

Motion Correction in Myocardial SPECT Imaging Using Polynomial Curve Modeling

Iraj Mohammadi¹,
Hossein Rajabi²,
Majid Pouladian¹,
Mahdi Sadeghi³,
Alireza Shirazi⁴

¹ Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

² Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

³ Agricultural, Medical & Industrial Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Karaj, Iran

⁴ Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, Faculty of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received July 21, 2012 ; Accepted November 13, 2012)

Abstract

Background and purpose: Patient motion during myocardial perfusion SPECT can produce artifacts in reconstructed images which might affect clinical diagnosis. This paper attempts to present a new approach for the detection and correction of cardiac motion utilizing the data obtained during the imaging process.

Materials and methods: Our method quantifies motion through polynomial curves modeling onto the 1D vectors corresponding to image frames obtained in summed profiles. To evaluate our method, physical sources and NCAT phantom were intentionally moved 1, 2 and 3 pixels at early, mid and late stages of data acquisition. The full width at half maximum (FWHM) values, the maximum count in the reconstructed image of physical sources, and maximum count in the myocardial wall in 360° view from cardiac perspective were compared with motion-free condition before and after motion correction.

Results: Depending on the amount of motion and time of motion occurrence, the FWHM of point source changed from 5.56% to 37.49% compared to the motion-free condition while the relative change of FWHM for these sources changed from 0.8% to 1.84% after correction. The observed changes for maximum count in reconstructed images of point sources were from 1.91% - 21.33% which decreased to 0.13%-0.76% after motion correction. The corresponding changes for extended sources were 1.09%- 21.76% which reduced to 0.06%-0.45% after applying motion correction. In addition, the results showed that the distribution of radioactivity in the cardiac wall for the corrected image are very similar to the real values while the same values in the reconstructed image significantly differed from the original in which motion occurred during imaging.

Conclusion: Our method detected and corrected cardiac motion during SPECT imaging through curve fitting of a polynomial onto the 1D vector values corresponding to image frames. Therefore, image misinterpretation can be avoided by correcting motion artifacts.

Keywords: Cardiac SPECT, motion artifact, polynomial curve modeling, motion detection

اصلاح حرکت در تصویربرداری اسپکت میوکارد با استفاده از مدل سازی منحنی چند جمله ای

ایرج محمدی^۱
حسین رجبی^۲
مجید پولادیان^۱
مهدی صادقی^۳
علیرضا شیرازی^۴

چکیده

سابقه و هدف: حرکت بیمار طی تصویربرداری اسپکت پرفیوژن میوکارد می تواند باعث بروز آرتیفکت در تصاویر بازسازی شده شود و به نوبه خود می تواند روی تشخیص کلینیکی تأثیر بگذارد. هدف این تحقیق ارائه روشی برای تشخیص و تصحیح حرکت قلب با استفاده از داده های حاصل از سیستم تصویربرداری است.

مواد و روش ها: کمی سازی حرکت قلب با استفاده از مدل سازی منحنی های چند جمله ای بر بردارهای یک بعدی متناظر با فریم های تصویربرداری در پروفایل مجموع یابی شده انجام شد. برای ارزیابی روش، چشمه های فیزیکی و فانتوم NCAT در اوایل، اواسط و اواخر داده برداری به میزان ۱، ۲ و ۳ پیکسل جابه جا شدند. مقادیر پهنای کامل در نصف ارتفاع ماکزیمم (FWHM) و ماکزیمم شمارش موجود در تصویر بازسازی شده چشمه های فیزیکی و هم چنین ماکزیمم شمارش در دیواره عضله میوکارد در نمای ۳۶۰ درجه بر حسب منظر دید از محور قلب، قبل و پس از تصحیح حرکت نسبت به حالت بدون حرکت مقایسه شدند.

یافته ها: بسته به شدت و زمان وقوع حرکت، FWHM چشمه نقطه ای از ۵/۵۶ درصد تا ۳۷/۴۹ درصد نسبت به حالت بدون حرکت تغییر کرد در حالی که تغییر نسبی FWHM این چشمه پس از تصحیح حرکت از ۰/۸ درصد تا ۱/۸۴ درصد بوده است. این مقادیر برای ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه نقطه ای از ۱/۹۱ درصد تا ۲۱/۳۳ درصد بود که پس از تصحیح حرکت به ۰/۱۳ درصد تا ۰/۷۶ درصد کاهش یافت. مقادیر اخیر برای چشمه گسترده از ۱/۰۹ درصد تا ۲۱/۷۶ درصد بود که پس از تصحیح حرکت به ۰/۰۶ درصد تا ۰/۴۵ درصد کاهش یافت. هم چنین نتایج نشان داد که توزیع اکتیویته در دیواره عضله میوکارد در تصویر تصحیح شده به مقدار واقعی در تصویر قبل از اعمال حرکت نزدیک است در حالی که این مقدار در تصویر بازسازی شده که در آن، طی تصویربرداری حرکت رخ داده، به طور قابل ملاحظه ای با مقدار واقعی اختلاف دارد.

استنتاج: با روش پیشنهادی ما حرکت قلب در تصویربرداری اسپکت، با استفاده از داده های حاصل از سیستم تصویربرداری و به روش مدل سازی منحنی چند جمله ای محاسبه می شود و بدین ترتیب آرتیفکت ناشی از حرکت تصحیح می شود تا از تفسیر اشتباه ناشی از آرتیفکت حرکتی جلوگیری شود.

واژه های کلیدی: اسپکت قلب، آرتیفکت حرکتی، مدل سازی منحنی چند جمله ای، آشکارسازی حرکت

مقدمه

اسکن پرفیوژن میوکارد با استفاده از سیستم
برش نگاری کامپیوتری گسیل تک فوتونی SPECT
(Single Photon Emission Computed Tomography) برای تشخیص بیماری عروق کرونر قلب به کار می رود تا

مؤلف مسئول: ایرج محمدی - تهران: دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی پرتونوژیکی E-mail: imohammadi@farabi.tums.ac.ir

۱. گروه مهندسی پرتونوژیکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران

۲. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۳. پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، کرج، ایران

۴. گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۴/۳۱ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۱/۷/۱۶ تاریخ تصویب: ۱۳۹۱/۸/۲۳

میزان و کیفیت خون رسانی را به قلب در سطوح مختلف بررسی کند. این بررسی نیاز به زمان نسبتاً طولانی در محدوده ۵ تا ۳۰ دقیقه دارد. طی این زمان طولانی، برای اطمینان از کیفیت مناسب تصویر، بیمار باید در حین تصویربرداری بدون حرکت بوده، در جای خود ثابت باشد. اما حرکت بیمار به طور مکرر در کاربردهای کلینیکی گزارش شده است (۳-۱). حرکت بیمار را می توان به دو گروه تقسیم کرد: حرکات ارادی و حرکات غیر ارادی. حرکات ارادی عبارتند از حرکات غیر قابل پیش بینی که هنگام داده برداری اتفاق می افتد و حرکات غیر ارادی شامل حرکت ارگان‌ها مثل خزش رو به بالای قلب هنگام آزمون استرس قلب و حرکات تنفسی می باشد. اثرات این حرکات عبارتند از کاهش قدرت تفکیک در یک اسکن منفرد از طریق افزایش پهنای کامل در نصف ارتفاع ماکزیمم (Full Width at Half Maximum) FWHM، از دست رفتن حساسیت از طریق کم شدن شدت پیکسل‌ها یا کاهش شمارش بر پیکسل داده. آرتیفکت حرکتی در تصویر بازسازی شده قلب باعث تخریب کیفیت تصویر به روش‌های رگه رگه کردن تصویر، تکه تکه کردن مرزها و تخریب شکل اشیاء تصویر می شوند. آرتیفکت‌های حرکتی در تصاویر بازسازی شده به صورت لکه‌ای در اطراف بطن چپ (Hurricane sign) در نمای محور کوتاه و نقص‌هایی در دو راستای مخالف هم در دیواره عضله بطن چپ در ناحیه رأس قلب و به طور متناظر در نماهای محورهای بلند افقی و قائم قلب ظاهر می شوند. همچنین در برش محور کوتاه قلب در ناحیه قاعده قلب یک حفره بیضوی دراز مشاهده می شود. آرتیفکت‌های تصویری می توانند تشخیص پزشکی را با خطا مواجه کنند. گزارش شده است که ۱۰ تا ۲۰ درصد موارد از تمام تصویربرداری اسپکت قلب تحت تأثیر حرکت بیمار قرار گرفته است و تا ۴ درصد موارد باعث تفسیر اشتباه تصاویر پرفیوژن میوکاردا شده است. عدم تصحیح حرکت بیمار، نیاز به تصویربرداری مجدد

