

تحلیل کیفیت تصاویر PET بازسازی شده از فانتوم XCAT در تخمین دقیق حجم تومور با استفاده از نرم افزار GATE

علیرضا صدر ممتاز^۱ و نرجس دلیلی^{*}

^۱گروه فیزیک، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

^{*}گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، گروه فیزیک، کد پستی: ۰۱۳۳۳۳۳۱۳۲.

پست الکترونیکی: narjess.dalili@gmail.com

چکیده

در تصاویر PET، شدت هر پیکسل باید متناسب با میزان پرتوایی در بافت باشد، اما خطاهایی به نام اثر حجم جزئی ممکن است رخ دهد. این مطالعه به بررسی تأثیر الگوریتم‌های ML-EM بر دقت تشخیص ابعاد تومور پرداخت. برای شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری، از نرم‌افزار GATE نسخه ۷/۲ استفاده شد. فانتوم قلب حاوی تومور با تنظیمات XCAT ساخته شد و فایل‌های باینری ایجاد شده با XMedCon ۷/۲ به قالب DICOM تبدیل و با MATLAB ترکیب شدند. سپس ۷ برش ترانس‌محوری شامل بافت تومور جدا شدند و قالب فایل‌ها به mhd تغییر یافت. بازسازی تصاویر با نرم‌افزار CASTOR انجام شد. نتایج نشان داد که افزایش تعداد تکرارها در الگوریتم ML-EM نویز را در بازه ۵۲ تا ۵۶ تقویت می‌کند، درحالی‌که تا تکرار ۳۳ کنتراست تصویر بهبود می‌یابد. مقادیر SSIM و PSNR نیز با افزایش تکرارها افزایش یافتند. همچنین، در تمامی تکرارها، ابعاد تومور در اسلایس‌های لبه (که حجم کوچکی از تومور را شامل می‌شود) بیش از حجم واقعی تخمین زده شد. این بزرگنمایی ناشی از اثر ترکیب بافت‌های مجاور است و نسبت به سایر اسلایس‌ها برجسته‌تر بود.

کلیدواژگان: فانتوم XCAT، بازسازی تصویر، الگوریتم ML-EM، نرم‌افزار GATE.

۱. مقدمه

امروزه دستگاه‌های تصویربرداری هسته‌ای در اندازه‌گیری فعالیت ارگان‌های بدن و تشخیص و ارزیابی انواع بیماری‌ها، به‌ویژه تومورهای سرطانی، نقش مهمی ایفا می‌کنند. در میان آن‌ها، تصویربرداری توموگرافی گسیل پوزیترون (PET) به دلیل فراهم کردن اطلاعات عملکردی از ارگان‌های بدن، پیشرفت چشمگیری داشته است [۱]. به همین منظور، بهبود کیفیت بازسازی تصاویر PET از اهداف اصلی پژوهشگران در حوزه تصویربرداری پزشکی محسوب می‌شود [۲]. مسئله بازسازی، تعیین بهترین تخمین از توزیع فعالیت بر اساس نگاره‌های اندازه‌گیری شده است. به‌طور کلی، دو رویکرد اصلی در بازسازی تصویر وجود دارد. رویکرد اول ماهیتی تحلیلی دارد و از ریاضیات توموگرافی کامپیوتری استفاده می‌کند که اندازه‌گیری‌های انتگرال خطی را به توزیع اکتیویته در جسم مرتبط می‌سازد.

از شبیه‌سازی مونت کارلو در GATE مدل‌سازی شد. سپس با به‌کارگیری روش بازسازی تکراری ML-EM و اجرای ۶۴ تکرار، بازسازی تصاویر از داده‌های خام انجام شد. همچنین تأثیر حجم جزئی بر دقت تعیین ابعاد تومور بررسی گردید، زیرا عدم دقت در اندازه‌گیری ابعاد تومور می‌تواند منجر به انتخاب نامناسب روش‌های درمانی و نتیجتاً پیامدهای بالینی نامطلوب شود.

