



ارزیابی کمی و کیفی اثر حرکت تنفسی بر تومورهای ریه راست در تصاویر PET/CT

فرشته غلامی^۱، مجتبی شمسایی زفرقندی^۱، احسان علی بیگی^{۲*}، مستانه صانعی^۳، بهنوش تیموریان^۱
۱. گروه پروتوزشکی، مهندسی انرژی و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، صندوق پستی: ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳، تهران-ایران
۲. پژوهشکده فیزیک و شناگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران-ایران
۳. گروه رادیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، صندوق پستی: ۱۴۶۶۵-۳۵۴، تهران-ایران

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۸/۸/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۸/۱۰/۳۰

چکیده

در تشخیص‌های بالینی خاص، قدرت مکان‌یابی PET در تعیین عارضه نسبت به تصویربرداری‌های آناتومیکی معمولی هم‌چون CT و MRI بیش‌تر بوده و تفسیر تصاویر PET، کمی دشوار است. ترکیب تصاویر PET و CT راه حلی برای تعیین یافته‌های غیرطبیعی، به دلیل عدم وجود نشانه‌های اختصاصی آناتومیکی است. در سال‌های اخیر PET/CT نقش مهمی در تشخیص تومورها، طراحی درمان پرتودرمانی و ارزیابی پاسخ به درمان، دارد. متفاوت بودن زمان تصویربرداری PET و CT، به ویژه در ناحیه ریه، سبب به وجود آمدن آرتیفکت و در نتیجه خطا در تخمین مقدار جذب و تعیین حجم تومور می‌شود. هدف از این مقاله، بررسی خطاهای کمی و کیفی ناشی از آرتیفکت‌های تنفسی در تومورهای ریه است. بدین‌منظور از فانتوم XCAT جهت شبیه‌سازی حرکت تنفسی و STIR جهت اعمال نقشه‌های تضعیف بر تصاویر PET و بازسازی تصاویر استفاده شد. ارزیابی نتایج به کمک آنالیز ROI و پارامتر SUL_{max} صورت گرفت. تصاویر حاصل از روش‌های مختلف تصحیح تضعیف بیانگر تأثیر ناچیز حرکت تنفسی بر نواحی بالای ریه می‌باشد. نتایج نشان داد بهترین روش بررسی اولیه تصاویر PET جهت استخراج اندازه و موقعیت تومور در ریه، و سپس تصمیم‌گیری در مورد فاز تنفسی مناسب بر مبنای اندازه و موقعیت تومور، می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: PET، CT، فانتوم XCAT، ROI، STIR، SUL_{max}

Qualitative and quantitative assessment of the effect of respiratory movement on right lung tumors in PET/CT images

F. Gholami¹, M. Shamsaei-Zafarghandi¹, E. Alibeigi^{2*}, M. Sanei³, B. Teymourian¹

1. Medical Radiation, Faculty of Energy Engineering and Physics, Amirkabir University of Technology, P.O. Box: 4413-15875, Tehran, Iran
2. Physics and Accelerators Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran-Iran
3. Department of Radiotherapy, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, P.O. Box: 14665-354, Tehran, Iran

Abstract

For specific clinical diagnoses, positron emission tomography (PET) can detect more sites of disease than conventional anatomical imaging such as x-ray computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI). Interpretation of PET can be difficult; however, PET images have few anatomical landmarks for determining the location of abnormal findings. Combining PET and CT images acquired sequentially on their separate devices provides a partial solution to this problem. In earlier years PET/CT has an important role in detecting tumors, planning radiation treatment and evaluating response to therapy. Differences in PET and CT imaging time, especially in the lung region, cause artifacts and errors in estimating tumor uptake and volume determination. The purpose of this paper was to investigate qualitative and quantitative errors due to respiratory artifacts on tumors of the lung. For this purpose, the XCAT phantom was used to simulate respiratory motion and also, STIR was used to apply attenuation maps on reconstruction of PET images. The evaluation of results was performed by ROI and SUL_{max} parameters. The images from various methods of attenuation correction, indicated that respiratory motion on regions above the lungs is poorly. The best method is the Initial review of PET images to obtain the size and location of the tumor and then make a decision about the appropriate respiratory phase based on the size and location of the tumor for attenuation correction of PET images.