از بیمار دارد که در چنین مواردی علاوه بر ایجاد مشکل برای بیمار و افزایش حجم کار بخش، افزایش دوز جذبی بیمار نیز ممکن است قابل توجه باشد. به علاوه امکان وقوع حرکت در تصویر دوم نیز منتفی نیست. بنابراین پس از آشکارسازی حرکت و تأیید وقوع حرکت از سوی بیمار، در صورت امکان و با توجه به دیگر فاکتورهای مؤثر بر تصویر و نیز امکانات مرکز تصویربرداری از لحاظ وقت انجام کار بهتر است بلافاصله تصویربرداری را تکرار کرد اما به دلیل برخی محدودیت‌های مربوط به زمان مناسب تصویربرداری پس از تزریق رادیودارو و امکانات مرکز تصویربرداری برای پاسخ‌گویی به تعداد زیاد بیماران و هم‌چنین ناراحتی و عدم رضایت و همکاری مناسب از سوی بیماران برای تصویربرداری دوباره، استفاده از روش‌های اصلاحی ضرورت می‌یابد (۷-۴).

چندین روش برای آشکارسازی و تصحیح حرکت در مطالعات اسپکت معرفی شده‌اند. با محاسبه میزان همبستگی تقاطعی بین فریم‌های تصویربرداری شده، تعیین محل قلب حرکتی اندازه‌گیری شد (۸). روش مربعات واگرا که در آن مرکز قلب به صورت مرکز یک مربع استاندارد شده تعریف می‌شود ارائه شد. در این روش مرکز قلب در تصاویر متوالی ردیابی و دنبال می‌شود و تصویر به اندازه جابه‌جایی‌های اندازه‌گیری شده، برعکس شیفت داده می‌شوند. تضعیف و نویز باعث کاهش دقت این روش می‌شود و در این روش لازم است که COR^۱ با دقت تعیین شود (۹). در روش دیگری به نام الگوریتم فلوی اپتیکی، بردار سرعت دو بعدی برای هر پیکسل از توالی تصاویر گرفته شده توسط دوربین (یا هر عنصر از ماتریس تصویر)، حرکت آن المان از ماتریس تصویر را بین دو فریم متوالی توصیف می‌کند. نتایج حاصل از اعمال این الگوریتم به داده‌های تصویربرداری اسپکت از یک بیمار به دلیل گسترده بودن چشمه به میزان قابل توجهی از میزان واقعی انحراف نشان داده

1. Center of Rotation

است (۱۱،۱۰). روش استفاده از دستگاه اسپکت چند سر و داده برداری ۳۶۰ درجه‌ای (۱۲) و روش اسکن دوگانه (۱۳) نیز برای تشکیل داده‌های عاری از حرکت ارائه شدند. با استفاده از تعیین مرکز جرم تلاش شد تا حرکت تنفسی قلب تصحیح شود (۱۴). در مطالعه دیگری، تابع همبستگی تقاطعی برای آشکارسازی اتوماتیک حرکت در فریم‌های به دست آمده مورد بررسی قرار گرفت (۱۵). همچنین از همبستگی تقاطعی لینوگرام/ سینوگرام، برای تعیین حرکت در تصویربرداری صفحه‌ای و اسپکت استفاده شد (۱۶). علاوه بر این روش تعیین همبستگی فازی برای آشکارسازی حرکت در جهت عمود بر سیستم آشکارساز ارائه شد (۱۷).

علاوه بر این روش‌ها که بر مبنای داده‌های حاصل از سیستم تصویربرداری بودند، روش‌های دیگری که در آن‌ها از سیستم‌های جانبی برای تشخیص میزان حرکت استفاده می‌شوند نیز توسعه داده شده‌اند. از جمله این روش‌ها می‌توان به استفاده از دوربین‌های مادون قرمز و نشانگرهای منعکس کننده این امواج که متصل به بدن بیمار می‌شود (۱۸، ۱۹) و استفاده از نشانگرهای اپتیکی و دوربین‌های CCD اشاره کرد (۲۰، ۲۱). هم‌چنین در مطالعه دیگری با تشکیل الگویی بر روی صورت بیمار به وسیله نور گسیل شده از یک پرتوافکن و ثبت تصویر در دوربین عکسبرداری بدون استفاده از نشانگر بر روی سر بیمار، حرکت بیمار اندازه‌گیری شد (۲۲). اما با استفاده از این سیستم‌های جانبی حرکت ارگان در داخل بدن قابل اندازه‌گیری نیست.

در این مطالعه، پروفایل مجموع یابی شده از روی اطلاعات فریم‌های تصویربرداری شده محاسبه شد. حرکت قلب در تصویربرداری توموگرافی با استفاده از سیستم اسپکت، بر اساس منحنی چند جمله‌ای مدل شده بر روی بردارهای متناظر با فریم‌های متوالی به دست آمد. با اعمال حرکت‌های ساختگی به چشمه‌های فیزیکی و فانتوم قفسه سینه روش مورد ارزیابی و در نهایت، میزان وقوع حرکت در دو مرکز پزشکی

هسته‌ای و با دو سیستم اسپکت تک سر و دو سر مورد مطالعه قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

پروتکل تصویربرداری در آزمایش‌های مختلف با پروتکل تصویربرداری که به‌طور جامع در مراکز پزشکی هسته‌ای انجام می‌شود، با تقریب بسیار بالایی یکسان بود. این پروتکل از آخرین رویه کار منتشر شده (در سال ۲۰۱۰) توسط انجمن امریکایی قلب شناسی هسته‌ای (American Society of Nuclear Cardiology) ASNC اقتباس شده است (۲۳). تصویربرداری در ۳۲ فریم در مدت توقف - حرکت در کمان ۱۸۰ درجه‌ای انجام شد. مدت زمان توقف در هر فریم ۲۰ تا ۳۰ ثانیه تنظیم شد. از ماده رادیواکتیو تکنسیوم (Tc-99m) استفاده شد و کالیماتور مورد استفاده از نوع انرژی پایین با رزولوشن بالا LEHR (Low Energy High Resolution) بود. ابتدا از چشمه نقطه‌ای که کره‌ای به قطر ۲ میلی‌متر و هم‌چنین از چشمه گسترده که کره‌ای به قطر ۳۷ میلی‌متر بود بدون اعمال هیچ‌گونه حرکتی تصویربرداری شد و سپس با تصویربرداری با اعمال حرکت‌های ساختگی انجام شد. برای شبیه‌سازی تصویربرداری قلب از فانتوم قفسه سینه NCAT (NURBS-Based Cardiac-Torso) استفاده شد. ابعاد فانتوم $128 \times 128 \times 128$ پیکسل و اندازه هر پیکسل ۳ میلی‌متر مکعب تنظیم شد. پروتکل تصویربرداری از فانتوم NCAT نیز مانند پروتکل مورد استفاده در مورد چشمه‌های فیزیکی ساخته شده انتخاب شد که تقریباً همان پروتکل روتین مورد استفاده در مرکز پزشکی هسته‌ای در مورد قلب می‌باشد. میدان دید دوربین 38×38 سانتی‌متر و بزرگ‌نمایی برابر با ۱ بوده است. دو نوع ماتریس که نوعاً در تصویربرداری اسپکت مورد استفاده قرار می‌گیرند عبارتند از ماتریس 128×128 و ماتریس 64×64 در حالت ایده آل ابعاد پیکسل باید کمتر از یک سوم پهنا در نیم ماکزیمم (FWHM) باشد که در مرکز چرخش برای ایزوتوپ