۲. مواد و روش کار

فانتوم XCAT برای استفاده در تصویربرداری پزشکی به‌منظور فراهم کردن مدلی منعطف و واقع‌گرایانه از ساختار و عملکرد بدن انسان توسعه‌یافته است. این فانتوم شامل نسخه‌های زن و مرد بوده و جزئیات آناتومیکی مانند شکل، اندازه و چگالی اندام‌ها را شبیه‌سازی می‌کند. فانتوم XCAT قابلیت ایجاد ضایعات یا ناهنجاری‌های مشخص در موقعیت‌های دلخواه را داراست که به پژوهشگران امکان می‌دهد تأثیر این ناهنجاری‌ها را بر نتایج تصویربرداری بررسی کنند. علاوه بر این، شبیه‌سازی حرکات غیرارادی مانند ضربان قلب و تنفس با انعطاف‌پذیری بالا، امکان ارزیابی دقیق‌تری از عملکرد دستگاه‌های تصویربرداری فراهم می‌آورد. این ویژگی‌ها فانتوم XCAT را به ابزاری ارزشمند برای تحقیقات تصویربرداری پزشکی و بهینه‌سازی تکنیک‌های آن تبدیل کرده‌اند [۶].

۱.۲. شبیه‌سازی

۱.۱.۲. تولید داده‌های خام فانتوم و تومور

برای آغاز فرایند شبیه‌سازی، ابتدا تنظیمات نرم‌افزار XCAT به‌منظور ساخت فانتوم زن انجام شد. سپس تنظیمات مربوط به تومور اعمال شد. در این مرحله، تعیین دقیق مختصات تومور ضروری بود تا در محل مناسب قرار گیرد. بدین منظور، توده‌ای کروی با قطر ۱۰ میلی‌متر در مختصات $(X, Y, Z) = (۱۵۵, ۱۳۰, ۸۶)$ تعریف شد. پس از ایجاد

در این روش، الگوریتم‌های مختلفی همچون بازسازی به روش نگاره برگشتی فیلترشده (FBP) یا تبدیل فوریه وجود دارد. رویکرد دوم مبتنی بر روش‌های تکرارشونده است که فرایند جمع‌آوری داده‌ها در پویش گر PET را مدل می‌کند و با استفاده از مجموعه‌ای از تکرارهای متوالی، تصویری سازگار با داده‌های اندازه‌گیری‌شده به دست می‌آورد [۴،۳].

الگوریتم‌های بازسازی تصویر مبتنی بر روش‌های تکراری نسبت به روش‌های تحلیلی پیشرفت چشمگیری داشته‌اند، زیرا مدل‌های واقع‌گرایانه‌تری از سیستم‌های تصویربرداری پزشکی ارائه می‌دهند. الگوریتم EM که در سال ۱۹۷۷ توسط دمپستر و همکارانش معرفی شد، بر پایه ماهیت تکراری عمل می‌کند و در قالب روش ML-EM برای داده‌های پواسونی، به بیشینه‌سازی تابع درست‌نمایی تصویر می‌پردازد. همچنین، الگوریتم بازسازی آماری مبتنی بر تکرار که در سال ۱۹۸۲ توسط شپ و وردی معرفی شد، پایه‌گذار بسیاری از الگوریتم‌های بازسازی تصویر بوده است. معادله (۱)، رابطه بازسازی تصویر به روش ML-EM را نشان می‌دهد.

$$\bar{f}_j^{(k+1)} = \frac{\bar{f}_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^{(k)}} a_{ij} \quad (1)$$

در این رابطه $\bar{f}_j^{(k)}$ مقدار تخمین اولیه، n تعداد پیکسل‌ها و g_i نماهای اندازه‌گیری شده و a_{ij} درایه‌های ماتریس انتقال A را نشان می‌دهد. اولین تخمین از تصویر برای شروع بازسازی تصویر $\bar{f}^0$ می‌تواند صفحه‌ای یکنواخت باشد [۵]. در این الگوریتم ابتدا یک برآورد اولیه از تصویر، معمولاً به صورت توزیع یکنواخت، تهیه می‌شود. سپس پروجکشن‌های تصویر تخمینی با پروجکشن‌های استخراج‌شده از داده‌ها مقایسه می‌گردد. در صورت وجود اختلاف، اصلاحاتی برای بهبود تصویر اعمال و برآورد تصویر به‌روز می‌شود. این فرایند تا دستیابی به همگرایی مطلوب ادامه می‌یابد تا میان دو مجموعه توافق منطقی برقرار شود. در این پژوهش، یک سیستم تصویربرداری PET بالینی با استفاده

