

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

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

چکیده

سابقه و هدف: حرکت بیمار طی تصویربرداری اسپکت پرفیوژن میوگارد 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 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 همچنین ماکزیمم شمارش در دیواره عضله میوگارد 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 بوده که پس از تصحیح حرکت به ۰/۰۶ درصد تا ۰/۴۵ درصد کاهش یافت. همچنین نتایج نشان داد که توزیع اکتیویته در دیواره عضله میوگارد 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

برای تشخیص بیماری عروق کرونر قلب به کار می رود تا میزان و کیفیت خون رسانی را به قلب در سطوح

اسکن پرفیوژن میوگارد با استفاده از سیستم برش نگاری کامپیوتری گسیل تک فوتونی (SPECT)،

E-mail: imohammadi@farabi.tums.ac.ir

مؤلف مسئول: ایرج محمدی - تهران: دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی پرتونوژیکی

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

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

۳. گروه پرتو پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۴/۳۱ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۱/۷/۱۶ تاریخ تصویب: ۱۳۹۱/۸/۱۳

مختلف بررسی کند. این مطالعه 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 و در جای خود ثابت باشد. اما حرکت بیمار به طور مکرر در کاربردهای کلینیکی گزارش شده است (۱-۳). حرکت بیمار را می‌توان 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 می‌افتند و حرکات غیر ارادی شامل حرکت ارگان‌ها است، مثل خزش رو به بالای قلب هنگام آزمون استرس قلب و حرکات تنفسی. اثرات این حرکات عبارتند از کاهش قدرت تفکیک در یک اسکن منفرد از طریق افزایش پهنای کامل در نصف ارتفاع ماکزیمم (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 می‌شوند. 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 راس قلب و متناظراً در نماهای محورهای بلند افقی و قائم قلب ظاهر می‌شوند. همچنین در برش محور کوتاه قلب در ناحیه قاعده قلب یک حفره بیضوی دراز مشاهده می‌شود. آرتیفکت‌های تصویری می‌توانند 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 میوکارد 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 دز 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 محدودیت‌ها از جمله 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 و تعیین محل قلب، حرکت قلب 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 با دقت تعیین شود (۹). در روش دیگری بنام 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 است (۱۰، ۱۱). روش استفاده از دستگاه اسپکت چند سر و داده برداری ۳۶۰ درجه‌ای (۱۲) و روش اسکن

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 آمریکایی قلب شناسی هسته‌ای (ASNC) اقتباس شده است (۲۳). تصویربرداری در ۳۲ فریم در مد 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 کالیما تور مورد استفاده از نوع انرژی پایین با رزولوشن بالا (LEHR) بود. ابتدا از چشمه نقطه‌ای که کره‌ای بود به قطر ۲ میلی‌متر و همچنین از چشمه گسترده که کره‌ای بود به قطر ۳۷ میلی‌متر، 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 استفاده شد. ابعاد فانتوم $128 \times 128 \times 128$ پیکسل و اندازه هر وکسل 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 دورین 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 اندازه‌گیری می‌شود و شامل اثرات کالیما تور و شعاع چرخش است. فریم‌های صفحه‌ای حاصل از تصویربرداری در ابعاد 64×64 و 128×128 با اندازه پیکسل $5/94$ و $2/97$ میلی‌متر تشکیل شدند. ابتدا از چشمه‌ها و فانتوم‌ها بدون اعمال هیچ‌گونه

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 بدست 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 ارایه 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 منعکس‌کننده 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 بدان 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 به‌دست آمد. با اعمال حرکت‌های ساختگی به چشمه‌های فیزیکی و فانتوم قفسه سینه روش مورد ارزیابی قرار گرفت و نهایتاً، میزان وقوع حرکت در دو مرکز پزشکی هسته‌ای و با دو سیستم اسپکت تکسر و دوسر مورد مطالعه قرار گرفت.

