از مهمترین روش‌ها در تصویربرداری بالینی در ایران محسوب می‌شود که در واقع یکی از مهمترین کاربردهای صلح آمیز انرژی هسته ای در بخش پزشکی است. تکنیک SPECT بر اساس اندازه گیری تابش پرتو گاما از سوی توزیع رادیونوکلئید جای گرفته در بدن است. بدین صورت که با چرخش دوربین گاما حول بیمار و ثبت پرتوها، نگاره‌هایی توسط مجموعه ای از خطوط پاسخ در هر زاویه، بدست می‌آید. سپس به کمک روش‌های بازسازی، توزیع سه بعدی تمرکز رادیونوکلئید در بدن بیمار به کمک نگاره‌های ثبت شده در رایانه دستگاه به نمایش گذارده می‌شود. انواع متفاوتی از روش‌های بازسازی در این زمینه مطرح هستند که روش نگاره برگشتی (FBP) و مدل‌های آماری بر اساس الگوریتم تکرار دو طبقه عمده از آن محسوب می‌شوند [۱]. با وجود ارائه روش‌های جدیدی از بازسازی تصویر [۳]، [۲] روش FBP به دلیل سرعت و اجرای آسان آن هنوز به طور گسترده ای استفاده می‌شود [۴]. یکی از شیوه‌های موثر در روش FBP برای ارتقاء کیفیت تصویر، استفاده از فیلترهای هموارسازی است. از طرفی دیگر، حذف رویدادهای پراکنده به کمک روش‌های سخت افزاری مانند استفاده از باریکه‌سازهای مختلف و نیز تغییر در نحوه



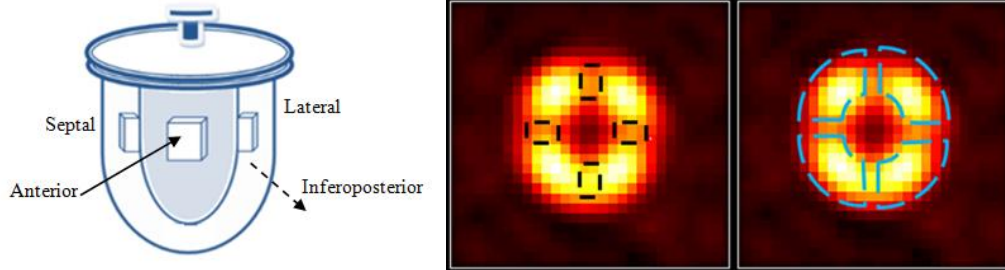
پذیرش رویدادها در الکترونیک آشکارسازی به کمک تغییر پنجره انرژی نیز امکانپذیر است [۵]. در واقع با افزایش پهنای پنجره انرژی، وقایع ثبت شده در دوربین SPECT افزایش خواهند یافت، البته این امر افزایش ثبت رویدادهای پراکنده را نیز به دنبال خواهد داشت که شامل رویدادهای پراکنده تولید شده نیز خواهد بود. به صورت دقیقتر، افزایش پنجره انرژی اگرچه در ظاهر به حذف رویدادهای پراکنده و بهبود کیفیت تصویر کمک می‌نماید اما در مقابل، این حذف منجر به کاهش حساسیت سامانه گشته که در قبال آن کاهش کیفیت تصویر را شاهد خواهیم بود. از طرفی دیگر، ماهیت تصادفی واپاشی هسته‌ای، دقت محدود سیستم‌ها و آمار کم تعداد فوتون‌های تشکیل دهنده تصویر در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای نیز این مشکل را دو چندان می‌کند.