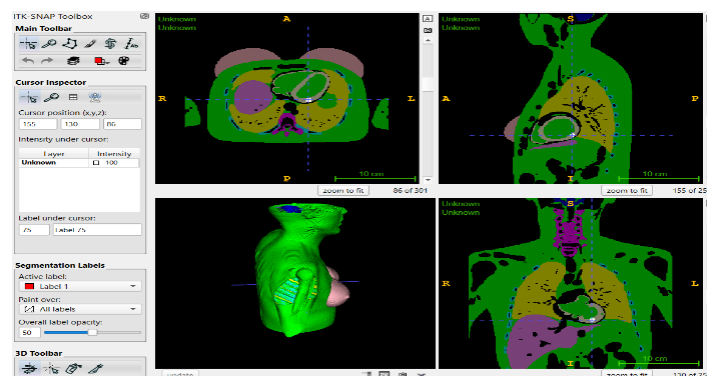
این سیستم شامل ۳۲ بلوک آشکارساز است که هر بلوک از ۵۷۶ کریستال سوسوزن از جنس BGO تشکیل شده است. مجموع تعداد عناصر برابر با ۱۸۴۳۲ است که نشان‌دهنده دقت بالای سیستم در شناسایی تابش‌ها است. ابعاد هر کریستال به گونه‌ای است که دارای مساحت سطحی معادل $4/39 \times 4/05$ میلی‌متر مربع و ضخامت ۲۰ میلی‌متر است. شبیه‌سازی با پنجره هم‌زمانی ۱۰ نانوثانیه و پنجره انرژی بین ۲۵۰ تا ۷۵۰ کیلو الکترون‌ولت انجام می‌شود. همچنین، حفاظ مورد استفاده در این پوشش‌گر از جنس تنگستن انتخاب شده تا فعالیت‌های خارج از میدان دید پوشش‌گر به حداقل برسد.

میدان دید محوری برابر با ۱۵۵ میلی‌متر تنظیم شده است که این ویژگی برای بررسی دقیق‌تر نواحی هدف بسیار حائز اهمیت است. چشمه از نوع وکسل‌بندی شده است، یعنی فعالیت رادیواکتیو به صورت سه‌بعدی و بر اساس داده‌های تصویری حاصل از فانتوم XCAT است.

فایل‌های فانتوم و تومور، داده‌ها در قالب دایکام ذخیره شدند. برای این کار از نرم‌افزار XMedCon استفاده شد که قابلیت تبدیل فایل‌های باینری در قالب دایکام را فراهم می‌کند. در ادامه، به منظور تولید تصاویر حاوی تومور، فایل‌های فانتوم و تومور در فریم‌های متناظر با استفاده از نرم‌افزار MATLAB با یکدیگر ترکیب شدند. نمایی از تصویر فانتوم و تومور در نرم‌افزار ITK-SNAP در شکل ۱ نشان داده شده است. سپس اندام‌های اطراف قلب و تومور از تصویر فانتوم حذف شده و تصویر نهایی قلب حاوی تومور استخراج گردید که در شکل ۲ ارائه شده است. در نهایت، ۷ برش ترانس محوری از مجموع ۳۰۱ برش انتخاب و مورد بررسی قرار گرفتند.

۲.۱.۲. سیستم تصویربرداری طراحی شده

برای شبیه‌سازی فرایند تصویربرداری PET قلب، از شبیه‌ساز مونت‌کارلوی GATE نسخه ۷/۲ استفاده شده است. در این شبیه‌سازی، سیستم تصویربرداری PET بالینی SIEMENS PETHR+ طراحی گردیده که دارای ویژگی‌های خاصی است.



شکل (۱): روی هم قرار دادن تصویر فانتوم و تصویر تومور ایجاد شده از فانتوم XCAT در نرم افزار ITK-SNAP.



شکل (۲): تصویر قلب حاوی تومور در نرم‌افزار XMedCon.

$$PSNR = 10 \times \log_{10} \left(\frac{MAX_I^2}{MSE} \right) \quad (2)$$

معیار SSIM که دربرگیرنده عناصر ساختاری تصویر است و کیفیت محتوای ساختاری و شباهت بین دو تصویر را اندازه‌گیری می‌کند، عددی بین صفر و یک است و از رابطه (۳) محاسبه می‌شود:

$$SSIM(x, y) = \frac{(\mu_x \mu_y + c_1)(\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (3)$$

که در آن μ ، σ^2 ، $\sigma_{x,y}$ به ترتیب میانگین، واریانس و کوواریانس پیکسل‌ها در تصویرند و ثابت‌های c_1 و c_2 دو متغیر برای جلوگیری از صفرشدن مخرج کسر هستند. همچنین برای ارزیابی کیفیت تصویر بازسازی شده، دو عامل کنتراست و توان نویز مورد بررسی قرار گرفت که کنتراست تصویر از رابطه (۴) محاسبه می‌شود:

$$C = \frac{N_{CS} - N_{BG}}{N_{CS}} \quad (4)$$

در رابطه (۴)، N_{CS} برابر با میانگین شمارش در هر پیکسل در ناحیه مورد نظر و N_{BG} برابر با میانگین شمارش در ناحیه زمینه است و توان نویز معمولاً با استفاده از انحراف معیار محاسبه می‌شود. اگر ما انحراف معیار ناحیه پس‌زمینه را به‌عنوان نماینده‌ای از توان نویز در نظر بگیریم، می‌توانیم رابطه (۵) را برای نویز بنویسیم:

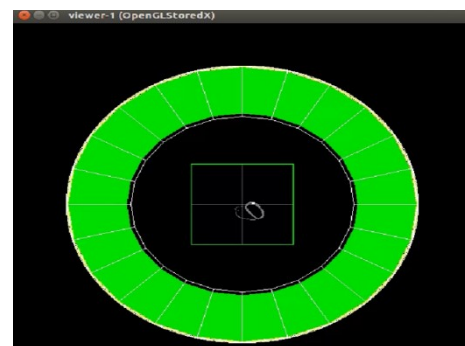
$$\sqrt{N}\sigma = NP \quad (5)$$

که در آن، $N\sigma$ انحراف معیار مقادیر پیکسل‌های ناحیه پس‌زمینه است.

۳. نتایج

شکل ۴ رفتار نویز و کنتراست را در الگوریتم ML-EM نشان می‌دهد. نتایج حاکی از آن است که نویز با افزایش تعداد تکرارها ابتدا روندی صعودی دارد و در تکرارهای ۵۲ تا ۵۶ به بیشینه مقدار خود (حدود ۳۳۰) می‌رسد و سپس کاهش می‌یابد. این رفتار را می‌توان با ماهیت ریاضی الگوریتم ML-EM توضیح داد؛ به‌طوری که در هر تکرار، نسبت شمارش‌های مشاهده‌شده به

نوع ذرات منتشر شده گاما است و انرژی ذرات به‌صورت تک انرژی و برابر با ۰/۵۱۱ مگا الکترون‌ولت تنظیم شده است که نشان‌دهنده فوتون‌های حاصل از نابودی پوزیترون است. نوع انتشار ذرات به صورت همزمان و در جهت‌های مخالف منتشر می‌شوند که این مدل برای شبیه‌سازی PET بسیار مناسب است. مقدار فعالیت رادیواکتیو چشمه ۱۰۰۰۰۰۰ بکرل در نظر گرفته شد و نیمه عمر چشمه برابر با ۶۵۸۶/۲ ثانیه تعریف شده است تا فرآیند فروپاشی رادیواکتیو در شبیه‌سازی لحاظ شود. مدت زمان اجرای شبیه‌سازی نیز ۱۲۰ ثانیه (به ازای هر ثانیه یک اسلایس از تصویر) تنظیم گردید تا داده‌های کافی برای تحلیل فراهم شود که در شکل ۳ نمایی از فانتوم XCAT در سیستم طراحی شده نمایش داده شده است. سپس از نرم افزار CASTOR که قابلیت پردازش مستقیم داده های GATE را دارد بازسازی به روش ML-EM با ۶۴ تکرار انجام شد. سپس با استفاده از XMedCon تغییر قالب از اینترفایل به دایکام صورت گرفت.



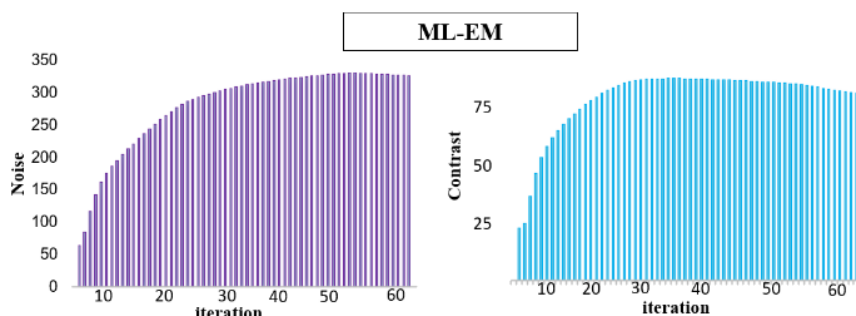
شکل (۳): نمایی از فانتوم XCAT در نرم افزار GATE.

۳.۱.۲. معیارهای ارزیابی

برای مقایسه شباهت بین تصاویر بازسازی‌شده و مرجع از معیارهای PSNR و SSIM استفاده [۷]. نسبت سیگنال به نویز (PSNR) یکی از متداول‌ترین روش‌ها برای ارزیابی کیفیت تصویر است و نشان‌دهنده نسبت بیشینه توان سیگنال (داده) به توان نویز موجود در تصویر است. منظور از «بیشینه توان سیگنال» مقدار بیشینه پیکسل‌ها در تصویر است. مقدار PSNR طبق معادله (۲) محاسبه می‌شود.