مورد استفاده در تصویربرداری اندازه گیری می شود و شامل اثرات کالیماتور و شعاع چرخش است. فریم های صفحه ای حاصل از تصویربرداری در ابعاد 64×64 و 28×128 با اندازه پیکسل $5/94$ و $2/97$ میلی متر تشکیل شدند. ابتدا از چشمه ها و فانتومها بدون اعمال هیچ گونه حرکتی تصویربرداری شد. سپس این چشمه ها و فانتومها، مطابق الگوی تعریف شده به میزان ۱، ۲ و ۳ پیکسل، در اوایل (ابتدای فریم ۸)، اواسط (ابتدای فریم ۱۶) و اواخر (ابتدای فریم ۲۴) داده برداری، به میزان ۶ میلی متر (تقریباً ۱ پیکسل) و ۱۲ میلی متر (تقریباً ۲ پیکسل) و ۱۸ میلی متر (تقریباً ۳ پیکسل) جابه جا شدند.

هم چنین داده های حاصل از تصویربرداری توموگرافی از قلب بیماران واقعی از بانک اطلاعاتی دو مرکز پزشکی هسته ای استخراج و روش آشکارسازی و تصحیح حرکت بر روی آنها اعمال شد. برای بررسی کیفی وقوع حرکت، همه فریم های تصویر در مد سینمایی نمایش داده می شود. ابتدا ناحیه مورد نظر ROI (Region of Interest) انتخاب می شود تا فقط اطلاعات مربوط به قلب بررسی شود. در برنامه ما، رسم خطوط راهنما کمک می کند تا بتوان وقوع حرکت را به صورت بصری بررسی کرد. علاوه بر این برای تعیین زمان وقوع حرکت و هم چنین تعیین اندازه حرکت پروفایل های مجموع یابی شده در دو راستای عمود بر هم محاسبه شدند. چون با وقوع حرکت هنگام تصویربرداری، داده هایی که در ماتریس در موقعیت i و j ثبت می شدند، اکنون در موقعیت دیگری ثبت می شوند. این امر باعث می شود بین تصویری که تا زمان قبل از حرکت تهیه شده بود و تصویری که بعد از حرکت تهیه می شود، یک تأخیر ایجاد شود.

در راستای محور شمارش i ، تأخیر در جهت محور شمارش j برابر با صفر و در راستای محور شمارش j تأخیر در جهت محور شمارش i برابر صفر است. چون تصویر یک بردار روی بردار عمود بر آن صفر می شود. لذا تأخیر در راستای محور شمارش i تأثیری بر تعیین

میزان حرکت در راستای محور شمارش j ندارد و بر عکس تأخیر در راستای محور شمارش j تأثیری بر تعیین میزان حرکت در راستای محور شمارش i نخواهد داشت. پس اگر تمام عناصر ماتریس که در یک سطر یا ستون یکسان باشند را با هم جمع کنیم، یک بردار یک بعدی به دست می آید که تمام اطلاعات شمارش های کلی تصویر در راستای شمارش آن سطر یا ستون و اطلاعات توزیع جزئی در راستای دیگر را دارد. این همان پروفایل مجموع یابی شده است. پروفیل مجموع یابی شده ای که مقادیر عناصر آن از جمع شمارش موجود در ردیف های ماتریس تصویر برای کل فریم ها حاصل می شود را لینوگرام مجموع یابی شده (Summed Linogram) SL و آن که از مجموع شمارش موجود در ستون های ماتریس تصویر برای کل فریم ها حاصل می شود را سینوگرام مجموع یابی شده (Summed Sinogram) SS می نامیم. بنابراین برای نمونه، در یک تصویربرداری ۳۲ فریمی در ماتریس SL، 64×64 دارای ۳۲ ستون و ۶۴ ردیف است و به همین ترتیب، SS، ۳۲ ردیف و ۶۴ ستون دارد. ابتدا ROI را انتخاب کردیم؛ بنابراین فقط شمارش های این ناحیه که دربرگیرنده ارگان مورد تصویربرداری (قلب) می باشند، مدنظر قرار گرفتند. از نظر بررسی وقوع حرکت، انحراف از یک خط مستقیم و ناپیوستگی در آن نشانه ای از حرکت بیمار در راستای تخت بیمار و انحراف از یک شکل سینوسی و ناپیوستگی در آن نشانه ای از حرکت بیمار در راستای عمود بر راستای تخت بیمار می باشد.

برای کمی کردن حرکت هر ستون SL یا هر ردیف SS را یک بردار یک بعدی در نظر می گیریم. بنابراین هر بردار، متناظر با یک فریم تصویربرداری می باشد. حال لازم است تا تعیین کنیم، این بردارهای یک بعدی، به ازای دو فریم متوالی، چقدر نسبت به هم جابه جایی دارند. روش ما برای تعیین دقیق میزان جابه جایی قلب بین دو فریم متوالی طی مراحل زیر انجام می شود:

۱- ابتدا بر روی داده های مربوط به هر ستون از

$\hat{X}_i^k = \hat{X}_i - k\Delta S$, $k = 1, 2, \dots, \frac{s}{2}$
 منحنی چند جمله‌ای با درجه بهینه مدل شده مربوط به فریم i است که مقادیر آن به میزان $k\Delta S$ از مقادیر \hat{X}_i کم تر است. مقدار k از یک تا $\frac{s}{2}$ انتخاب شده است. حد بالای تعیین شده برای k (یعنی $\frac{s}{2}$) به علت این است که قسمت‌های بالاتر منحنی مربوط به هر فریم مدنظر قرار گیرد. با این کار از اثرات نویز و شمارش‌های مربوط به بافت‌های مجاور (شمارش‌های غیر از بافت مورد نظر و مربوط به بافت‌هایی که جذب رادیواکتیویته آن‌ها کم است، مانند ریه، استخوان و بدن) در محاسبه میزان جابه‌جایی ارگان تحت تصویربرداری (قلب) جلوگیری می‌شود. \hat{X}_{i+1}^k نیز به همین ترتیب محاسبه می‌شود.