حرکتی تصویربرداری شد. سپس این چشمه‌ها و فانتوم‌ها، مطابق الگوی تعریف شده به میزان ۱، ۲، ۳ پیکسل، در اوایل (ابتدای فریم ۸)، اواسط (ابتدای فریم ۱۶) و اواخر (ابتدای فریم ۲۴) داده برداری، به میزان ۶ میلی‌متر (تقریباً ۱ پیکسل) و ۱۲ میلی‌متر (تقریباً ۲ پیکسل) و ۱۸ میلی‌متر (تقریباً ۳ پیکسل) جابه‌جا شدند. همچنین داده‌های حاصل از تصویربرداری توموگرافی از قلب بیماران واقعی از بانک اطلاعاتی دو مرکز پزشکی هسته‌ای استخراج شدند و روش آشکارسازی و تصحیح حرکت بر روی آن‌ها اعمال شد. برای بررسی کیفی وقوع حرکت، همه فریم‌های تصویر در مید سینمایی نمایش داده می‌شود. ابتدا ناحیه مورد نظر (ROI) انتخاب می‌شود تا فقط اطلاعات مربوط به قلب بررسی شود. در برنامه ما، رسم خطوط راهنما کمک می‌کند تا بتوان وقوع حرکت را به صورت بصری بررسی کرد. علاوه بر این برای تعیین زمان وقوع حرکت و همچنین تعیین اندازه حرکت پروفایل‌های مجموع یابی شده در دو راستای عمود بر هم محاسبه شدند. چون با وقوع حرکت هنگام تصویربرداری، داده‌هایی که در ماتریس در موقعیت i و j ثبت می‌شدند، اکنون در موقعیت دیگری ثبت می‌شوند. این امر باعث می‌شود بین تصویری که تا زمان قبل از حرکت تهیه شده بود و تصویری که بعد از حرکت تهیه می‌شود، 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 می‌شود. 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 می‌آوریم که تمام اطلاعات شمارش‌های

کلی تصویر در راستای شمارش آن سطر یا ستون و اطلاعات توزیع جزئی در راستای دیگر را دارد. این همان پروفایل مجموع‌یابی شده است. پروفایل مجموع‌یابی شده‌ای که مقادیر عناصر آن از جمع شمارش موجود در ردیف‌های ماتریس تصویر برای کل فریم‌ها حاصل می‌شود را لینوگرام مجموع‌یابی شده (SL) و آن‌که از مجموع شمارش موجود در ستون‌های ماتریس تصویر برای کل فریم‌ها حاصل می‌شود را سینوگرام مجموع‌یابی شده (SS) می‌نامیم. بنابراین برای نمونه، در یک تصویربرداری ۳۲ فریمی در ماتریس SL، 64×64 دارای ۳۲ ستون و ۶۴ ردیف است و به همین ترتیب ۳۲، SS، ردیف و ۶۴ ستون دارد. ابتدا ROI را انتخاب کردیم. بنابراین فقط شمارش‌های این ناحیه که دربرگیرنده ارگان مورد تصویربرداری (قلب) هستند، مدنظر قرار گرفتند. از لحاظ بررسی بصری وقوع حرکت، انحراف از یک خط مستقیم و ناپوستگی در آن نشانه‌ای از حرکت بیمار در راستای تخت بیمار و انحراف از یک شکل سینوسی و ناپوستگی در آن نشانه‌ای از حرکت بیمار در راستای عمود بر راستای تخت بیمار می‌باشد.

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

۱- ابتدا بر روی داده‌های مربوط به هر ستون از لینوگرام مجموع‌یابی شده یک منحنی چند جمله‌ای درجه N فیت 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

مرجع اختلاف بین مقادیر موجود در هر ستون و مقادیری که از مدل سازی منحنی چند جمله ای به دست می آیند، محاسبه شدند.

برای تعیین مقدار بهینه درجه چند جمله ای، عمل فیت کردن با فرض متغیر بودن درجه چند جمله ای انجام شد. مقدار N از یک تا یک مقدار ماکزیمم از پیش تعیین شده ای (در این جا N=50)، تغییر داده می شود و هر بار ضرایب چند جمله ای مورد نظر به روش کمترین مربعات محاسبه شدند. سپس درجه ای از چند جمله ای که به ازای آن خطای میانگین مربعات کمینه شد، بعنوان مقدار بهینه درجه چند جمله ای 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 جمله ای با درجه بهینه مدل شده متناظر با فریم i است و m درجه بهینه این چند جمله ای است. این عمل برای فریم i+1 نیز تکرار می شود تا \hat{X}_{i+1} به دست آید.

۲- حال اگر ماکزیمم و مینیمم منحنی چند جمله ای 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 می کنیم (در این جا s=12).