یکی از مهمترین و رایجترین کاربردهای سیستم‌های تصویربرداری SPECT در تشخیص بیماری سرخرگ‌های عضله قلب به کمک تصویربرداری پرفیوژن قلب توسط رادیوداروهایی مانند  $^{99m}\text{Tc}$ -tetrofosmin،  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi و یا  $^{201}\text{Tl}$  است که تقریباً هر روزه در مراکز پزشکی هسته‌ای صورت می‌پذیرد. قلب مخروطی شکل بصورت کیسه‌ای عضلانی تقریباً در وسط فضای سینه، ابتدا در دل اسفنج متراکم و وسیعی مملو از هوا یعنی ریه‌ها جای گرفته که این امر مسبب افزایش فوتون‌های پراکنده و در پی آن، از دست رفتن کنتراست ضایعات و فقدان قدرت تفکیک در تصاویر SPECT قلب می‌باشد. با توجه به محل جایگیری قلب در بدن، پروتکل در نظر گرفته شده برای تصویربرداری از قلب، اکتساب تصاویر در  $180^\circ$  درجه ثبت می‌شود [۵]. این پروتکل با توجه به توصیه‌های همگانی برای صرفه جویی در حافظه رایانه، کاهش زمان شمارش جمع‌آوری و با در نظر داشتن بهترین کیفیت برای تصاویر، تقریباً در تمام مراکز تصویربرداری هسته‌ای در مطالعه قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد که کمک شایانی در بهبود روند تصویربرداری را به دنبال خواهد داشت زیرا در طول تصویربرداری بیمار باید بدون هر گونه حرکتی و ثابت باشد. تصاویر مربوط به تصویربرداری هسته‌ای قلب معمولاً در سه برش محور کوتاه و محور بلند افقی و عمودی مورد بررسی پزشک قرار می‌گیرد تا نواحی ای با آهنگ شمارش کمتر (معرف توده قرار گرفته در آن ناحیه) در تصاویر بازسازی شده را شناسایی کرده و با درمان به موقع توده به وجود آمده، از پیشرفت بیماری و خطرات بعدی پیشگیری شود. در مجموع با توجه به موارد یاد شده، در این مقاله به بررسی اثرات تغییر پنجره انرژی بر روی میزان مشاهده پذیری توده‌هایی قلبی در نواحی متفاوت فانتوم قلب ساخته شده، پرداخته‌ایم، و از طرفی دیگر، میزان اثرات نوع چرخش دوربین (چرخش  $180^\circ$  درجه ای به جای چرخش کامل دوربین) در پنجره‌های انرژی متفاوت، مورد مطالعه قرار گرفته است.

## ۲- روش کار

به منظور مقایسه دقیق نتایج مربوط به توده‌های قرار گرفته در نواحی متفاوت قلب، و به دلیل عدم امکان خرید فانتوم قلب به دلیل تحریم‌های موجود و قیمت نسبتاً بالای آن، فانتوم فیزیکی شبیه ساز بطن چپ قلب طراحی و ساخته شد. این فانتوم از دو تیوب هم محور ساخته شده که فضای بین دو تیوب، دیواره بطن چپ قلب یک انسان بزرگسال را شبیه‌سازی می‌نماید. حجم این ناحیه در حدود ۱۲۰ میلی‌لیتر است که در واقع میزان متوسط حجم خونی است که در بافت عضلانی قلب جایی می‌گیرد. در در وهله اول میزان حجم آب جای گرفته در این فانتوم با توجه به هندسه خاص فانتوم مذکور، آن را تأیید می‌نمود. و در مرحله دوم، مطالعه SPECT این فانتوم به کمک  $^{99m}\text{Tc}$  و بدون قرار گرفتن هیچ توده‌ای در آن (معادل یک قلب سالم) انجام گشت که تصویر بدست آمده از نظر یکنواختی و مشابهت با تصویر قلب سالم، مورد تأیید پزشک متخصص قرار گرفت.