Keywords: PET, CT, XCAT phantom, ROI, STIR, SUL_{max}

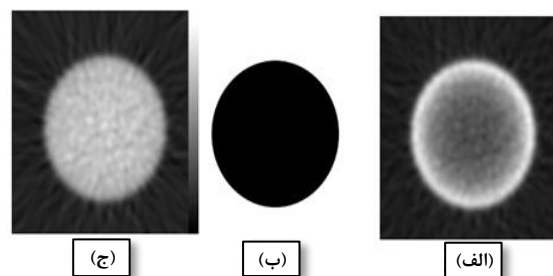
*Email: alibeigi.ehsan@gmail.com

۱. مقدمه

سیستم ترکیبی PET/CT^۱ اهمیت بالایی در تشخیص، پیگیری و طراحی درمان سرطان دارد. برای سرطان‌های نواحی قفسه سینه و یا شکم، تنفس بیمار سبب بروز آرتیفکت و خطاهایی در تصاویر PET و CT می‌شود. قدرت مکان‌یابی دقیق PET/CT در تعیین عارضه، سبب شده است که به‌عنوان وسیع‌ترین روش تشخیصی در تصویربرداری آنکولوژیک جهت تشخیص، سطح‌بندی و نظارت بیماران مبتلا به انواع مختلف سرطان استفاده شود [۱، ۲].

مهم‌ترین عاملی که در تصویربرداری PET می‌تواند کیفیت تصویر و دقت کمی را کاهش دهد تضعیف فوتون در بافت می‌باشد. بدین ترتیب تصحیح تضعیف که بیانگر بهبود کیفیت تصویر، تشخیص ضایعه و سطح‌بندی بیماران در آنکولوژی بالینی می‌شود، ضروری است. تصحیح تضعیف برای PET نیازمند تعیین یک نقشه تضعیف (توزیع فضایی ضرایب تضعیف در انرژی ۵۱۱ keV) است (شکل ۱) [۳]. در سال‌های اخیر عموماً از تصاویر CT برای ساخت نقشه‌های تصحیح تضعیف PET استفاده می‌شود [۴].

فرایند CT تنها چند ثانیه طول می‌کشد در حالی که فرایند PET چند دقیقه طول می‌کشد. در طول مدت زمان طولانی فرایند PET، حرکت تنفسی به‌وجود خواهد آمد و این امر منجر به کاهش کیفیت تصویر شده و تصحیح تضعیف را دشوار می‌سازد، چرا که تصاویر برای ارگان‌هایی که با تنفس حرکت می‌کنند، مطابقت ندارد [۵-۱۰].



شکل ۱. نمایشی از آرتیفکت بازسازی ناشی از عدم تصحیح تضعیف برای یک توزیع یکنواخت اکتیویته در یک فانتوم استوانه‌ای. الف) تصویر بازسازی شده بدون تصحیح تضعیف. ب) نقشه تضعیف یکنواخت در انرژی ۵۱۱ keV. ج) همان اسلایس (الف) پس از اعمال تصحیح تضعیف [۳].

تاکنون مطالعات زیادی برای ارزیابی و کاهش آرتیفکت تنفسی انجام شده است. حذف و کاهش اثرات ناشی از آرتیفکت تنفسی نیازمند تخمین درستی از مقدار خطای ایجاد شده در میزان جذب استاندارد و سایز تومور می‌باشد [۱۰، ۱۱-۱۵].

با علم بر این‌که پژوهشگران متعددی، سودمندی شبیه‌سازی را برای بررسی عوامل مؤثر در کیفیت تصویر و کاهش خطا مناسب دانسته‌اند، در این مطالعه حرکت تنفسی بیمار با دامنه حرکت دیافراگم متفاوت با استفاده از فانتوم XCAT^۲ شبیه‌سازی شد و تصویر PET با CT میانگین سیکل تنفسی تضعیف گردید. پس از آن جهت انجام تصحیح تضعیف تصویر PET از تصاویر CT در چهار فاز (انتهای دم، انتهای بازدم، فاز مشابه با تصویر PET و میانگین سیکل تنفسی) مختلف از یک سیکل تنفسی استفاده شد. با در نظر گرفتن STCT^۳ و ACT^۴ به‌ترتیب به‌عنوان واقعیت ساکن و استاندارد طلایی کلینیکی تخمین حجم تومور و میزان جذب استاندارد برای سایر فازهای تنفسی، جهت درک بهتر آرتیفکت حرکت تنفسی در تصویربرداری PET/CT انجام شد.