۵۰-۲۰ تکرار به تعادل قابل قبول می‌رسد و Defrise و همکاران [۹] که حداقل خطا را حدود تکرار ۱۰ و افزایش نویز در تکرارهای بالاتر گزارش کرده‌اند، همخوانی دارد. همچنین، مطالعات Jaskowiak و همکاران [۱۰] بر روی تأثیر تعداد تکرارها بر کنتراست، الگوی مشابهی از افزایش اولیه و سپس کاهش پارامترهای کیفی را تأیید می‌کنند.

پیش‌بینی شده موجب تقویت نوسانات آماری و در نتیجه افزایش نویز می‌شود. با نزدیک شدن تخمین‌ها به همگرایی، این نوسانات کاهش یافته و نویز به حالت پایدار می‌رسد. کنتراست نیز روند مشابهی را نشان می‌دهد، به‌طوری‌که تا تکرار ۳۳ افزایش یافته و به مقدار بیشینه ۸۰/۳ می‌رسد، سپس کاهش می‌یابد. این امر بیانگر آن است که در تکرارهای بالا به دلیل هموارسازی مؤثر و بازتوزیع شدت، کنتراست کاهش پیدا می‌کند. نتایج حاضر با گزارش Alessio و همکاران [۸] که نشان می‌دهد ML-EM معمولاً در



شکل (۴): مقایسه عملکرد الگوریتم های ML-EM در بهبود کنتراست و کاهش نویز تصاویر با افزایش تکرار.

ظاهری تومور منجر شود. این رفتار با ماهیت تکراری الگوریتم ML-EM سازگار است؛ زیرا در هر تکرار، نسبت داده‌های مشاهده‌شده به داده‌های پیش‌بینی‌شده باعث تقویت نواحی با فعالیت بالاتر می‌شود. با این حال، در تکرارهای زیاد، به دلیل نوسانات آماری، هموارسازی تدریجی، و اثر حجم جزئی، مرز ضایعه می‌تواند دچار بازتوزیع شدت شود و در نتیجه حجم تخمینی کاهش یابد یا حتی در برخی اسلایس‌ها به طور کامل از بین برود. این اثر در اسلایس‌های اول و هفتم پررنگ‌تر بود، زیرا حجم تومور در این دو اسلایس نسبت به سایر اسلایس‌ها کوچک‌تر است و در ضایعات کوچک، اثر حجم جزئی و پدیده سرریز بیشتر مشاهده می‌شود. در اسلایس اول، حجم تومور نسبت به حجم واقعی ۹ میلی‌متر مکعب در تکرارهای ۵، ۱۰، ۱۸، ۲۸، ۳۶، ۴۵ و ۶۴ به ترتیب معادل ۹۴۴، ۸۴۴، ۷۴۴، ۶۳۳، ۵۴۴، ۵۲۲ و ۴۶۶ برابر مقدار واقعی برآورد شد. خطای نسبی متناظر نیز به ترتیب ۸/۵۵، ۸/۴۴، ۶/۴۴، ۵/۳۳، ۴/۴۴،

بر اساس جدول ۱، شاخص‌های کمی تصویر نیز بهبود تدریجی را نشان می‌دهند؛ به‌طوری‌که PSNR از ۲۲/۰۲ در تکرار ۲ به حداکثر مقدار خود (۳۵/۶۶) در تکرار ۶۴ افزایش یافته و SSIM نیز از $10^{-5} \times 1/56$ به ۰/۶۳۷ که نشان‌دهنده بهبود ساختاری تصویر در طول تکرارها است.

مطابق با جدول ۲، حجم تومور و میانگین شدت در دو اسلایس اول و آخر از مجموع ۷ اسلایس بازسازی‌شده به دقت اندازه‌گیری شد و با مقایسه حجم واقعی تومور پیش از بازسازی با حجم تخمینی پس از بازسازی، دقت الگوریتم مورد ارزیابی قرار گرفت. در تکرار اول، تصویر بازسازی‌شده به‌طور محسوسی تیره بود و جزئیات تومور به‌خوبی قابل مشاهده نبود. این موضوع نشان می‌دهد که در تکرارهای ابتدایی، الگوریتم هنوز به مقدار کافی همگرا نشده و توزیع شدت در تصویر به‌صورت کم‌برآورد ظاهر می‌شود. با افزایش تعداد تکرارها، ابتدا تقویت شدت در ناحیه تومور رخ می‌دهد و همین امر می‌تواند به بزرگ‌نمایی