در ادامه، به منظور بررسی همزمان اثرات چرخش و پنجره انرژی بر روی تصاویر بازسازی شده از SPECT فانتوم قلب برای توده‌های قرار گرفته در نواحی مختلف آن، از توده‌هایی از جنس پلکسی گلاس با ابعاد مشخص در نواحی متفاوت فانتوم استفاده شد. مطابق شکل ۱-چپ، ۴ توده مستطیلی شکل، به طول و عرض ۲۰ میلی‌متر و ضخامت ۸ میلی‌متر، در چهار منطقه فانتوم شامل Septal، Anterior، Lateral و Inferoposterior در دیواره داخلی دیواره فانتوم قرار داده شدند. سپس فانتوم با ۱ میلی کوری از  $^{99m}\text{Tc}$  پر شده و بر روی تخت سامانه SPECT مدل ADAC EPIC Vertex قرار داده شد. به کمک شعاع چرخش ۲۱ سانتی‌متری و باریکه‌ساز کم انرژی با توان تفکیک بالا تصویربرداری آغاز گشت. از پروتکلی مشابه با پروتکل قلب استفاده شد، اما عرض پنجره انرژی ۱۵٪، ۲۰٪ و ۲۵٪ در سه مرحله از آزمایش مورد استفاده قرار گرفت. مرحله چهارمی نیز برای این آزمایش صورت گرفت که در آن، از مدار ۳۶۰ درجه و پنجره ۲۰٪ با سایر پارامترهای یکسان در تصویربرداری استفاده گشت. نتایج به کمک فیلتر باترورت بازسازی گشته و تصاویر مورد پردازش قرار گرفت. به منظور بررسی نتایج، برای هر توده قرار داده شده در فانتوم، تقسیم بندی‌هایی شامل نواحی مربوط به قسمت طبیعی قلب و قسمت مربوط به ناحیه قرار گرفته توده در تصویر برش عرضی از فانتوم به کمک رسم ناحیه مورد نظر (ROI) انجام شد. بدین صورت که مطابق شکل ۱-راست، چهار ROI به شکل هندسی مربع‌های هم اندازه بر روی نواحی‌ای که توده قرار گرفته و چهار ROI به صورت دیسک ناقص در تصویر برش عرضی از فانتوم رسم گشته و سپس به کمک نرم‌افزار دستگاه، تعداد شمارش ثبت شده و مقدار متوسط شمارش در هر یک از نواحی ثبت شد. سپس کنتراست و نسبت سیگنال به نویز (SNR) توده‌ها در تصویر محاسبه گشت.

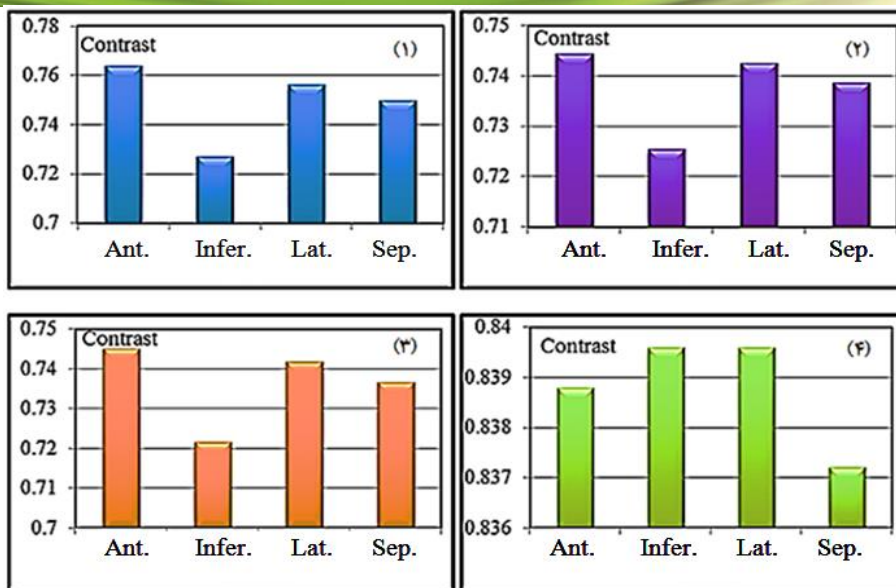


شکل ۱- نمای فانتوم قلب و نحوه قرار گرفتن و مکان توده‌ها در فانتوم قلب (چپ)، نمایش ROI های رسم شده بر تصویر برش محور کوتاه (راست)

