

ارزیابی حرکت شبیه سازی شده بیمار و تاثیر آن بر اسپکت خونرسانی میوگارد در دو روش بازسازی Iterative method و Filtered Back Projection

دکتر سید رسول زکوی^۱، دکتر محسن حاجی زاده^۲، امین زرنوزی^۱، مهدی مومن نژاد^۱، دکتر
کامران آریانا^۱، دکتر وحید رضا دباغ کاخکی^۱

۱- بخش پزشکی هسته‌ای، بیمارستان امام رضا(ع)، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۲- بخش فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

(تاریخ دریافت: ۸۳/۱۰/۲۵، تاریخ اصلاح: ۸۳/۱۱/۲۱، تاریخ پذیرش: ۸۳/۱۲/۶)

چکیده

مقدمه: حرکت بیمار در حین انجام اسپکت قلب میتواند باعث ایجاد نقائص کاذب در اسکن بیمار گردد. تاثير روش های مختلف بازسازی تصویر بر روی این آرتفکت ها بررسی نشده است. تعیین ارتباط شدت و محل حرکت و یا مدت زمان آن با نقائص ایجاد شده می تواند در بررسی این نقائص کاذب و همچنین در طراحی نرم افزارهای تصحیح حرکت کمک کننده باشد. مطالعه حاضر یک مطالعه اولیه برای بررسی این نقائص در روشهای مختلف بازسازی می باشد. **مواد و روش‌ها:** اسپکت پرفیوژن قلب طبیعی از یک خانم با احتمال کم از بیماری عروق کرونری که در بررسی توسط سه متخصص پزشکی هسته‌ای هیچگونه حرکتی در زمان تصویر برداری نداشت و در ۳۲ نمای ۳۰ ثانیه‌ای در ۱۸۰ درجه تصویر برداری شده بود مورد بررسی قرار گرفت. جابجائی اسکن اولیه در نماهای ۷؛ ۱۶ و ۲۴ (به عنوان نواحی ابتدائی- وسط و انتهائی تصویر برداری) و با شدت های یک، دو و سه پیکسل و همچنین به مدت زمان ۳۰ تا ۹۰ ثانیه توسط نرم افزار Vision صورت گرفت. همچنین جابجائی اسکن در محور های X و Y و در جهات مثبت و منفی انجام گردید. جابجائی ها به دو صورت برگشت پذیر و برگشت ناپذیر انجام گرفت و مجموعاً ۱۴۴ اسکن جدید ایجاد شد که با دو روش Iterative نوع Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) و Filtered Back projection (FBP) بازسازی شدند (۲۸۸ تصویر) و مورد تفسیر نیمه کمی قرار گرفتند.

یافته‌ها: در جابجائی های به میزان یک، دو و سه پیکسل نسبت اسکن های غیر طبیعی در روش باز سازی FBP به ترتیب ۲/۸٪؛ ۲۵٪ و ۳۹/۶٪ بود در حالیکه در روش OSEM به ترتیب ۱/۸٪، ۴۳/۸٪ و ۶۸/۸٪ اسکن ها غیر طبیعی بودند ($P < 0.001$). توافق تفسیر (Kappa) در بین دو روش بازسازی معادل ۰/۴۸ بود ($P < 0.001$). متوسط امتیاز جذبی تجمعی هر اسکن [summed score] (SS) که نشانه‌ای از شدت و وسعت نقص پرفیوژن می‌باشد در روش بازسازی FBP، ۵/۲۵ و در بازسازی OSEM معادل ۸/۰۸ بود ($P < 0.05$). متوسط SS در روش OSEM و در جابجائی های برگشت پذیر به مدت های متفاوت (یک؛ دو و سه نما یا ۳۰؛ ۶۰ و ۹۰ ثانیه) به ترتیب ۲/۵۲ و ۶ و ۸/۱ بود ($P < 0.05$). همچنین در این روش بازسازی متوسط SS در جابجائی های به مقادیر یک؛ دو و سه پیکسل به ترتیب ۳/۸۵ و ۸/۷۷ و ۱۱/۵۸ بود ($P < 0.001$). در جابجائی های غیر برگشت پذیر و در هر دو روش بازسازی هیچ موردی از تصویر طبیعی گزارش نشد.