۳- در این مرحله، به ازای هر شیفت عمودی \hat{X}_i و هم‌زمان با آن، شیفت عمودی هم اندازه برای \hat{X}_{i+1} ، ریشه‌های منحنی‌های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k را محاسبه می‌کنیم.

$$\hat{X}_i^k(R_i^k) = 0$$

$$\hat{X}_{i+1}^k(R_{i+1}^k) = 0$$

R_i^k و R_{i+1}^k به ترتیب ریشه‌های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k هستند. در صورتی که تعداد ریشه‌های دو منحنی مربوط به دو فریم متوالی به ازای یک شیفت عمودی انتخاب شده، برابر نباشد، اولین دو ریشه متناظر دو منحنی را، از طریق کمینه کردن فاصله بین تمام ریشه‌های مربوط به منحنی دارای تعداد بیشتر ریشه، و اولین ریشه مربوط به منحنی دارای تعداد کمتر ریشه به دست می‌آوریم. این کار را برای پیدا کردن دومین، سومین، ... و آخرین ریشه مربوط به منحنی دارای تعداد کمتر ریشه ادامه می‌دهیم تا همه ریشه‌های متناظر به دست آیند. حتی اگر بیمار در طی زمان تصویربرداری حرکتی نکند، هر دو ریشه متناظر مربوط به منحنی‌های \hat{X}_{i+1}^k و \hat{X}_i^k دقیقاً با هم برابر نیستند یا به عبارتی اختلاف بین هر دو ریشه متناظر همواره برابر با صفر نمی‌شود. دلیل آن، ماهیت آماری واپاشی رادیواکتیو و قرارگیری بافت‌های متفاوت بین قلب و در بین در نماهای متفاوت و هم‌چنین تغییر پروفایل ارگان‌ها

لینوگرام مجموع یابی شده یک منحنی چند جمله‌ای درجه N اندازه می‌کنیم:

$$X_i = p_N x^N + p_{N-1} x^{N-1} + \dots + p_1 x + p_0$$

که در آن i شماره ستون است و داده‌های موجود در هر ستون متناظر با یک فریم است. ضرایب این چند جمله‌ای به روش کمترین مربعات (کمینه کردن مجموع مربع اختلاف بین مقادیر موجود در هر ستون و مقادیری که از مدل سازی منحنی چند جمله‌ای به دست می‌آیند)، محاسبه شدند.

برای تعیین مقدار بهینه درجه چند جمله‌ای، عمل فیت کردن با فرض متغیر بودن درجه چند جمله‌ای انجام شد. مقدار N از یک تا یک مقدار ماکزیمم از پیش تعیین شده‌ای (در این جا $N=50$)، تغییر داده می‌شود و هر بار ضرایب چند جمله‌ای مورد نظر به روش کمترین مربعات محاسبه شدند. سپس درجه‌ای از چند جمله‌ای که به ازای آن خطای میانگین مربعات کمینه شد، به عنوان مقدار بهینه درجه چند جمله‌ای انتخاب شد.

$$\hat{X}_i = q_m x^m + q_{m-1} x^{m-1} + \dots + q_1 x + q_0$$

\hat{X}_i منحنی چند جمله‌ای با درجه بهینه مدل شده متناظر با فریم i است و m درجه بهینه این چند جمله‌ای است. این عمل برای فریم $i+1$ نیز تکرار می‌شود تا \hat{X}_{i+1} به دست آید.

۲- حال اگر ماکزیمم و مینیمم منحنی چند جمله‌ای مدل شده مربوط به فریم i (یعنی \hat{X}_i) به ترتیب برابر با a_i و b_i باشد و به همین ترتیب ماکزیمم و مینیمم منحنی مدل شده مربوط به فریم $i+1$ (یعنی \hat{X}_{i+1}) به ترتیب برابر با a_{i+1} و b_{i+1} باشد، اختلاف بین مینیمم مقادیر a_i و a_{i+1} و ماکزیمم مقادیر b_i و b_{i+1} را به s قسمت مساوی تقسیم می‌کنیم (در این جا $s=12$).

$$a_i = \max(\hat{X}_i) \quad , \quad b_i = \min(\hat{X}_i)$$

$$a_{i+1} = \max(\hat{X}_{i+1}) \quad , \quad b_{i+1} = \min(\hat{X}_{i+1})$$

$$\Delta S = \frac{\min(a_i, a_{i+1}) - \max(b_i, b_{i+1})}{s} \quad \text{و}$$

حال هر دو منحنی \hat{X}_i و \hat{X}_{i+1} را به صورت هم‌زمان به صورت عمودی به پایین شیفت می‌دهیم.

مواردی است که برای دقیقاً یکسان نبودن دو ریشه متناظر منحنی‌های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k در بالا ذکر شد. در وضعیت اخیر، مقدار میانگین $M_{i,i+1}(k)$ برابر با صفر در نظر گرفته می‌شود و در نتیجه $M_{i,i+1} = 0$ می‌شود و این یعنی این که برنامه تشخیص داده است که هیچ حرکتی بین فریم i و $i+1$ روی نداده است.

۶- برای تعیین دقیق میزان حرکت بین دو فریم متوالی بر حسب پیکسل، فرض می‌کنیم که ماکزیمم جابه‌جایی ممکن نسبت به حالت بدون حرکت کردن بیمار یا ارگان تحت تصویربرداری، برابر با d پیکسل باشد (در این جا $d=10$). منحنی چند جمله‌ای با درجه بهینه مدل شده مربوط به فریم $i+1$ (یعنی \hat{X}_{i+1}) را، هر بار به میزان یک پیکسل از $-d$ تا $+d$ ، نسبت به منحنی چند جمله‌ای با درجه بهینه مدل شده مربوط به فریم i (یعنی \hat{X}_i)، در راستای افقی، شیفت می‌دهیم (کلاً $2d+1$ بار). مراحل بالا (۵-۱) را به ازای هر جابه‌جایی افقی منحنی \hat{X}_{i+1} نسبت به \hat{X}_i تکرار می‌کنیم و $A_{i,i+1}$ را هر بار حساب می‌کنیم.

۷- در پایان تعداد $2d+1$ عدد $A_{i,i+1}$ داریم که آن را به صورت $A_{i,i+1}(h)$ نشان می‌دهیم ($h=-d,-d+1,\dots,0,\dots,d-1,d$). به ازای هر مقداری از h که $A_{i,i+1}(h)$ مینیمم مقدار را دارد، میزان جابه‌جایی بیمار بین هر دو فریم متوالی i و $i+1$ بر حسب پیکسل مشخص می‌شود.

$H_{m,i,i+1}$ مقداری از h (میزان جابه‌جایی افقی منحنی \hat{X}_{i+1} (مربوط به فریم $i+1$) نسبت به \hat{X}_i (مربوط به فریم i) بر حسب پیکسل) است که به ازای آن $A_{i,i+1}(h)$ کمترین مقدار خود را (برابر با $A_{m,i,i+1}$) دارد. در نتیجه بر حسب پیکسل است که به روش مدل‌سازی منحنی چند جمله‌ای بر روی بردارهای به دست آمده با محاسبه پروفایل مجموع یابی شده از فریم‌های تصویربرداری پرفیوژن میوکارد به دست آمد.

برای ارزیابی روش، ابتدا از چشمه نقطه‌ای و چشمه

در فریم‌های مختلف می‌باشد. بنابراین، اگر اختلاف بین ریشه‌های متناظر به ازای یک مقدار مشخص k (یعنی $R_{i+1}^k - R_i^k$)، برای برخی از ریشه‌های متناظر مثبت و برای برخی دیگر از ریشه‌های متناظر منفی باشد، ریشه‌های متناظر مزبور به این مقدار k ، در محاسبه میزان حرکت لحاظ نمی‌شوند. هم‌چنین اگر $R_{i+1}^k - R_i^k$ ، به ازای همه مقادیر k ، برای برخی از ریشه‌های متناظر مثبت و برای برخی دیگر از ریشه‌های متناظر منفی باشد، به معنی آن است که در بازه زمانی بین این دو فریم متوالی هیچ حرکتی روی نداده است.

۴- اگر اختلاف بین هر دو ریشه متناظر به ازای یک مقدار مشخص k ، برای همه ریشه‌های متناظر هم علامت باشد، میانگین این اختلاف ریشه‌ها را به ازای یک مقدار مشخص k برای منحنی‌های مربوط به فریم i (یعنی \hat{X}_i^k) و فریم $i+1$ (یعنی \hat{X}_{i+1}^k) حساب می‌کنیم:

$$M_{i,i+1}(k) = \frac{\sum_{g=1}^{G_k} (R_{i+1}^k - R_i^k)_g}{G_k}, k = 1, 2, \dots, \frac{S}{2}$$

در این رابطه G_k تعداد کل ریشه‌های متناظر، به ازای یک مقدار مشخص k است.