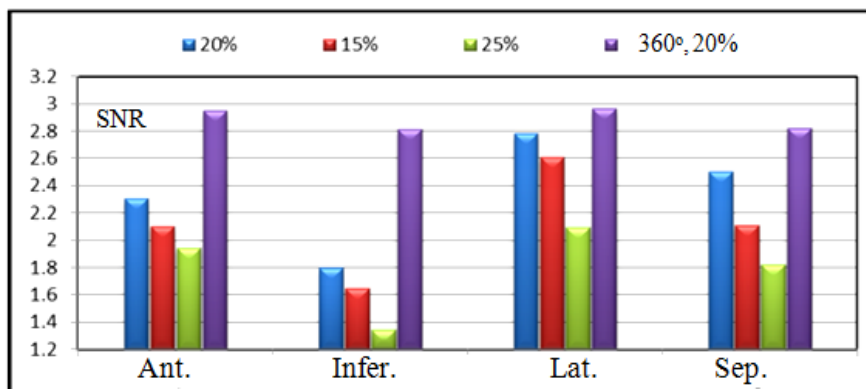
### ۳- نتایج و بررسی نتایج

نتایج حاصل از کنتراست تصویر توده‌ها در نمودارهای موجود در شکل ۲ نشان داده شده است. نمودارهای مربوط به مدار ۱۸۰ درجه نشان می‌دهد که بهترین نتیجه مربوط به توده Anterior (شکل ۲-۱، ۲ و ۳) است؛ و پس از آن، تصاویر مربوط به توده Septal و Lateral بهترین نتایج را تولید می‌کنند. نمودارها نشان می‌دهد که بدترین نتایج متعلق به توده Inferoposterior است که کمترین مقدار را برای کنتراست در نمودارها و در تمام پنجره‌های انرژی با استفاده از مدار ۱۸۰ درجه تولید می‌کند. اما نتایج به دست آمده با استفاده از مدار ۳۶۰ درجه (شکل ۲-۴) تا حدودی متفاوت از مدار چرخش ۱۸۰ درجه است. نتایج نشان می‌دهد که نتایج مربوط به چهار توده بسیار به یکدیگر نزدیک است. علاوه بر این، کنتراست‌های محاسبه شده در این وضعیت بسیار بهتر از حالت قبل است. مقایسه بین نتایج به دست آمده با استفاده از مدار ۱۸۰ درجه نشان می‌دهد که بهترین نتایج مربوط به پنجره انرژی از ۲۰٪ است. نتایج بدست آمده برای پنجره‌های انرژی ۱۵٪ و ۲۵٪ بسیار به یکدیگر نزدیک هستند، اما نتایج پنجره انرژی ۲۵٪ کمی بهتر از سایرین است.

نتایج SNR مربوط به تصویر چهار توده در پنجره‌های انرژی مختلف (شکل ۳) نشان می‌دهد که SNR تصویر توده Lateral می‌تواند بهترین نتیجه را تولید می‌کند و بدترین نتایج متعلق به توده inferoposterior است و رفتار نتایج به دست آمده با استفاده از مدار چرخشی ۱۸۰° مشابه است. از سوی دیگر، همانطور که در نمودارها نشان داده شده است، در تمامی شرایط، نتایج به دست آمده با استفاده از یک مدار کامل، بهتر از یک مدار ۱۸۰° است. و مقایسه بین نتایج به دست آمده در یک مدار چرخشی ۱۸۰° نشان از برتری پنجره انرژی ۲۰٪ و پس از آن، متعلق به پنجره ۱۵٪ است. نزدیک شدن نتایج مربوط به توده inferoposterior به نتایج به دست آمده برای سایر توده‌ها با انتخاب چرخش کامل دورین از موارد قابل توجه است.



شکل ۲- نمودار کنتراست تصاویر مربوط به توده‌های Anterior، Septal، Inferoposterior و Lateral بدست آمده به کمک پنجره انرژی (۱) ۲۰٪، (۲) ۲۵٪ و (۳) ۱۵٪ در مدار ۱۸۰° و در مدار ۳۶۰° (د).