نتیجه گیری: مطالعه حاضر نشان داد که در روش باز سازی OSEM نسبت به روش FBP میزان آرتفکت های ناشی از حرکت بیمار بیشتر می باشد و نیز شدت و وسعت آرتفکت های حرکتی نیز در این روش بیشتر است. همچنین شدت آرتفکت ها با افزایش مدت جابجائی بیشتر می شود.

واژه های کلیدی: اسپکت پرفیوژن قلب، حرکت بیمار، روش بازسازی OSEM، روش

بازسازی FBP

مقدمه

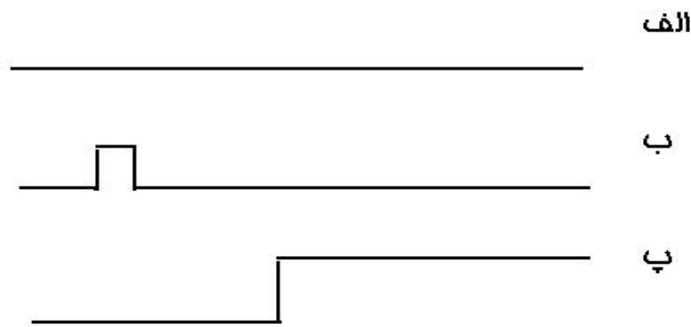
حرکت بیمار و یا ارگان مورد بررسی در حین انجام تصویر برداری یکی از مشکلات بالقوه در انجام تصویر برداری است و ممکن است باعث آرتفکت های متعددی در تصاویر حاصله شود (۱و۲). حرکت قلب به بالا پس از انجام ورزش یکی از آرتفکت های شناخته شده است که برای جلوگیری از این اشکال توصیه شده است که توموگرافی قلب ده دقیقه پس از اتمام ورزش انجام شود (۲). نرم افزارهای موجود برای تصحیح حرکت بیمار در بسیاری از موارد رضایت بخش نیستند و تکرار تصویربرداری در برخی از موارد بهترین انتخاب موجود می باشد (۳). اما تکرار تصویر برداری بعلاوه انتشار مجدد زود رس در مورد تالیوم ممکن است خالی از اشکال نباشد. از طرفی تکرار تصویر برداری گاهی برای بیمار غیر قابل تحمل و یا در یک بخش پرتراکم غیر ممکن است (۱).

استفاده از روش بازسازی Iterative (OSEM) تصاویر در دهه اخیر مورد توجه قرار گرفته است و نسبت به روش Filtered Back projection (FBP) نتایج بهتری را ارائه داده است (۴-۷). اما میزان آرتفکت های حاصل از حرکت بیمار در این روش بازسازی مشخص نیست. آگاهی از آرتفکت های محتمل ناشی از حرکت بیمار و شدت این آرتفکت ها در انواع مختلف حرکتها برای پزشک ضروری است. مطالعه حاضر سعی می کند که شدت و وسعت آرتفکتهای حرکتی ایجاد شده و تاثیر روشهای مختلف بازسازی را در آرتفکت های فوق ارزیابی کند.