۴/۲۲- و ۳/۶۶- ثبت گردید. همچنین میانگین شدت در ناحیه تومور با افزایش تعداد تکرار کاهش یافت؛ به طوری که بیشینه شدت در تکرار ۵ برابر ۲۳۲۸۸ و کمینه آن در تکرار ۶۴ برابر ۱۷۳۱۷ بود. این کاهش شدت را می توان به بازتوزیع فعالیت، کاهش کنتراست موضعی و تأثیر محدودیت تفکیک پذیری سیستم نسبت داد. برای اسلایس هفتم نیز الگوی مشابهی مشاهده شد. در تکرارهای ۵، ۱۰، ۱۸ و ۲۸، حجم های تخمینی به ترتیب معادل ۶۷۷، ۴۸۸، ۳۲۲ و ۳۱۱ برابر حجم واقعی بودند. در تکرار ۳۶، حجم تخمینی تومور به مقدار واقعی نزدیک شد، اما در تکرارهای ۴۵ و ۶۴ به ترتیب کاهش ۴۴ درصدی و ۱۰۰ درصدی در حجم تخمینی مشاهده گردید. خطای نسبی متناظر قابل مشاهده است.

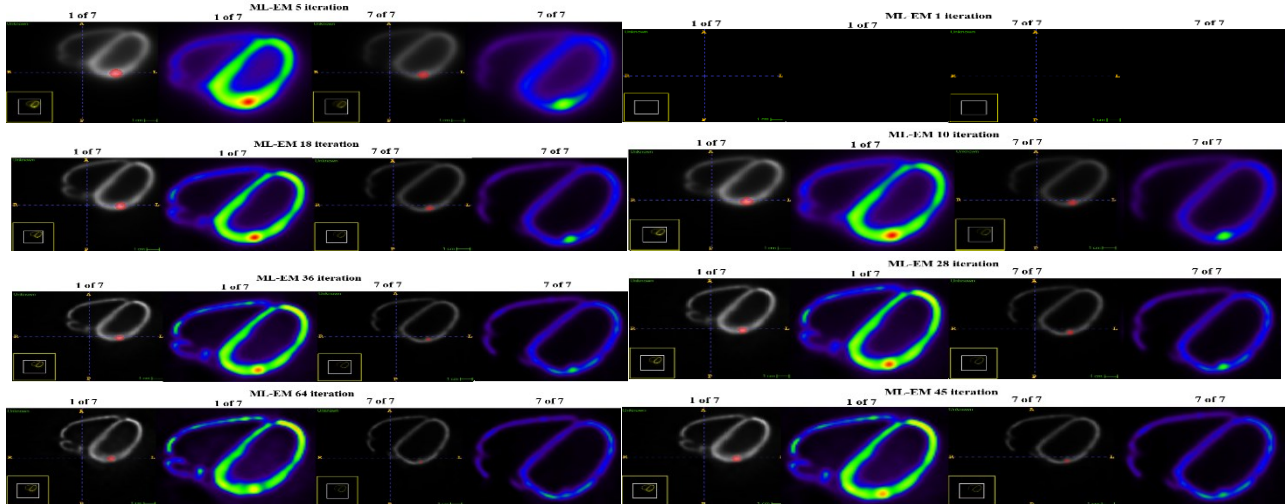
جدول (۱): تغییرات SSIM, PSNR، تصاویر بازسازی شده به روش ML-EM نسبت به تصویر مرجع (تصویر قلب همراه تومور) و میزان کنتراست و نویز تصویر بازسازی شده در تکرارهای مختلف.