۵- اگر مقادیر میانگین به دست آمده در مرحله قبل (یعنی $M_{i,i+1}(k)$)، به ازای مقادیر مختلف k ($k=1, 2, \dots, \frac{S}{2}$)، در بیش از یک حد آستانه تعیین شده (تعداد نصف حالت‌ها به علاوه یک یا $\frac{S}{4} + 1 = \frac{n_k}{2} + 1$)، تعداد حالت‌های k است)، هم علامت باشند (اگر مثبت باشد یعنی منحنی مربوط به فریم i ، جلوتر از منحنی مربوط به فریم $i+1$ است و اگر منفی باشد برعکس)، مقدار میانگین $M_{i,i+1}(k)$ به ازای همه مقادیر k به صورت زیر

$$A_{i,i+1} = \frac{\sum_{k=1}^{\frac{S}{2}} M_{i,i+1}(k)}{\frac{S}{2}}$$

این مقدار میانگین به دست آمده (یعنی $A_{i,i+1}$)، تخمین اولیه‌ای از میزان حرکت بین فریم i و $i+1$ را نشان می‌دهد. اما اگر $M_{i,i+1}(k)$ در نیمی از موارد مثبت و در نیمی دیگر علامتش منفی باشد، دلیل آن همان

گسترده بدون اعمال حرکت تصویربرداری شد و سپس با استفاده از سیستم مکانیکی طراحی شده، این جسم در شروع فریم ۸، ۱۶ و ۲۴ (اوایل اواسط و اواخر داده برداری) به میزان ۶، ۱۲ و ۱۸ میلی متر (تقریباً ۱، ۲ و ۳ پیکسل) جابه‌جا شدند. تصویربرداری از فانتوم NCAT نیز با اعمال همین جابه‌جایی‌ها انجام شد. داده‌های به‌دست آمده به روش فیلتر بک پروجکشن با استفاده از فیلتر رمپ و باتروورث (با فرکانس قطع ۰/۳۵ دور بر پیکسل و مرتبه ۵) بازسازی شدند. در مورد چشمه نقطه‌ای مقدار FWHM قبل و پس از اعمال حرکت و پس از تصحیح حرکت با هم مقایسه و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت محاسبه شد. هم‌چنین برای چشمه نقطه‌ای و چشمه گسترده شمارش در تصویر بازسازی شده، قبل و پس از اعمال حرکت و پس از تصحیح حرکت با هم مقایسه و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت تعیین گردید. برای تصاویر شبیه‌سازی شده اسپکت قلب با استفاده از فانتوم NCAT، پس از بازسازی تصاویر، شمارش ماکزیمم در عضله میوکارد قلب در نمای محور کوتاه اندازه‌گیری شد. مقادیر شمارش ماکزیمم به‌دست آمده برحسب زاویه دید از صفر تا ۳۶۰ درجه در تصویربرداری‌های مربوط به قبل و پس از اعمال حرکت و پس از تصحیح حرکت در یک نمودار رسم و با هم مقایسه شد. در نهایت برنامه آشکارسازی و تصحیح حرکت را برای تصاویر گرفته شده از بیمارانی که در دو مرکز پزشکی هسته‌ای مطالعه شده بودند، اعمال کردیم.

یافته‌ها

پس از پایان داده برداری با استفاده از سیستم اسپکت و جمع‌آوری اطلاعات مربوط به شبیه‌سازی تصویربرداری قلب، اطلاعات فریم‌های متوالی به‌صورت بصری از لحاظ وقوع حرکت بررسی شدند. برای این منظور از نمایش مد سینمایی استفاده شد. نتایج اعمال برنامه نشان داد که در این حالت برنامه با رسم خطوط راهنما، بررسی بصری وقوع حرکت را امکان‌پذیر ساخت. همچنین مشاهده پروفایل‌های مجموع یابی شده محوری و عمود بر محور،

براساس محل و میزان انحراف از خط راست و یک منحنی سینوسی زمان وقوع حرکت و شدت آن را اعلام می‌کرد. نتایج مربوط به اندازه‌گیری‌های ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده، هم‌چنین میزان FWHM پس از اعمال حرکت و پس از تصحیح حرکت بسته به شدت و زمان وقوع به ترتیب در جدول شماره ۱ و ۲ آمده است. بیشترین شمارش موجود در تصویر بازسازی شده چشمه نقطه‌ای قبل از اعمال حرکت (بیشینه شدت در تصویر بازسازی شده) ۱۲۵/۱ بوده است. هم‌چنین برای این چشمه نقطه‌ای FWHM قبل از اعمال حرکت ۱۵/۷۵ میلی‌متر بود. همان‌طور که دیده می‌شود، پس از تصحیح حرکت با روش ارائه شده، میزان خطای مربوط به تغییر نسبی ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده به کمتر از ۱/۱ درصد در اثر ۱ پیکسل حرکت و به کمتر از ۱/۳ درصد در اثر ۲ پیکسل حرکت و در نهایت به کمتر از ۱/۹ درصد در اثر ۳ پیکسل حرکت، کاهش یافته است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، پس از تصحیح حرکت با روش ارائه شده، میزان خطای مربوط به تغییر نسبی FWHM در تصویر بازسازی شده، به ۰/۱۳ درصد در اثر ۱ پیکسل حرکت و به کمتر از ۰/۳۲ درصد در اثر ۲ پیکسل حرکت و به کمتر از ۰/۷۶ درصد در اثر ۳ پیکسل حرکت، کاهش یافته است.

جدول شماره ۱: ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه نقطه‌ای قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت (ماکزیمم شمارش در حالت بدون حرکت ۱۲۵/۱ بوده است)

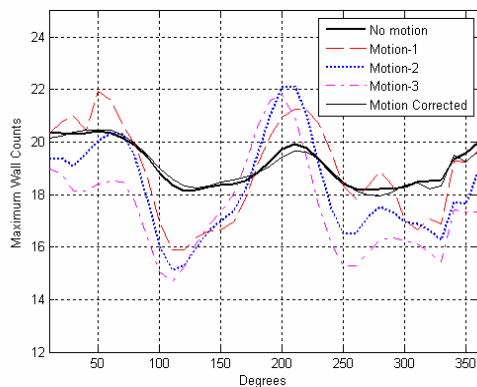
فریم ۸ BMC	فریم ۸ AMC	فریم ۱۶ BMC	فریم ۱۶ AMC	فریم ۲۴ BMC	فریم ۲۴ AMC
۱۱۸۲ (۵/۵۶)	۱۲۴/۱ (۰/۸۰)	۱۱۷ (۱/۸۷)	۱۲۳/۸ (۱/۰۴)	۱۱۴/۳ (۶/۲۸)	۱۲۴/۰ (۸/۰)
۱۰۸۲ (۱۳/۵۱)	۱۲۳/۷ (۱/۱۲)	۱۱۷ (۳/۶۹)	۱۲۳/۵ (۱/۱۸)	۱۰۰/۵ (۱۹/۶۶)	۱۲۳/۷ (۱/۱۲)
۱۰۵۷ (۱۵/۵۱)	۱۲۳/۵ (۱/۱۸)	۱۱۷ (۳/۶۹)	۱۲۳/۸ (۱/۰۴)	۱۱۴/۳ (۶/۲۸)	۱۲۳/۳ (۴/۴۱)