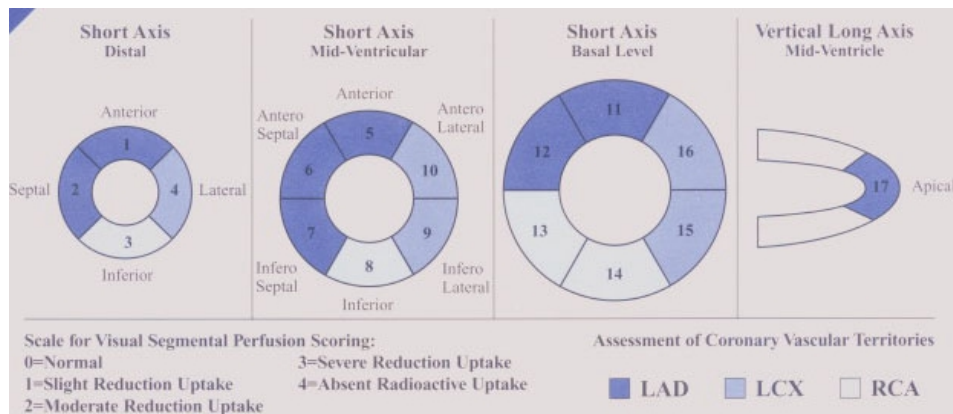
روش کار

اسکن طبیعی یک خانم فاقد بیماری قلبی که در بررسی چشمی توسط سه متخصص پزشکی هسته ای هیچ حرکتی در زمان تصویر برداری نداشت و همچنین فاقد نمای تضعیف فتونی توسط دیافراگم یا پستان بود مورد بررسی قرار گرفت. تصویر برداری توسط یک دستگاه گاما کمرای تک سر سوفا مدل (DSX) در وضعیت خوابیده به پشت انجام شد. تصویر برداری یک ساعت پس از تزریق مقدار ۲۰ میلی کوری از رادیو داروی تکنیسیوم سستامیو و در نمای ۳۰ ثانیه ای انجام شد که در یک نیم دایره از ۴۵ درجه مایل قدامی راست شروع و تا ۴۵ درجه مایل خلفی چپ ادامه پیدا می کرد. ماتریس مورد استفاده ۶۴ در

۶۴ و کولیماتور مورد استفاده کولیماتور با انرژی پائین و درجه تفکیک بالا بود. هر پیکسل تصویری ۶/۴ میلیمتر بود. اسکن طبیعی بیمار با استفاده از نرم افزار (VISION) در محورهای (X و Y) و در جهات مثبت و منفی به میزان یک، دو و سه پیکسل جابجا شد. تمام جابجائی ها در نما های ۷، ۱۶، و ۲۴ (به عنوان نواحی ابتدا، وسط و انتهای تصویر برداری) و به تعداد یک، دو و سه نمای پشت سر هم (مدت زمان ۶۰، ۳۰ و ۹۰ ثانیه) انجام شد به این ترتیب که پس از جابجائی به مدت زمان مشخص به مکان اولیه برگشت داده می شدند. این جابجائی ها تحت عنوان جابجائی های برگشت پذیر نامیده شدند. همچنین جابجائی هایی به صورت برگشت ناپذیر در نما های ۷؛ ۱۶ و ۲۴ اعمال گردید به این صورت که تصاویر پس از جابجائی به مکان اولیه بر نمی گشت (شکل ۱). به عنوان مثال حرکت در نمای ۷ انجام می شد و بیمار در وضعیت جدید تا انتهای تصویر برداری (نمای ۳۲) باقی می ماند. حاصل این جابجائی ها ۱۴۴ تصویر جدید بود که همگی با استفاده از دو روش بازسازی تصاویر به صورت OSEM و FBP و با استفاده از فیلتر Metz با order ۸ و فرکانس قطع ۴/۸ مورد بازسازی قرار گرفتند. در مورد روش OSEM تعداد ۸ Iteration و ۲ subset استفاده شد. مجموعاً ۲۸۸ تصویر مختلف بدست آمد که توسط یک متخصص پزشکی هسته ای مورد بررسی و تفسیر قرار گرفت. تصاویر به صورت تفسیر نیمه کمی در ۱۷ سگمان و ۵ رتبه جذبی مورد بررسی قرار گرفتند و یک نمره کلی تحت عنوان SS (Summed Score) به هر اسکن داده شد که بیانگر شدت و وسعت آرتفکت بود (شکل ۲). تصاویر به صورت چشمی نیز مورد ارزیابی قرار گرفتند و در سه گروه طبیعی؛ بینابینی (کاهش جذب جزئی بدون نقص مشخص) و غیر طبیعی تقسیم بندی شدند. مجموعه اسکن های حرکت داده شده در محورهای (X و Y)، جهات (مثبت و منفی)، شدت (یک، دو و یا سه پیکسل) و نوع حرکت (برگشت پذیر یا برگشت ناپذیر) با هم مقایسه شدند. همچنین میزان آرتفکت ها در دو نوع بازسازی تصاویر (OSEM یا FBP) نیز با هم دیگر مقایسه شدند. مقایسه آماری متغیر های کیفی اسمی با استفاده از تست McNemar و مقایسه متغیر های کمی در دو روش بازسازی تصویر با استفاده از t-test زوجی انجام شد و برای مقایسه سه گروه نیز از