شکل ۳- نمودار SNR تصاویر مربوط به توده‌های Anterior، Septal، Inferoposterior و Lateral بدست آمده به کمک پنجره‌های انرژی نشان داده شده

#### ۴- بحث و بررسی

در مجموع، نتایج بدست آمده در تصویربرداری همزمان از چهار توده قرار گرفته در فانتوم قلب، حاکی از آن است که کنتراست و SNR تشخیص توده واقع در محل‌های مختلف دیواره قلب، به ویژه در منطقه Inferoposterior، به طور قابل توجهی متأثر از عرض پنجره انرژی و نوع مدار چرخش است. نتایج به دست آمده با استفاده از مدار ۱۸۰° نشان می‌دهد که بهترین کنتراست تشخیص توده، مربوط به نواحی Lateral، Anterior و Septal فانتوم، است. در حالی که در چرخش ۳۶۰°، نتایج حاصل از توده‌های مختلف تقریباً شبیه



به یکدیگر است. بنابراین، نتایج ضعیف‌تر به دست آمده با استفاده از مدار  $180^\circ$  توده Inferoposterior را می‌توان به نوع چرخش سر دوربین در اطراف فانتوم (مطابق با پروتکل بین‌المللی برای SPECT عضله قلبی) نسبت داد. بنابراین، در موارد مطالعه بالینی در SPECT قلب، تشخیص توده در این ناحیه با دشواری بیشتری همراه خواهد بود که البته قرار گرفتن این قسمت در ناحیه ای عمیق‌تر در بافت بدن نیز بر این تشخیص نادقیق می‌افزاید. در واقع، اگرچه چرخش کامل این دوربین را با استفاده از یک مدار  $360^\circ$  می‌تواند کنتراست تشخیص چهار توده، به خصوص توده Inferoposterior را تا حدی بهبود بخشد، اما در این وضعیت، از طرفی زمان اکتساب داده‌ها، دو برابر زمان مورد نیاز نسبت به پروتکل توصیه شده است و از طرفی دیگر، به علت تضعیف بیشتر فوتون‌ها در گذر از بافت بیشتری از بدن، اندکی تنزل کیفیت را در نگاره‌های اکتسابی شاهد خواهیم بود. هر چند نتایج مربوطه به دلیل عدم فرارگیری محیط پراکنده کننده، اندکی با موارد بالینی متفاوت است اما به صورت کلی نتایج ضعیف‌تر برای توده زیرین و تغییرات نوع چرخش بر نتایج با تصحیحات جزئی قابل پذیرش است. از طرفی دیگر، نتایج نشان می‌دهد که اگر چه یک پنجره باریک‌تر منجر به طرد فوتون‌های پراکنده بیشتری می‌گردد، اما باعث کاهش حساسیت سامانه نیز می‌گردد. بنابراین، تعداد شمارش‌ها به ازای هر پیکسل کاهش می‌یابد، و نویز تولید شده به سبب توزیع پواسون رویدادهای ثبت شده را افزایش می‌دهد. از سوی دیگر، با افزایش پنجره انرژی، اگر چه ظرفیت پذیرش حوادث پراکنده (حساسیت سامانه) افزایش می‌یابد، اما وجود وقایع نادرست در رویدادهای ثبت شده باعث تاری تصویر و کاهش توان تفکیک فضایی تصاویر بازسازی شده می‌گردد. بنابراین پنجره  $20\%$  تعادلی بین طرد رویدادهای غیر سالم و حفظ حساسیت تصویر را در مقایسه با پنجره های انرژی ۱۵ و ۲۵ درصدی نشان می‌دهد.

## مراجع

- [۱] P. Bruyant, "Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT", journal of nuclear medicine, Vol. ۴۳, No ۱۰, pp. ۱۳۴۸-۱۳۵۴, ۲۰۰۲.
- [۲] L. A. Kunyansky, "A new SPECT reconstruction algorithm based on the Novikov explicit inversion formula", Inverse Problems, Vol. ۱۷, pp. ۲۹۳-۳۰۶, ۲۰۰۱.
- [۳] T. Zeniya, H. Watabe, T. Aoi, K. M. Kim, N. T. Teramoto, Hayashi, A. Sohlberg, H. Kudo and H. Iida, "A new reconstruction strategy for image improvement in pinhole SPECT", European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Vol. ۳۱, pp. ۱۱۶۶-۱۱۷۲, ۲۰۰۴.
- [۴] A. C. Kak, "Image reconstruction from projection in: (Ed.) M. Ekstrom, Digital Image Processing Technique", Academic Press, New York, ۱۹۸۴.
- [۵] S. Cherry, J. Sorenson and M. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine", ۳rd Edition, Elsevier Health Sciences ۵th Edition, Saunders, Philadelphia, ۲۰۰۳.