۲. مواد و روش‌ها

به‌منظور بررسی روش‌های مختلف تصحیح تضعیف از فانتوم XCAT استفاده شد. با استفاده از XCAT حرکت تنفسی شبیه‌سازی و تومورهای کروی با قطرهای متفاوت در مکان‌های مختلفی از ریه شبیه‌سازی شد. جهت انجام بازسازی‌ها (الگوریتم بازگشتی OSEM^۵) و اعمال نقشه‌های تضعیف مختلف بر تصاویر PET از نرم‌افزار STIR^۶ استفاده گردید. ارزیابی نتایج نیز به کمک آنالیز ROI^۷ و پارامتر SUL_{max}^۸ صورت گرفت.

۱.۲ فانتوم XCAT

فانتوم XCAT یکی از پیشرفته‌ترین و معتبرترین فانتوم‌هایی است که برای مطالعات بررسی کیفیت تصویر PET/CT مورد

2. 4d-Extended-Cardiac-Torso

3. Stationary Truth Computed Tomography

4. Averaged Computed Tomography

5. Ordered Subset Expectation Maximization

6. Software for Tomographic Image Reconstruction

7. Region of Interest

8. Standard Uptake Value Lean Body Mass

1. Positron Emission Tomography/Computed Tomography

۴.۲ نرم افزار ImageJ

ImageJ^۲ نرم افزاری است که برای کاربردهای تشخیصی در فیزیک پزشکی طراحی شده است [۱۷-۱۸]. این نرم افزار توسط مؤسسه ملی بهداشت ایالات متحده امریکا طراحی و بر روی پلاتفورم جاوا نوشته شده است و کاربرد فراوانی در تصویربرداری پزشکی دارد [۱۹]. ImageJ به طور رایگان برای دانلود و استفاده در دسترس قرار دارد.

۵.۲ SUL_{max}

SUL_{max} بیشینه میزان جذب استاندارد نرمالیزه شده به وزن بدون چربی است. SUV^۳ میزان جذب استاندارد است که به صورت نسبت اکتیویته بافت به اکتیویته دز تزریقی محاسبه می شود. این پارامتر می تواند به جرم بدن، جرم بدون چربی یا مساحت سطح بدن نرمالیزه شود. بدین ترتیب با نرمالیزه کردن SUV نسبت به تغییرات وزن بدن مستقل می شود [۲۰-۲۳].

۳. شبیه سازی

مراحل و گام های مختلف انجام شبیه سازی به صورت زیر است:

۱.۳ گام اول

در اجرای این فرایند، نقشه توزیع اکتیویته (به عنوان تصاویر PET) و نقشه تضعیف بافتها (به عنوان تصویر CT) با کمک فانتوم XCAT تولید شد.

۲.۳ گام دوم

پس از آن که داده های خام فانتوم و تومور تولید شد، برای ایجاد تصاویر همراه با تومور باید فایل فانتوم و تومور در فریم های معادل با نرم افزار متلب ترکیب شوند.

۳.۳ گام سوم

از آن جا که در نقشه تضعیف های به دست آمده از فانتوم XCAT، ضرایب تضعیف بر حسب ۱/pixel می باشند لازم است برنامه ای نوشته شود تا این ضرایب تضعیف (μ) را طبق رابطه ۱ به عدد سی تی تبدیل کند.

$$CT_{number} = 1000 \times \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water, 82keV}}{\mu_{water, 82keV}} \quad (1)$$

استفاده قرار می گیرد چرا که علاوه بر شبیه سازی حرکت تنفسی و قلبی، تصاویری دقیق از ساختار بدن بیمار و توزیع غلظت رادیودارو در بدن را نیز فراهم می کند. XCAT یک برنامه شبیه سازی مطلوب بوده که در اصل برای فراهم کردن یک مدل منعطف و واقع گرایانه از ساختار و عملکرد انسان توسعه یافت و در حال حاضر به طور گسترده ای به عنوان یک استاندارد طلایی در پژوهش های تصویربرداری پزشکی هسته ای استفاده می شود [۱۲-۱۴].