BMC: قبل از تصحیح حرکت؛ AMC: پس از تصحیح حرکت

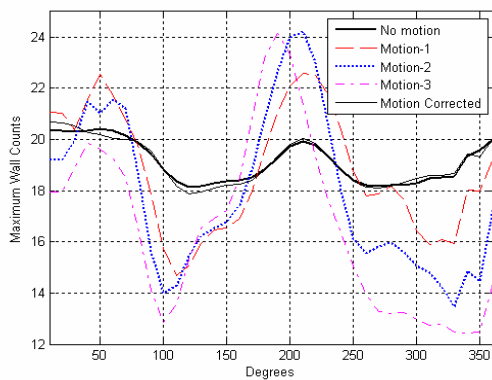
نتایج مربوط به اندازه‌گیری ماکزیمم شمارش موجود در برش‌های بازسازی شده چشمه گسترده در جدول شماره ۳ آورده شده است. در تصویر بازسازی شده مربوط به این شیء بدون اعمال هیچ‌گونه حرکتی ماکزیمم

نتایج نشان داد که توزیع رادیو اکتیویته جذب شده توسط دیواره قلب در اثر حرکت به صورت غیر واقعی نمایان می شود. در تصاویر شماره ۱ تا ۳ ماکزیمم شمارش دیواره قلب برحسب منظر دید از محور قلب، قبل از اعمال حرکت، در اثر حرکت به میزان ۶، ۱۲ و ۱۸ میلی متر (تقریباً ۱، ۲ و ۳ پیکسل) در اوایل (فریم ۸؛ تصویر شماره ۱)، اواسط (فریم ۱۶؛ تصویر شماره ۲) و اواخر (فریم ۲۴؛ تصویر شماره ۳).

داده برداری و هم چنین پس از تصحیح حرکت نشان داده شده است. به صورت کمی مشخص است که به چه میزان شمارش در دیواره قلب تصحیح شده است. ماکزیمم شمارش میوکارد در تصویر تصحیح شده به مقدار واقعی در تصویر قبل از اعمال حرکت نزدیک است. درحالی که این مقدار در تصویر بازسازی شده که در



تصویر شماره ۱: ماکزیمم شمارش دیواره قلب برحسب منظر دید از محور قلب، قبل از اعمال حرکت، در اثر حرکت به میزان ۱، ۲ و ۳ پیکسل در اوایل (فریم ۸) داده برداری و پس از تصحیح حرکت



تصویر شماره ۲: ماکزیمم شمارش دیواره قلب برحسب منظر دید از

شمارش ۷۵/۵۴ بود. این مقدار پس از اعمال ۱، ۲ و ۳ پیکسل حرکت در ابتدای فریم ۸، ۱۶ و ۲۴ به این شیء فیزیکی و همچنین درصد کاهش ماکزیمم شمارش نسبت به حالت بدون حرکت در جدول شماره ۳ شده است.

جدول شماره ۲: FWHM چشمه نقطه‌ای قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت FWHM (در حالت بدون حرکت ۱۵/۷۵ میلی متر بوده است)

	فریم ۸		فریم ۱۶		فریم ۲۴	
	AMC	BMC	AMC	BMC	AMC	BMC
Motion-1	(۱/۹۱)۱۶/۰۵	(۰/۱۳)۱۵/۷۷	(۲/۸۶)۱۶/۲۰	(۰/۱۳)۱۵/۷۷	(۲/۲۹)۱۶/۱۱	(۰/۱۳)۱۵/۷۷
Motion-2	(۶/۰۹)۱۶/۷۱	(۰/۲۵)۱۵/۷۹	(۷/۴۴)۱۶/۹۲	(۰/۳۲)۱۵/۸۰	(۶/۸۶)۱۶/۸۳	(۰/۲۵)۱۵/۷۹
Motion-3	(۱۸/۶۷)۱۸/۶۹	(۰/۶۳)۱۵/۸۵	(۲۱/۳۳)۱۹/۱۱	(۰/۷۶)۱۵/۸۷	(۱۹/۶۲)۱۸/۸۴	(۰/۷۰)۱۵/۸۶

BMC: قبل از تصحیح حرکت؛ AMC: پس از تصحیح حرکت

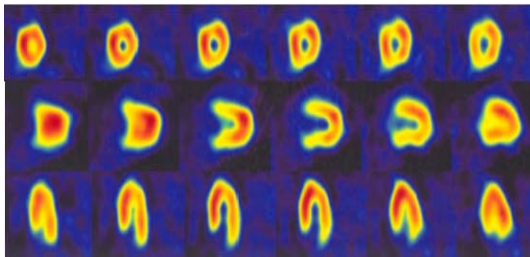
جدول شماره ۳: ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه گسترده قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت (ماکزیمم شمارش در حالت بدون حرکت ۷۵/۵۴ بوده است)

	فریم ۸		فریم ۱۶		فریم ۲۴	
	AMC	BMC	AMC	BMC	AMC	BMC
Motion-1	(۱/۰۹)۱۷/۷۱	(۰/۰۶)۱۵/۴۹	(۳/۷۵)۲۰/۷۰	(۰/۰۹)۱۵/۴۷	(۳/۴۵)۲۰/۹۳	(۰/۰۸)۱۵/۷۴
Motion-2	(۵/۹۱)۱۷/۰۷	(۰/۱۲)۱۵/۴۴	(۱۰/۶۴)۱۶/۶۳	(۰/۲۰)۱۵/۳۵	(۹/۳۴)۱۶/۴۸	(۰/۱۸)۱۵/۴۰
Motion-3	(۱۰/۷۰)۱۶/۴۵	(۰/۳۰)۱۵/۳۱	(۲۱/۸۶)۱۵/۹۰	(۰/۴۵)۱۵/۲۰	(۱۸/۸۲)۱۶/۳۲	(۰/۳۹)۱۵/۲۴

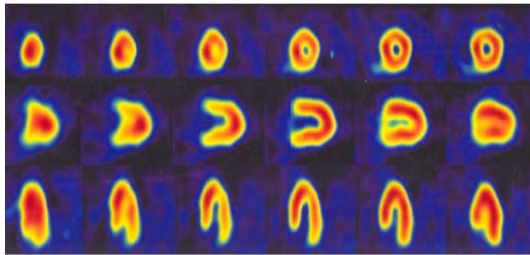
BMC: قبل از تصحیح حرکت؛ AMC: پس از تصحیح حرکت

همان طور که دیده می شود، پس از تصحیح حرکت با روش ارائه شده، میزان خطای مربوط به تغییر نسبی ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه گسترده، به کمتر از ۰/۱ درصد در اثر ۱ پیکسل حرکت، به کمتر از ۰/۲ درصد در اثر ۲ پیکسل حرکت و کمتر از ۰/۴۵ درصد در اثر ۳ پیکسل حرکت کاهش یافته است. اثر روش آشکار سازی و تصحیح حرکت مربوط به تصویر برداری توموگرافی میوکارد از شبیه سازی تصویر برداری قلب به وسیله اسپکت از فانتوم NCAT بررسی شد. ماکزیمم شمارش در دیواره عضله میوکارد قلب از روی تصویر بازسازی شده به دست آمد. محور کوتاه قلب انتخاب و ماکزیمم شمارش در دیواره اندازه گیری شد.

تصویربرداری مجدداً تکرار و بررسی شد. تصویر شماره ۴ بخشی از تصویربرداری پرفیوژن میوکارد مربوط به یک بیمار را قبل و پس از تصحیح حرکت نشان می‌دهد. رادیوداروی مورد استفاده Tc-99m-sestaMIBI بود. حرکت ۳ پیکسلی در فریم ۱۰ اتفاق افتاده بود. تصاویر به چندین پزشک متخصص هسته‌ای نشان داده شد. تصاویری که بر اثر حرکت دارای آرتیفکت شدیدی بودند، پس از تصحیح حرکت، اطمینان و قدرت تشخیص پزشکان را برای گزارش تصویر بیمار بهبود بخشیدند.