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

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

حال هر دو منحنی \hat{X}_i و \hat{X}_{i+1} را به صورت هم زمان به صورت عمودی به پایین شیفیت می دهیم.

$$\hat{X}_i^k = \hat{X}_i - k \Delta S, \quad k = 1, 2, \dots, \frac{s}{2}$$

\hat{X}_i^k منحنی چند جمله ای 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 خاطر این است که قسمت های بالاتر منحنی مربوط به هر فریم مدنظر قرار گیرد. با این کار از اثرات نویز و

شمارش های مربوط به بافت های مجاور (شمارش های غیر از بافت مورد نظر و مربوط به بافت هایی که جذب اکتیویته آن ها کم است، مانند ریه، استخوان و بدن) در محاسبه میزان جابه جایی ارگان تحت تصویربرداری (قلب) جلوگیری می شود. \hat{X}_{i+1}^k نیز به همین ترتیب محاسبه می شود.

۳- در این مرحله، به ازای هر شیفیت عمودی \hat{X}_i و هم زمان با آن، شیفیت عمودی هم اندازه برای \hat{X}_{i+1} ، ریشه های منحنی های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k را محاسبه می کنیم.

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

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

R_i^k و R_{i+1}^k به ترتیب ریشه های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k هستند. در صورتی که تعداد ریشه های دو منحنی مربوط به دو فریم متوالی به ازای یک شیفیت عمودی انتخاب شده، برابر نباشد، اولین دو ریشه متناظر دو منحنی را، از طریق کمینه کردن فاصله بین تمام ریشه های مربوط به منحنی دارای تعداد بیشتر ریشه، و اولین ریشه مربوط به منحنی دارای تعداد کمتر ریشه به دست می آوریم. این کار را برای پیدا کردن دومین، سومین، ... آخرین ریشه مربوط به منحنی دارای تعداد کمتر ریشه ادامه می دهیم تا همه ریشه های متناظر به دست آیند. حتی اگر بیمار در طی زمان تصویربرداری حرکتی نکند، هر دو ریشه متناظر مربوط به منحنی های \hat{X}_i^k و \hat{X}_{i+1}^k دقیقاً با هم برابر نیستند یا به عبارتی اختلاف بین هر دو ریشه متناظر همواره برابر با صفر نمی شود. دلیل آن، به خاطر ماهیت آماری واپاشی رادیواکتیو و قرار گیری بافت های متفاوت بین قلب و در بین در نماهای متفاوت و همچنین تغییر پروفایل ارگان ها در فریم های مختلف می باشد. بنابراین، اگر اختلاف بین ریشه های متناظر به ازای یک مقدار مشخص k (یعنی $R_{i+1}^k - R_i^k$)، برای برخی از ریشه های متناظر مثبت و برای برخی دیگر از ریشه های متناظر منفی باشد، ریشه های متناظر مزبور به این مقدار k، در محاسبه میزان حرکت لحاظ نمی شوند. همچنین اگر $R_{i+1}^k - R_i^k$ ، به ازای همه مقادیر k، برای برخی از ریشه های

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 محاسبه می‌شود:

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

این مقدار میانگین بدست آمده (یعنی $A_{i,i+1}$)، تخمین اولیه‌ای از میزان حرکت بین فریم i و $i+1$ را می‌دهد. اما اگر $M_{i,i+1}(k)$ در نیمی از حالت‌ها مثبت و در نیمی دیگر علامت‌ش منفی باشد، دلیل این وضعیت، همان 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 بیشینه 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 ($h=-d,-d+1,\dots,\Omega,\dots,d-1,d$). 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 اندازه حرکت آشکار شده بین دو فریم متوالی $H_{m,i,i+1}$ 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 گسترده بدون اعمال حرکت تصویربرداری شد و سپس با استفاده از سیستم مکانیکی طراحی شده، این جسم در شروع فریم ۸، ۱۶ و ۲۴ (اویل اواسط و اواخر داده برداری) به میزان ۶، ۱۲ و ۱۸ میلی‌متر (تقریباً ۱، ۲ و ۳ پیکسل) جابه‌جا شدند. تصویربرداری از فانتوم NCAT نیز با اعمال همین جابه‌جایی‌ها انجام شد. داده‌های به دست آمده بروش 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 شد و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت محاسبه شد. همچنین برای چشمه نقطه‌ای و چشمه گسترده ماکزیمم 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 شبیه سازی شده اسپکت قلب با استفاده از فانتوم NCAT، پس از بازسازی تصاویر، شمارش بیشینه در عضله میوکارد قلب در نمای محور کوتاه اندازه گیری شد. مقادیر شمارش بیشینه به دست آمده بر حسب 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 شدند. نهایتاً، 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 به صورت 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 امکان پذیر ساخت. همچنین مشاهده پروفایل‌های مجموع یابی شده محوری و عمود بر محور، بر اساس محل و میزان انحراف از خط راست و یک منحنی سینوسی اعلانی بود از زمان وقوع حرکت و شدت آن.