تعداد تکرار	PSNR	SSIM	کنتراست	نویز
۱	-	-	-	-
۲	۲۲/۱۴۷	۰/۰۰۰۰۱۵۶	۰	۰
۳	۲۶/۹۶۶	۰/۰۰۰۵۱۳	۲۰/۹	۶۴
۴	۲۹/۵۲۰	۰/۰۰۶۸۴	۲۲/۶	۸۳/۹
۵	۳۱/۱۲۷	۰/۰۱۸۸	۲۳/۳	۱۱۶
۶	۳۲/۱۷۵	۰/۰۳۴۴۲۴	۴۲/۵	۱۴۳
۷	۳۲/۸۷۷	۰/۰۵۲۹۸	۴۸/۹	۱۶۱
۸	۳۳/۳۵۷	۰/۰۷۳۱۹۷	۵۳/۵	۱۷۵
۹	۳۳/۶۹۲	۰/۰۹۳۲۳۳	۵۶/۹	۱۸۶
۱۰	۳۳/۹۲۹	۰/۱۱۲۹۱۹	۵۹/۷	۱۹۵
۱۲	۳۴/۲۲۰	۰/۱۴۹۲۵۲	۶۴/۳	۲۱۳
۱۴	۳۴/۳۶۴	۰/۱۸۱۷۸۸	۶۸/۲	۲۲۹
۱۶	۳۴/۴۳۸	۰/۲۱۱۸۶۷	۷۱/۵	۲۴۴
۱۸	۳۴/۴۵۷	۰/۲۴۰۵۴۳	۷۴/۴	۲۵۸
۲۰	۳۴/۴۶۶	۰/۲۶۸۸۹۸	۷۶/۸	۲۷۱
۲۴	۳۴/۵۴۹	۰/۳۲۵۸۹	۷۹/۶	۲۹۰
۲۸	۳۴/۷۱۷	۰/۳۸۱۳۳۴	۸۰/۲	۳۰۰
۳۲	۳۴/۸۵۱	۰/۴۳۱۳۱۹	۸۰/۳	۳۰۹
۳۶	۳۴/۹۶۳	۰/۴۷۴۰۲۵	۸۰/۱	۳۱۵
۴۰	۳۵/۰۵۸	۰/۵۱۰۰۵۹	۷۹/۸	۳۲۰
۴۴	۳۵/۱۴۰	۰/۵۴۰۰۲۸	۷۹/۳	۳۲۴
۴۸	۳۵/۲۱۰	۰/۵۶۵۱۴۸	۷۸/۸	۳۲۷
۵۲	۳۵/۲۷۱	۰/۵۸۶۷۴۱	۷۸/۳	۳۳۰
۵۶	۳۵/۳۹۵	۰/۶۰۶۱۱۲	۷۷/۱	۳۳۰
۶۰	۳۵/۵۳۶	۰/۶۲۳۲۳۷	۷۵/۸	۳۲۸
۶۴	۳۵/۶۶۹	۰/۶۳۷۹۵۵	۷۴/۵	۳۲۶

جدول (۲): مقایسه ابعاد تومور در دو اسلایس اول و آخر از ۷ اسلایس بازسازی شده به روش ML-EM در تکرار ۱، ۵، ۱۰، ۱۸، ۲۸، ۳۶، ۴۵ و ۶۴ با

استفاده از نرم افزار ITK-SNAP.

تکرار اول	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	-	-
خطای نسبی	۱	۱
میانگین شدت	-	-
تکرار پنجم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۸۵	۶۱
خطای نسبی	-۸/۵۵	-۵/۷۷
میانگین شدت	23288 ± 5490	14621 ± 1715
تکرار دهم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۷۶	۴۴
خطای نسبی	-۸/۴۴	-۳/۸۸
میانگین شدت	22062 ± 4977	12172 ± 1854
تکرار هجدهم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۶۷	۳۸
خطای نسبی	-۶/۴۴	-۳/۲۲
میانگین شدت	21521 ± 5831	11791 ± 1559
تکرار بیست و هشتم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۵۷	۲۸
خطای نسبی	-۵/۳۳	-۲/۱۱
میانگین شدت	21440 ± 5922	11507 ± 1447
تکرار سی و ششم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۴۹	۹
خطای نسبی	-۴/۴۴	۰
میانگین شدت	20569 ± 4598	11300 ± 1103
تکرار چهل و پنجم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۴۷	۵
خطای نسبی	-۴/۲۲	۰/۴۴
میانگین شدت	20116 ± 3516	10804 ± 713
تکرار شصت و چهارم	۷ از ۱	۷ از ۷
حجم (mm^3)	۴۲	۰
خطای نسبی	-۳/۶۶	۱
میانگین شدت	17317 ± 2644	10151 ± 408



شکل (۵): مقایسه بصری ابعاد تومور در دو اسلایس اول و آخر از ۷ اسلایس بازسازی شده به روش ML-EM در تکرارهای مختلف با استفاده از نرم‌افزار ITK-SNAP و XmedCon.