(الف)



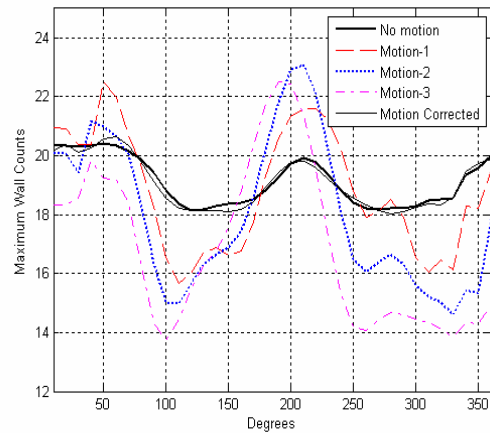
(ب)

تصویر شماره ۴: تعدادی از برش‌های مربوط به تصویربرداری پرفیوژن میوکارد در حالت استراحت از یک بیمار (الف) قبل از تصحیح حرکت و (ب) پس از تصحیح حرکت

بحث

با توجه به اطلاعات ارائه شده به بیماران و درخواست از آن‌ها مبنی بر عدم حرکت در زمان تصویربرداری و استفاده از وسایل ثابت نگهدارنده در حین کار، به طور مکرر از مراکز پزشکی هسته‌ای گزارش می‌رسد که تصاویر بازسازی شده بیماران به دلیل وقوع حرکت دارای کیفیت مناسب برای گزارش نمی‌باشد. حرکت بیمار می‌تواند به صورت‌های سریع یا تدریجی صورت گیرد. اگر چه در این تحقیق حرکت

محور قلب، قبل از اعمال حرکت، در اثر حرکت به میزان ۱، ۲ و ۳ پیکسل در اواسط (فریم ۱۶) داده برداری و پس از تصحیح حرکت



تصویر شماره ۳: ماکزیمم شمارش دیواره قلب برحسب منظر دید از محور قلب، قبل از اعمال حرکت، در اثر حرکت به میزان ۱، ۲ و ۳ پیکسل در اواخر (فریم ۲۴) داده برداری و پس از تصحیح حرکت

آن طی تصویربرداری حرکت رخ داده است شمارش به‌طور قابل ملاحظه‌ای با مقدار واقعی اختلاف دارد.

در نهایت برنامه آشکارسازی و تصحیح حرکت را برای تصاویر گرفته شده از بیمارانی که در دو مرکز پزشکی هسته‌ای مطالعه شده بودند، اعمال کردیم. از ۱۰۰۰ مطالعه‌ای که به‌صورت تصادفی انتخاب شده بود ۶۵ مورد با حرکت تشخیص داده شد. از این تعداد به ترتیب ۴۳ و ۱۲ مورد مربوط به تصویربرداری با سیستم اسپکت با یک دوربین (تک سر) و دو دوربین گاما (دو سر) بوده است.

در مرکز پزشکی هسته‌ای ۱، ۲۲، ۱۴، ۵ و ۲ مورد به ترتیب با یک، دو، سه و چهار پیکسل تشخیص داده شد. این مقادیر در مورد تصویربرداری با دو دوربین گاما در مرکز دیگر ۷، ۳، ۲ و صفر بوده است. از ۶۵ مورد مطالعه میوکارد که با حرکت محوری همراه بود ۳۸ مورد مربوط به تصویربرداری در حالت استرس (Stress) و ۲۷ مورد مربوط به تصویربرداری در حالت آرامش (Rest) بوده است. در مورد دو بیمار به دلیل حرکت شدید (بیش از چهار پیکسل) طی تصویربرداری، پس از بررسی تصاویر بازسازی شده، لازم شد تا

مطالعات زیادی برای آشکارسازی حرکت قلب با استفاده از داده‌های دوربین انجام شده است. در استفاده از این داده‌ها، پراکندگی فوتون‌ها و همچنین کم بودن تعداد فوتون‌های مورد استفاده برای تشکیل تصویر، به دلیل محدودیت استفاده از دوز بالا، (نویز در تصویر) ممکن است باعث خطا در تشخیص میزان حرکت شود. در روش محاسبه میزان همبستگی تقاطعی بین فریم‌های تصویربرداری شده تابع همبستگی تقاطعی در اطراف ماکزیمم پهن است و نویز روی آن اثر می‌گذارد. این روش قادر به آشکارسازی حرکات تدریجی و تصحیح آن نیست. روش مربعات واگرا تضعیف و نویز باعث کاهش دقت این روش می‌شود و لازم است که مرکز چرخش (COR) با دقت تعیین شود. در روش دیگری بنام الگوریتم فلوی اپتیکی نتایج حاصل برای داده‌های تصویربرداری اسپکت از یک بیمار به دلیل گسترده بودن چشمه به میزان قابل توجهی از میزان واقعی انحراف نشان داده است. همچنین عیب دیگر روش‌های مبتنی بر داده‌های حاصل از سیستم تصویربرداری مانند روش تعیین مرکز جرم قلب، تعیین همبستگی تقاطعی لینوگرام/ سینوگرام برای تعیین حرکت در تصویربرداری صفحه‌ای و اسپکت و روش تعیین همبستگی فازی برای آشکارسازی حرکت در جهت عمود بر سیستم آشکارساز، وابسته بودن روش آشکارسازی حرکت به کیفیت داده‌های اسکن شامل رزولوشن، نمونه‌برداری و ویژگی‌های نویز است که بر روی تعیین پارامترهای حرکت تأثیر می‌گذارد (۲۵،۲۴،۱۶،۱۵،۵،۴).

ما نشان دادیم که استفاده از مدل‌سازی منحنی چند جمله‌ای بردارهای موجود در پروفایل مجموع یابی شده می‌تواند برای تعیین زمان و میزان حرکت قلب در تصویربرداری پرفیوژن میوکاردا به وسیله اسپکت استفاده شود. به طور مشخص حرکت در طی زمان داده برداری باعث ثبت اشتباه میزان شمارش بر پیکسل در تصویر بازسازی شده می‌شود. تأثیر منفی حرکت در اواسط داده برداری بر کیفیت تصویر، بیشتر از تأثیر منفی آن در

اعمال شده به صورت سریع و ناگهانی بود، اما حرکت نرم و پیوسته اندام نیز می‌تواند به صورت مقایسه منحنی‌های مدل شده دو فریم مجاور ارزیابی شود. همچنین با تقسیم هر فریم به زیرفریم‌های کوچک‌تر حرکت بین فریمی قابل آشکارسازی و تصحیح است. اسپکت با رزولوشن بالا با ابعاد پیکسل کوچک‌تر به دست می‌آید اما نسبت سیگنال به نویز سیستم، وقتی شمارش‌ها به چهار برابر پیکسل تصویر ماتریس 64×64 برای یک میدان دید مشخص دوربین گاما تقسیم شود، به میزان بسیار زیادی کاهش می‌یابد و این مورد باعث تشخیص نادرست در میزان حرکت قلب در روش‌های مبتنی بر داده‌های حاصل از دوربین از جمله روش همبستگی تقاطعی و مربعات واگرا می‌شود (۲۵،۲۴). اما روش ما نشان داد که با مدل کردن فریم‌های تصویربرداری به منحنی‌های چند جمله اثرات نویز در تعیین میزان حرکت کاهش یافته، در تصویربرداری با رزولوشن بالاتر (ماتریس 128×128) نیز حرکت به درستی تصحیح می‌شود.

مشاهده مد سینمایی تصاویر و بررسی بصری سینوگرام و لینوگرام بر تشخیص وقوع حرکت وابسته به شخص می‌باشد و نمی‌تواند برای تصحیح حرکت استفاده شود (۱۶،۱۵). سیستم‌های جانبی برای آشکارسازی و تصحیح حرکت استفاده می‌شوند اما در عمل به سبب برخی مشکلات از پتانسیل بالقوه این سیستم نمی‌توان در همه تصویربرداری‌ها به نحو شایسته استفاده کرد. برای مثال در تصویربرداری اسپکت قلب با پروتکل‌های رایج فقط امکان اصلاح حرکت در فاصله بین دو پروجکشن متوالی امکان‌پذیر است و هیچ نوع حرکتی در داخل یک پروجکشن (Intra frame motion) قابل اصلاح نیست مگر آن که هر پروجکشن به فریم‌های کوتاه مدت تقسیم شود که در سیستم‌های تصویربرداری اسپکت موجود در حال حاضر امکان‌پذیر نیست (۲۲-۱۸). تشخیص حرکت بین دو فریم متوالی بدون صرف هزینه و بدون استفاده از امکانات سخت افزاری با روش‌های نرم افزاری نیز امکان‌پذیر است.