نتایج مربوط به اندازه‌گیری‌های ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده و 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 ملاحظه 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 نهایتاً 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 نهایتاً به کمتر از ۰/۷۶ درصد در اثر ۳ پیکسل حرکت، کاهش یافته است.

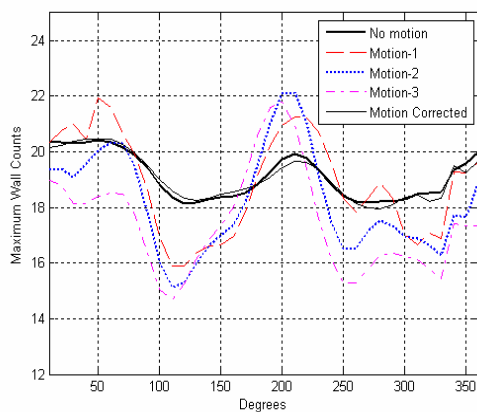
نتایج مربوط به اندازه‌گیری ماکزیمم شمارش موجود در برش‌های بازسازی شده چشمه گسترده در جدول شماره ۳ آمده است. در تصویر بازسازی شده مربوط به این شی بدون اعمال هیچ‌گونه حرکتی ماکزیمم شمارش ۷۵/۵۴ بوده است. این مقدار پس از اعمال ۱، ۲ و ۳ پیکسل حرکت در ابتدای فریم ۸، ۱۶ و ۲۴ به این شی فیزیکی و همچنین درصد کاهش ماکزیمم شمارش نسبت به حالت بدون حرکت در این جدول خلاصه شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود، 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 و به کمتر از ۰/۲ درصد در اثر ۲ پیکسل حرکت و نهایتاً به کمتر از ۰/۴۵ درصد در اثر ۳ پیکسل حرکت کاهش یافته است. اثر روش آشکارسازی و تصحیح حرکت مربوط به تصویربرداری توموگرافی میوکارد از شبیه

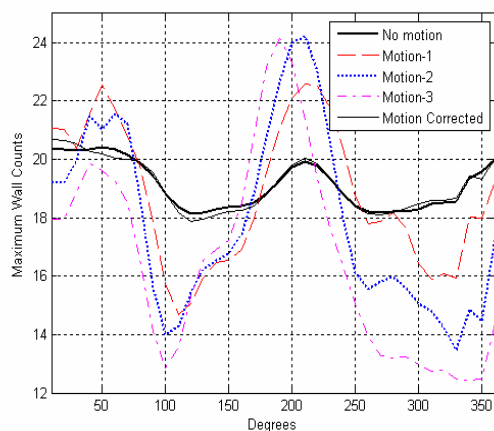
جدول شماره ۳: ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه گسترده قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت (ماکزیمم شمارش در حالت بدون حرکت ۷۵/۵۴ بوده است)

فریم ۸ BMC	فریم ۸ AMC	فریم ۱۶ BMC	فریم ۱۶ AMC	فریم ۲۴ BMC	فریم ۲۴ AMC
۷۴/۷۱	۷۵/۴۹	۷۲/۷۰	۷۵/۴۷	۷۲/۹۳	۷۵/۷۴
۱/۰۹ درصد	۰/۰۶ درصد	۳/۷۵ درصد	۰/۰۹ درصد	۲/۴۵ درصد	۰/۰۸ درصد
۷۱/۰۷	۷۵/۴۴	۶۷/۶۳	۷۵/۳۵	۶۸/۴۸	۷۵/۴۰
۵/۹۱ درصد	۰/۱۲ درصد	۱۰/۶۴ درصد	۰/۲۰ درصد	۹/۳۴ درصد	۰/۱۸ درصد
۶۴/۴۵	۷۵/۳۱	۵۹/۱۰	۷۵/۲۰	۶۱/۳۲	۷۵/۲۴
۱۰/۷۰ درصد	۰/۳۰ درصد	۲۱/۷۶ درصد	۰/۴۵ درصد	۱۸/۸۲ درصد	۰/۳۹ درصد

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



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 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

سازی تصویربرداری 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 شد و ماکزیمم شمارش در دیواره اندازه گیری شد.

نتایج نشان داد که توزیع اکتیویته جذب شده توسط دیواره قلب در اثر حرکت به صورت غیر واقعی نمایان شد. در نمودار شماره ۱، ۲ و 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 اوایل (فریم ۸؛ تصویر شماره ۱)، اواسط (فریم ۱۶؛ تصویر شماره ۲) و اواخر (فریم ۲۴؛ تصویر شماره ۳).