شکل ۱- الف: نمای شماییک اسکن اولیه بدون حرکت. ب: حرکت برگشت پذیر در محور +Y در یک سوهم ابتدائی تصویر برداری. پ: نمای شماییک حرکت غیر برگشت پذیر در محور +Y و در اواسط تصویربرداری



شکل ۲- نمای سگمان بندی مورد استفاده برای تفسیر نیمه کمی اسکن فونرسانی قلب. در این روش تمام میوکارد به ۱۷ سگمان تقسیم می شود و میزان کاهش جذب در هر سگمان بر اساس شدت از صفر (مالت طبیعی) تا ۵ (عدم جذب) نمره بندی می شود. مجموع نمرات سگمانها (Summed Score (SS نامیده می شود.

اسکن هایی که یک پیکسل جابجا شده بودند (صرفنظر از جهت یا نوع حرکت) غیر طبیعی بودند و ۱۴/۶٪ آرتفکت بینابینی داشتند. ۸۳/۳٪ این موارد طبیعی بودند. در بازسازی به روش OSEM این اعداد به ترتیب ۸/۱۸٪، ۸/۳٪ و ۷۲/۹٪ گزارش شدند.

در جابجائی های به مقدار ۲ پیکسل تفسیر غیرطبیعی؛ بینابینی و طبیعی به ترتیب در ۲۵٪، ۲۰/۸٪ و ۵۴/۲٪ موارد در روش FBP و در ۴۳/۸٪، ۲۵٪ و ۳۱/۳٪ در بازسازی OSEM گزارش شد. در بازسازی FBP و در جابجائی های به مقدار ۳ پیکسل تفسیر غیر طبیعی؛ بینابینی و طبیعی به ترتیب ۳۹/۶٪، ۲۷/۱٪ و

آنالیز واریانس یکطرفه (ANOVA) استفاده شد و در موارد معنی دار بودن آزمون آنالیز واریانس از تست Bonferroni به عنوان تست Post-Hoc استفاده شد. در تمام آزمونها سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵ به عنوان سطح قابل قبول در نظر گرفته شد.

یافته ها

از مجموعه تغییرات انجام شده ۱۴۴ اسکن بدست آمد که همگی با دو روش FBP و OSEM بازسازی شده (مجموعاً ۲۸۸ تصویر) و تفسیر شدند. در تفسیر کیفی اسکن ها در بازسازی به روش FBP فقط ۲/۸٪

۳۳/۳٪ موارد گزارش شد که در بازسازی OSEM به ترتیب ۶۸/۸٪، ۱۲/۵۵٪ و ۱۸/۸٪ بود.

مقایسه نسبت اسکن‌های طبیعی و غیر طبیعی در دو روش بازسازی نشان داد که در اسکن‌های جابجا شده میزان یافته‌های غیر طبیعی در روش بازسازی OSEM بیشتر از روش بازسازی FBP می‌باشد ($P < 0.001$). توافق تفسیری در دو روش بازسازی (Kappa) معادل ۰/۴۸۸ بود ($p < 0.001$). شدت و وسعت نیمه کمی آرتفکت (SS) در دو روش بازسازی مقایسه شد که در اسکن‌های جابجا شده متوسط (انحراف معیار) SS در روش بازسازی OSEM $8/02 \pm 8/06$ و در روش بازسازی FBP $6/3 \pm 5/25$ بود ($p < 0.05$). در جابجائی‌های غیر برگشت پذیر و در هر دو روش بازسازی هیچ موردی از تصویر طبیعی گزارش نشد. متوسط میزان شدت و وسعت آرتفکت‌ها یا SS (انحراف معیار) در جابجائی‌های به مقادیر یک، دو و سه پیکسل به ترتیب $3/85 \pm 3/1$ ، $8/77 \pm 8/9$ و $1/58 \pm 1/58$ بود ($P < 0.001$). مقایسه این گروه‌های سه‌گانه بصورت زوجی نیز وجود اختلاف قابل ملاحظه آماری بین تمام گروه‌ها را تأیید می‌کرد ($P < 0.05$).