متناظر با فریم‌های تصویربرداری محاسبه می‌شود و بدین ترتیب آرتیفکت ناشی از حرکت تصحیح می‌شود تا از تفسیر اشتباه ناشی از آرتیفکت حرکتی جلوگیری شود. بررسی تأثیر اکتیویته ارگان‌های مجاور قلب به ویژه کبد و تصحیح پراکندگی و روش بازسازی تصویر در روش ارائه شده نیاز به بررسی و مطالعه بیشتری دارد. کارهای بعدی شامل ارزیابی روش ارائه شده و بررسی اثر بخشی روش تحت شرایط کلینیکی متفاوت می‌باشد.

اوایل یا اواخر داده‌برداری است. همچنین در نماهایی که در آن نماها ارگان مورد نظر برای تصویربرداری توموگرافی به سیستم دورین گاما نزدیک‌تر است، وقوع حرکت در این نماها باعث افت کیفیت بیشتری در تصاویر شده است.

به‌طور خلاصه با روش پیشنهادی ما حرکت قلب در تصویربرداری اسپکت پرفیوژن میوکارد، با استفاده از داده‌های حاصل از سیستم تصویربرداری و به روش مدل‌سازی منحنی چند جمله‌ای بر بردارهای یک بعدی

References

- Hendel RC, Abbott BG, Bateman TM, Blankstein R, Calnon DA, Leppo JA, et al. The role of radionuclide myocardial perfusion imaging for asymptomatic individuals. *J Nucl Cardiol* 2011; 18(1): 3-15.
- Loong C, Anagnostopoulos C. Diagnosis of coronary artery disease by radionuclide myocardial perfusion imaging. *Heart* 2004; 90(Supple 5): v2-v9.
- Wheat JM, Currie GM. Incidence and characterization of patient motion in myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med Technol* 2004; 32(2): 60-65.
- Niu X, Yang Y, Jin M, Wernick MN, King MA. Effects of motion, attenuation, and scatter corrections on gated cardiac SPECT reconstruction. *Med Phys* 2011; 38(12): 6571-6584.
- Zakavi SR, Hajizadeh M, Zonoozi A, Momenzadeh M, Ariana K, Dabagh-Kakhki VR. Assessment of simulated patient motion and its effect on myocardial perfusion SPECT using two reconstruction methods (Filtered Backprojection; FBP and Iterative method). *Iranian Journal of Nuclear Medicine* 2005; 13(23): 32-37.
- Fitzgerald J, Danias PG. Effect of motion on cardiac SPECT imaging: recognition and motion correction. *J Nucl Cardiol* 2001; 8(6): 701-706.
- Yang YW, Chen JC, He X, Wang SJ, Tsui BMW. Evaluation of Respiratory Motion Effect on Defect Detection in Myocardial Perfusion SPECT: A Simulation Study. *IEEE Trans Nucl Sci* 2009; 56(3): 671-676.
- Eisner RL, Noever T, Nowak D, Carlson W, Dunn D, Oates J, et al. Use of cross-correlation function to detect patient motion during SPECT imaging. *J Nucl Med* 1987; 28: 97-101.
- Geckle WJ, Frank TL, Links JM, Becker LC. Correction for Patient and Organ Movement in SPECT: Application to Exercise Thallium-201 Cardiac Imaging. *J Nucl Med* 1988; 29: 441-450.
- Noumeir R, Mailloux GE, Lemieux R. Detection of motion during tomographic acquisition by an optical flow algorithm. *Comput Biomed Res* 1996; 29(1): 1-15.
- Qi W, Yang Y, Niu X, King MA. A quantitative study of motion estimation methods on 4D cardiac gated SPECT reconstruction. *Med Phys* 2012; 39(8): 5182-5193.
- Ivanovic M, Weber DA, Loncaric S, Pellot-Barakat C, Shelton DK. Patient motion

- correction for multicamera SPECT using 360 deg acquisition/detector. Proceeding of the IEEE Nuclear Science Symposium; 1997 Nov 9-15; New Mexico, USA.
13. Passalaqua AM, Narayanaswamy R. Patient motion correction of SPECT images: dual scan approach. Proceeding of the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference; 1994 Oct 30- Nov 5; VA, USA.
 14. Bruyant PP, King MA, Pretorius PH. Correction of the respiratory motion of the heart by tracking of the center of mass of thresholded projections: a simulation study using the dynamic MCAT phantom. IEEE Trans Nucl Sci 2002; 49(5): 2159-2166.
 15. Bai C, Maddahi J, Kindem J, Conwell R, Gurley M, Old R. Development and evaluation of a new fully automatic motion detection and correction technique in cardiac SPECT imaging. J Nucl Cardiol 2009; 16(4): 580-589.
 16. Sarkar S, Oghabian MA, Mohammadi I, Mohammadpour A, Rahmim A. A Linogram/Sinogram Cross-Correlation Method for Motion Correction in Planar and SPECT Imaging. IEEE Trans Nucl Sci 2007; 54(1): 71-79.
 17. Ando R, Ogawa K. Correction of patient movement with a phase-only correlation method in a SPECT study. Proceeding of the IEEE Nuclear Science Symposium Conference; 2010 Oct 30- Nov 6; Knoxville, TN.
 18. Beach RD, Pretorius PH, Boening G, Bruyant PP, Feng B, Fulton RR, et al. Feasibility of Stereo-Infrared Tracking to Monitor Patient Motion during Cardiac SPECT Imaging. IEEE Trans Nucl Sci 2004; 51(5): 2693-2698.
 19. Bitarafan A, Rajabi H, Gruy B, Rustgou F, Sharafi AA, Firoozabady H, et al. Respiratory motion detection and correction in ECG-gated SPECT: a new approach. Korean J Radiol 2008; 9(6): 490-497.
 20. McNamara JE, Pretorius PH, Johnson K, Mukherjee JM, Dey J, Gennert MA, et al. A flexible multicamera visual-tracking system for detecting and correcting motion-induced artifacts in cardiac SPECT slices. Med Phys 2009; 36(5): 1913-1923.
 21. Mukherjee JM, McNamara JE, Johnson KL, Dey J, King MA. Estimation of Rigid-Body and Respiratory Motion of the Heart from Marker-Tracking Data for SPECT Motion Correction. IEEE Trans Nucl Sci 2009; 56(1): 147-155.
 22. Olesen OV, Paulsen RR, Højgaard L, Roed B, Larsen R. Motion tracking for medical imaging: a nonvisible structured light tracking approach. IEEE Trans Med Imaging 2012; 31(1): 79-87.
 23. Holly TA, Abbott BG, Al-Mallah M, Calnon DA, Cohen MC, DiFilippo FP, et al. Single photon-emission computed tomography. J Nucl Cardiol 2010; 17(5): 941-973.
 24. Leslie WD, Dupont JO, McDonald D, Peterdy AE. Comparison of motion correction algorithms for cardiac SPECT. J Nucl Med 1997; 38(5): 785-790.
 25. Kyme AZ, Hutton BF, Hatton RL, Skerrett DW, Barnden LR. Practical aspects of a data-driven motion correction approach for brain SPECT. IEEE Trans Med Imaging 2003; 22(6): 722-729.