جدول شماره ۱: ماکزیمم شمارش در تصویر بازسازی شده چشمه نقطه ای قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت (ماکزیمم شمارش در حالت بدون حرکت 125.1 بوده است)

فریم ۸ BMC	فریم ۸ AMC	فریم ۱۶ BMC	فریم ۱۶ AMC	فریم ۲۴ BMC	فریم ۲۴ AMC
۱۱۸/۲	۱۲۴/۱	۱۰۱/۷	۱۲۳/۸	۱۱۴/۳	۱۲۴/۰
۵/۵۶ درصد	۰/۸۰ درصد	۱۸/۷۰ درصد	۱/۰۴ درصد	۶۳/۸ درصد	۸۷/۰ درصد
۱۰۸/۲	۱۲۳/۷	۸۱/۷	۱۲۳/۵	۱۰۰/۵	۱۲۳/۷
۱۳/۵۱ درصد	۱/۱۲ درصد	۳۴/۶۹ درصد	۱/۲۸ درصد	۱۹/۶۶ درصد	۱۲/۱ درصد
۱۰۵/۷	۱۲۳/۵	۷۵/۲	۱۲۲/۸	۹۷/۱	۱۲۳/۳
۱۵/۵۱ درصد	۱/۲۸ درصد	۳۷/۴۹ درصد	۱/۸۴ درصد	۲۱/۵۸ درصد	۴۴/۱ درصد

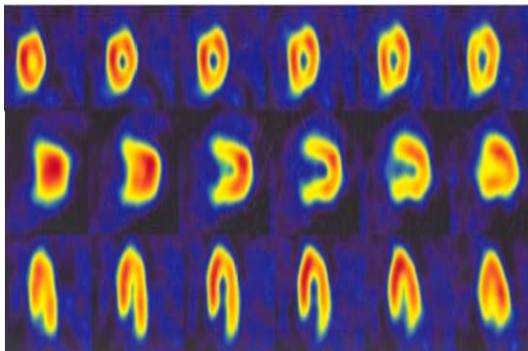
BMC: قبل از تصحیح حرکت؛ AMC: پس از تصحیح حرکت

جدول شماره ۲: FWHM چشمه نقطه ای قبل و پس از تصحیح حرکت و درصد تغییر آن نسبت به حالت بدون حرکت FWHM (در حالت بدون حرکت 15.75 میلی متر بوده است)

فریم ۸ BMC	فریم ۸ AMC	فریم ۱۶ BMC	فریم ۱۶ AMC	فریم ۲۴ BMC	فریم ۲۴ AMC
۱۶/۰۵	۱۵/۷۷	۱۶/۲۰	۱۵/۷۷	۱۶/۱۱	۱۵/۷۷
۱/۹۱ درصد	۰/۱۳ درصد	۲/۸۶ درصد	۰/۱۳ درصد	۲/۲۹ درصد	۰/۱۳ درصد
۱۶/۷۱	۱۵/۷۹	۱۶/۹۲	۱۵/۸۰	۱۶/۸۳	۱۵/۷۹
۶/۰۹ درصد	۰/۲۵ درصد	۷/۴۳ درصد	۰/۳۲ درصد	۶/۸۶ درصد	۰/۲۵ درصد
۱۸/۶۹	۱۵/۸۵	۱۹/۱۱	۱۵/۸۷	۱۸/۸۴	۱۵/۸۶
۱۸/۶۷ درصد	۰/۶۳ درصد	۲۱/۳۳ درصد	۰/۷۶ درصد	۱۹/۶۲ درصد	۰/۷۰ درصد

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

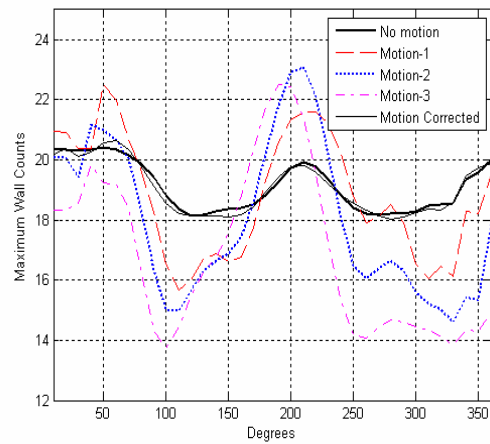
(Stress) و ۲۷ مورد مربوط به تصویربرداری در حالت آرامش (Rest) بوده است. در مورد دو بیمار به دلیل حرکت شدید (بیش از چهار پیکسل) طی تصویربرداری، پس از بررسی تصاویر بازسازی شده، لازم شد تا تصویربرداری مجدداً تکرار و بررسی شود. تصویر شماره ۴ بخشی از تصویربرداری پرفیوژن میوکارد مربوط به یک بیمار را قبل و پس 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.