در حرکت‌های برگشت پذیر و در ارزیابی تأثیر مدت حرکت در نتیجه اسکن از ۳۶ اسکن جابجا شده به اندازه یک نما (مدت ۳۰ ثانیه) در روش FBP تمام اسکن‌ها طبیعی بودند و در روش بازسازی OSEM یک اسکن غیر طبیعی و ۷ مورد بینا بینی بودند. از ۳۶ اسکن جابجا شده به میزان دو نما (۶۰ ثانیه) ۹ تصویر در روش FBP بینا بینی گزارش شد و بقیه طبیعی بودند در حالیکه در بازسازی به روش OSEM ۱۳ تصویر غیر طبیعی و ۶ تصویر بینا بینی بودند. همچنین از ۳۶ اسکن حرکت داده شده به میزان ۳ نما (۹۰ ثانیه) در روش FBP ۹ تصویر بینا بینی و ۱۳ تصویر غیر طبیعی بودند در حالیکه در روش بازسازی OSEM تصاویر بینا بینی ۴ مورد و تصاویر غیر طبیعی ۲۱ مورد گزارش شدند. در جابجائی‌های برگشت ناپذیر و در هر دو روش بازسازی هیچ موردی از تصویر طبیعی گزارش نشد. متوسط شدت و وسعت آرتفکت‌ها یا SS (انحراف معیار) در جابجائی‌های برگشت پذیر به مدت‌های متفاوت (یک تا سه نما یا ۳۰ تا ۹۰ ثانیه) به ترتیب $2/21 \pm 2/52$ ، $6/48 \pm 6/8$ و $8/1 \pm 5/1$ بود ($P < 0.05$).

در ارزیابی زمان جابجائی، متوسط میزان شدت و وسعت آرتفکت‌ها یا SS (انحراف معیار) در جابجائی‌های برگشت پذیر از نمای ۷ یا مراحل اولیه تصویر برداری معادل $6/7 \pm 5/9$ بود. این عدد در جابجائی‌های از نمای ۱۶ (وسط تصویر برداری) معادل $4/1 \pm 2/5$ و در جابجائی‌های از نمای ۲۴ (اواخر تصویر برداری) معادل $4/7 \pm 3/6$ بود ($P = 0.178$).

در جابجائی‌های برگشت ناپذیر متوسط SS (انحراف معیار) در جابجائی‌های از نمای ۷ معادل $8/5 \pm 5/2$ و در جابجائی‌های از نمای ۱۶ و ۲۴ به ترتیب معادل $11/8 \pm 11/4$ و $11/1 \pm 11/7$ بود ($P = 0.01$). در ارزیابی تأثیر جابجائی اسکن در محورهای مختلف، از ۷۲ اسکن جابجا شده در محور X و در بازسازی به روش FBP ۱۵ تصویر غیر طبیعی ($20/8\%$)، ۱۶ تصویر بینا بینی ($22/2\%$) و ۴۱ تصویر طبیعی ($56/9\%$) گزارش گردید. این اعداد در جابجائی‌های در محور Y به ترتیب $23/6\%$ ، $19/4\%$ و $56/9\%$ بودند ($P = 0.879$). در بازسازی به روش OSEM نیز از ۷۲ تصویر تغییر یافته در محور X، $37/5\%$ غیر طبیعی، $9/13\%$ بینا بینی و $48/6\%$ طبیعی بودند. این اعداد در تصاویر تغییر یافته در محور Y به ترتیب 50% ، $16/7\%$ و $33/3\%$ گزارش گردید ($P = 0.172$).

در بررسی تأثیر جهت حرکت: از ۳۶ اسکن جابجا شده در جهت (-X) و در بازسازی FBP $13/9\%$ غیر طبیعی و در اسکن‌های جابجا شده در جهت (+X) $8/27\%$ غیر طبیعی بودند. این اعداد در بازسازی OSEM به ترتیب $36/1\%$ و $38/9\%$ بودند ($P = 0.7$). در بررسی نیمه کمی اسکن‌ها نیز SS در جابجائی‌های جهت (+X) $4/83$ و در جهت (-X) $4/42$ بود ($P = 0.73$).