۴. نتیجه گیری

در این مطالعه، رفتار الگوریتم ML-EM در بازسازی تصاویر PET از منظر شاخص‌های کیفی و کمی بررسی شد. نتایج نشان داد که با افزایش تعداد تکرارها، کیفیت تصویر بهبود می‌یابد؛ به‌ویژه کنتراست و شاخص‌های PSNR و SSIM افزایش پیدا می‌کنند. این روند نشان می‌دهد که تصویر بازسازی‌شده در تکرارهای بیشتر به ساختار واقعی نزدیک‌تر می‌شود. با این حال، رفتار غیرخطی نویز و کنتراست نشان داد که ML-EM در مراحل ابتدایی با افزایش تکرار، توانایی تقویت ویژگی‌های ساختاری را دارد، اما در تکرارهای بالاتر، بازتوزیع شدت و هموارسازی تدریجی می‌تواند به کاهش کنتراست و تثبیت یا حتی افت نویز منجر شود؛ بنابراین، افزایش بیش از حد تعداد تکرارها لزوماً به بهبود قابل توجه تصویر نمی‌انجامد؛ برای مثال، از تکرار ۴۰ تا ۶۴، مقدار SSIM تنها حدود ۰/۶ واحد افزایش یافته است.

از سوی دیگر، هرچند با افزایش تکرار، تصاویر بازسازی‌شده از نظر ساختاری به تصویر مرجع نزدیک‌تر می‌شوند، اما در اسلایس‌های لبه، یعنی اسلایس‌های ۱ و ۷، ارزیابی کمی حجم و شدت تومور نشان داد که در تکرارهای اولیه، الگوریتم به دلیل تقویت نواحی با فعالیت بالا تمایل به بیش‌برآورد حجم دارد. در مقابل، در تکرارهای بیشتر، اثر حجم جزئی می‌تواند به کاهش حجم تخمینی و حتی محوشدن ظاهری ضایعات کوچک منجر شود. این پدیده به‌ویژه در اسلایس‌هایی با حجم تومور کمتر برجسته است و نشان‌دهنده حساسیت الگوریتم ML-EM به اندازه ضایعه و محدودیت‌های تفکیک‌پذیری سیستم است.

در مجموع، نتایج این مطالعه تأکید می‌کنند این الگوریتم به‌ویژه در بازسازی ضایعات کوچک تحت تأثیر اثر حجم جزئی و محدودیت‌های تفکیک‌پذیری قرار دارد؛ بنابراین، تعیین پارامترهای بازسازی باید متناسب با هدف کاربردی و ویژگی‌های ضایعه انجام گیرد.

۵. مراجع

1. M. Brown. PET Imaging in Oncology: Current Applications and Future Directions. *Imaging Med.* 16 (5) (2024) 224–225.
2. F. Hashimoto, Y. Onishi, K. Ote, H. Tashima, A. J. Reader, T. Yamaya. Deep learning-based PET image denoising and reconstruction: a review. *Radiol. Phys. Technol.* 17 (1) (2024) 24-46.
3. A. J. Reader, B. Pan. AI for PET image reconstruction. *Br. J. Radiol.* 96 (1150) (2023) 20230292.
4. M. Asemanrafat, A. Chaparian, M. Lotfi, A. Rasekhi. Impact of Iterative Reconstruction Algorithms on Image Quality and Radiation Dose in Computed Tomography Scan of Patients with Malignant Pancreatic Lesions. *J. Med. Signals Sensors* 12 (1) (2022) 69-75.
5. J. Llacer, E. Veklerov, K. J. Coakley, E. J. Hoffman, J. Nunez. Statistical analysis of maximum likelihood estimator images of human brain FDG PET studies. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 12 (2) (1993) 215–231.
6. W. P. Segars, B. M. W. Tsui, J. Cai, F. F. Yin, G. S. Fung, E. Samei. Application of the 4D XCAT phantoms in biomedical imaging and beyond. *IEEE Trans. Med. Imaging* 37 (3) (2018) 680-692.
7. U. Sara, M. Akter, M. S. Uddin. Image Quality Assessment through FSIM, SSIM, MSE and PSNR: A Comparative Study. *J. Comput. Commun.* 7 (3) (2019) 8-18.
8. A. M. Alessio, P. E. Kinahan. PET Image Reconstruction. In: R. E. Henkin, editor. *Nuclear Medicine*. 2nd ed. St. Louis, MO: Mosby; 2006.
9. M. Defrise, P. E. Kinahan, C. J. Michel. Image Reconstruction Algorithms in PET. In: P. E. Valk, D. L. Bailey, D. W. Townsend, M. N. Maisey, editors. *Positron Emission Tomography: Basic Sciences*. Springer, London (2005) 63–91.
10. C. J. Jaskowiak, J. A. Bianco, S. B. Perlman, J. P. Fine. Influence of reconstruction iterations on 18F-FDG PET/CT standardized uptake values. *J. Nucl. Med.* 46 (3) (2005) 424-428.