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 همه اطلاعاتی که به بیماران داده می‌شود و از آن‌ها خواسته می‌شود تا طی زمان تصویربرداری حرکتی از آن‌ها سرزنند و همچنین با وجود استفاده از وسایل ثابت نگهدارنده، مکرراً 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



تصویر شماره ۳: ماکزیمم شمارش دیواره قلب بر حسب 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

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

نهایتاً، 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 به صورت 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 (دوسر) 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 بوده، ۳۸ مورد مربوط به تصویربرداری در حالت استرس

و بدون استفاده از امکانات سخت افزاری با روش‌های نرم افزاری نیز امکان پذیر است. 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 دز 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 در این روش 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 میوکارد به وسیله اسپکت استفاده شود. مشخص شده است که حرکت در طی زمان داده برداری باعث ثبت اشتباه میزان شمارش بر پیکسل در

تدریجی صورت بگیرد. اگر چه در این تحقیق حرکت 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 (FOV) مشخص دوربین گاما تقسیم می‌شود، 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 و در تصویربرداری با رزولوشن بالاتر (ماتریس 128×128) نیز حرکت بدرستی 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 (۱۵،۱۶). 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 آن‌که 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

مدل‌سازی منحنی چند جمله‌ای بر بردارهای یک بعدی 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 اکتیوینت اراگان‌های مجاور قلب به‌ویژه 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.

تصویر بازسازی شده می‌شود. تأثیر منفی حرکت در اواسط داده برداری بر کیفیت تصویر، بیشتر از تأثیر منفی آن در اوایل یا اواخر داده برداری است. همچنین در نماهایی که در آن نماها ارگان مورد نظر برای تصویربرداری توموگرافی به سیستم دوربین 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

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: 3-15.
- Loong C, Anagnostopoulos C. Diagnosis of coronary artery disease by radionuclide myocardial perfusion imaging. *Heart* 2004; 90: v2-v9.
- Wheat JM, Currie GM. Incidence and characterization of patient motion in myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med Technol* 2004; 32: 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: 6571-6584.
- Zakavi SR, Hajizadeh M, Zonoozi A, Momenzhad 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: 32-37.
- Fitzgerald J, Danias PG. Effect of motion on cardiac SPECT imaging: recognition and motion correction. *J Nucl Cardiol* 2001; 8: 701-706.
- Yu Wen Yang, Jyh Cheng Chen, Xin He, Shyh Jen Wang, Benjamin M. W. Tsui Evaluation of Respiratory Motion Effect on Defect Detection in Myocardial Perfusion SPECT: A Simulation Study. *IEEE Trans Nucl Sci* 2009; 56: 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: 1-15.
- 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: 5182-5193
12. Ivanovic M, Weber DA, Loncaric S, Pellot-Barakat C, Shelton DK. Patient motion correction for multicamera SPECT using 360 deg acquisition/detector. *Proc IEEE Nuclear Science Symp* 1997; 2: 989-993.
 13. Passalacqua AM, Narayanaswamy R. Patient motion correction of SPECT images: dual scan approach. *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference* 1994; 3: 1270-1274.
 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: 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: 580-589.
 16. Sarkar S, Oghabian MA, Mohammadi I, et al. A Linogram/Sinogram Cross-Correlation Method for Motion Correction in Planar and SPECT Imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 2007; 54: 71-79.
 17. Ando R, Ogawa, K. Correction of patient movement with a phase-only correlation method in a SPECT study. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference*, 2010; 30: 2298-2302.
 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: 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: 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: 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: 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: 79-87.
 23. Holly TA, Abbott BG, Al-Mallah M, Calnon DA, Cohen MC, DiFilippo FP, et al. Single photon-emission computed tomography ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures. *J Nucl Cardiol* 2010; 17: 941-973.
 24. Leslie WD, Dupont JO, McDonald D, Peterdy AE. Comparison of motion correction algorithms for cardiac SPECT. *J Nucl Med*. 1997; 38: 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: 722-729.