بحث

حرکت بیمار در حین اسکن قلب ممکن است باعث نقائص کاذب در تصاویر حاصله شود و شدت و وسعت این آرتفکت‌ها بر اساس نوع حرکت بیمار و نوع گاما کم‌رای مورد استفاده (تک سر یا دو سر) ممکن است متفاوت باشد (۳). در صورت حرکت بیمار در حین اسکن می‌توان با جابجائی تصاویر قبل از بازسازی و بصورت دستی در نماهای حرکت کرده این حرکت‌ها را کاهش داد که در مورد حرکت‌های در محور X و Y بسیار کمک کننده است اما این کار بسیار

وقت گیر و وابسته به اوپراتور می باشد. نرم افزار های مختلف تصحیح خود کار حرکت نیز وجود دارد که کمک کننده می باشند (۸-۹) اما اغلب نرم افزارهای موجود کاملاً رضایت بخش نیستند (۱۰). آگاهی از شدت آرتفکت های ایجاد شده در اثر حرکت بیمار برای پزشک ضروری است. همچنین این اطلاعات می تواند به عنوان اطلاعات اولیه در طراحی نرم افزارهای تصحیح حرکت مورد استفاده قرار گیرد.

مطالعه حاضر نشان داد که در بازسازی به روش OSEM شدت و وسعت آرتفکت های حرکتی نسبت به بازسازی به روش FBP بطور قابل توجهی بیشتر است. همچنین فراوانی نسبی تفسیر های غیر طبیعی در روش OSEM بطور قابل توجهی بیشتر از روش FBP می باشد. یافته فوق می تواند نشانه حساسیت بالای روش بازسازی OSEM در پیدا کردن آرتفکت ها باشد. مطالعات متعددی برتری روش OSEM را نسبت به روش FBP در بازسازی تصاویر نشان داده است (۷-۴). یافته حاضر نیز با نتایج این مطالعات مطابقت دارد. بررسی ما نشان داد که شدت و وسعت آرتفکت ها (چه در تفسیر چشمی اسکن و چه در تفسیر نیمه کمی آن) با افزایش شدت جابجائی از یک پیکسل به سه پیکسل افزایش می یابد. در مطالعه ماتسوماتو (۳) و همکارانش نیز آرتفکت قابل توجهی از حرکت به اندازه یک پیکسل ایجاد نشد و با افزایش شدت جابجائی میزان آرتفکت ها افزایش یافت.

در مطالعه ما تاثیر مدت حرکت در جابجائی های برگشت پذیر بسیار قابل توجه بود بطوریکه در صورت جابجائی بمدت ۳۰ ثانیه (یک نما) تصاویر حاصله عموماً طبیعی بودند که حتی در شدت های جابجائی ۳ پیکسلی نیز این امر صادق بود. با افزایش مدت جابجائی شدت آرتفکت ها هم افزایش می یافت. یافته فوق می تواند نشاندهنده اهمیت نسبی مدت جابجائی نسبت به شدت آن باشد. مطالعه Botvinick و همکارانش نیز نشان داد که در بازسازی به روش FBP جابجائی تا ۲۰ پیکسل نیز در صورتی که فقط در یک نما انجام شود آرتفکتی ایجاد نمی کند (۱۱). در همین مطالعه شدت حرکت (تعداد پیکسل های جابجا شده) لازم برای ایجاد آرتفکت با تعداد نماهای جابجا شده (مدت زمان جابجائی) نسبت معکوس داشت. در جابجائی های برگشت پذیر شدت آرتفکت بر اساس زمان جابجائی (ابتدا، وسط یا انتهای تصویر

برداری) تفاوت نداشت، ولی در جابجائی های برگشت ناپذیر حرکت های در ابتدای تصویر برداری (نمای ۷) آرتفکت های کمتری را نسبت به حرکت های در وسط یا انتهای تصویر برداری (نمای ۱۶ و ۲۴) ایجاد می کردند. مطالعه Botvinick و همکارانش نیز نشان داد که محل آرتفکت با زمان حرکت در حین تصویر برداری (ابتدا، وسط یا انتها) ارتباط دارد (۱۱). همچنین در همان مطالعه مشخص شد که در صورتیکه محل جابجائی و تعداد نماهای جابجا شده ثابت باشد شدت آرتفکتها با افزایش شدت جابجائی ابتدا افزایش و سپس کاهش می یابد. این محققین نتیجه گرفتند که در صورتیکه شدت جابجائی از قطر بطن بیشتر باشد شدت آرتفکتها کاهش می یابد.

مطالعه ما همچنین نشان داد که میزان آرتفکت ها در جابجائی در محور X تفاوتی با محور Y ندارد همچنین میزان آرتفکت ها در جابجائی های در جهت منفی و مثبت در هر کدام از محور ها ممکن است با هم تفاوتی نداشته باشد. حرکت در محور های مختلف و یا در جهات متفاوت می تواند محل ایجاد آرتفکتها را تغییر دهد، اما در مطالعه حاضر این مسئله قابل بررسی نبود و مطالعه دیگری در این زمینه باید انجام شود.

نتیجه گیری

۱. میزان آرتفکت های ناشی از حرکت در روش باز سازی OSEM بیشتر از روش بازسازی FBP می باشد.
۲. شدت و وسعت آرتفکت های حرکتی در روش بازسازی OSEM بیشتر از روش بازسازی FBP می باشد.
۳. جابجائی برگشت پذیر بیمار در یک نما (بمدت ۳۰ ثانیه) در روش بازسازی FBP هیچ آرتفکتی ایجاد نمی کند (بدون توجه به شدت جابجائی، جهت جابجائی یا محور جابجائی) و در روش OSEM نیز بندرت ممکن است باعث آرتفکت شود.
۴. شدت و وسعت آرتفکت های ایجاد شده در حرکات برگشت پذیر با افزایش مدت جابجائی بیشتر می شود.
۵. شدت و وسعت آرتفکت های ایجاد شده با افزایش شدت جابجائی (از یک تا سه پیکسل)

تشکر و قدردانی

این پژوهش با حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد انجام گردید که بدینوسیله قدردانی می‌گردد.

بیشتر می‌شود.

۶. در حرکت‌های برگشت ناپذیر شدت و وسعت آرتفکت در حرکت‌هایی که در میانه و انتهای تصویر برداری رخ می‌دهد بیشتر از حرکت در ابتدای تصویر برداری است.

منابع

1. Britten A J, Jamali F, Gane J N, Joseph Anton EA. Motion detection and correction using multi-rotation 180 single-photon emission tomography for thallium myocardial imaging. *Eur J Nucl Med* 1998; 25: 1524-1530.
2. Wackers Frans JTH. Myocardial perfusion imaging. In: Sandler MP, Coleman RE, Patton JA. *Diagnostic nuclear medicine*. 4th ed. Philadelphia, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2003; 273-341.
3. Matsumoto N, Berman DS, Kavanagh PB. Quantitative assessment of Motion artifacts and validation of a new Motion-Correction program for Myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2001; 42: 687-694.
4. Hatton RL, Hutton BF, Angelides S, Choong KK, Larcos G. Improved tolerance to missing data in myocardial perfusion SPET using OSEM reconstruction. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2004; 31(6): 857-61.
5. Wells RG, King MA, Simkin PH, Judy PF, Brill AB, Gifford HC. Comparing filtered backprojection and ordered-subsets expectation maximization for small-lesion detection and localization in ⁶⁷Ga SPECT. *J Nucl Med*. 2000; 41(8): 1391-9.
6. Seret A. Number of iterations when comparing MLEM/OSEM with FBP. *J Nucl Med*. 2004; 45(12): 2125-6.
7. Bai J, Yokoyama K, Kinuya S, Nakajima K, Yamada M, Ichihyanagi K. Preliminary evaluation of image reconstruction by ordered-subset expectation maximization in thallium-201 lung scintigraphy. *Ann Nucl Med*. 2003; 17(7): 619-24.
8. Lee KJ, Barber DC. Use of forward projection to correct patient motion during SPECT imaging. *Phys Med Biol*. 1998; 43: 171-187.
9. O'Connor M K. Evaluation of motion-correction techniques in cardiac SPECT. *J Nucl Med* 2000; 41(7):1298.
10. Leslie WD, Dupont JO, McDonald D, Peterdy AE. Comparison of motion correction algorithms for cardiac SPECT. *J Nucl Med* 1997; 38(5): 785-789.
11. MW. A quantitative assessment of patient motion and its effect on myocardial perfusion SPECT images. *J Nucl Med* 1993; 34:303-310.