۲.۲ نرم افزار STIR

STIR نرم افزاری با امکان دسترسی رایگان است که به زبان ++C نوشته شده است و قابلیت نصب بر روی سیستم عامل های ویندوز و لینوکس را دارد. این نرم افزار دارای قابلیت ها، توابع و کلاس های مختلف است. STIR امکان بازسازی تصاویر PET به صورت سه بعدی را فراهم می کند. کتابخانه این نرم افزار به گونه ای طراحی شده است که می تواند برای الگوریتم های مختلف بازسازی تصویر و هندسه های مختلف اسکنرهای PET استفاده شود [۱۵]. نرم افزار STIR، یک نرم افزار بازسازی تصویر می باشد که به کاربر امکان می دهد تا داده های خام PET به دست آمده از دستگاه یا داده های حاصل از شبیه سازی را به صورت سه بعدی بازسازی نماید. در این نرم افزار امکان استفاده از الگوریتم تکرارشونده OSEM و الگوریتم FBP^۱ دوبعدی و سه بعدی در بازسازی تصاویر PET وجود دارد.

۳.۲ نرم افزار AMIDE

AMIDE یک آزمونگر داده تصاویر پزشکی است و به عنوان یک ابزار کاربرپسند با امکان دسترسی رایگان، برای نمایش و تحلیل تصاویر پزشکی حجمی چندگانه توسعه یافته است. این نرم افزار قابلیت نمایش مدهای مختلف داده، هم چون PET، CT و MRI را دارد. نرم افزار AMIDE روی سیستم عامل یونیکس، مکینتاش OSX و ویندوز اجرا می شود و کد منبع، تحت عنوان مجوز عمومی GNU به طور رایگان موجود است [۱۶].

2. Image Processing and Analysis in Java Standard Uptake Value
3. Standard Uptake Value

1. Filtered Back Projection

۴.۳ گام چهارم

نقشه تضعیف‌های به‌دست آمده از فانتوم XCAT مربوط به انرژی مؤثر CT (در این‌جا ۸۲ keV) هستند. از آن‌جا که انرژی فوتون‌های گسیلی در PET، ۵۱۱ keV می‌باشد، قبل از اعمال نقشه تضعیف‌های CT بر داده‌های PET، باید با یکی از روش‌های نگاشت انرژی، ضرایب تضعیف در انرژی مؤثر CT به مقادیر متناظر خود در انرژی ۵۱۱ keV تبدیل شود. در این بررسی از روش bilinear استفاده شد. در این روش یک منحنی کالیبراسیون دوخطی از مرتبط کردن اعداد CT اندازه‌گیری‌شده (HU) در سه نقطه مرجع (هوا، آب و استخوان) و هم‌تای (نقطه مقابل) نظری خود (μ) به‌دست می‌آید. منحنی bilinear در نقطه مربوط به آب یک نقطه‌ی شکست دارد که باعث می‌شود که μ هر ماده در مقابل عدد CT مربوط به خودش قرار بگیرد. روش bilinear اغلب در اسکانه‌های PET/CT تجاری مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۴].

۵.۳ گام پنجم

تولید سینوگرام یکی از قابلیت‌های نرم‌افزار STIR می‌باشد. برای تولید سینوگرام کافی است اطلاعات مربوط به هندسه اسکانه PET مدنظر و اطلاعات مربوط به تصویر به برنامه داده شود تا سینوگرام مربوطه ساخته شود. در این مطالعه از مدل اسکانه HR+ECAT EXACT ساخت کمپانی زیمنس استفاده شد. این اسکانه ۵۵ رینگ دارد و تعداد ۶۷۲ آشکارساز در هر رینگ آن قرار گرفته است. قطر رینگ‌ها ۸۲٫۵ cm بوده و برهم‌کنش‌ها تا عمق میانگین ۰٫۷ سانتی‌متری دنبال می‌شوند. فاصله‌ی بین رینگ‌ها ۰٫۶۷۵ cm می‌باشد.

۶.۳ گام ششم

تصاویر PET حاصل از فانتوم XCAT، ایده‌آل و بدون نویز است. برای نزدیک شدن به تصاویر واقعی PET از بدن بیمار، باید در ابتدا با استفاده از نقشه تضعیف‌های به‌دست آمده از CT در میانگین سیکل تنفسی، تصاویر PET حاصل از فانتوم XCAT، با استفاده از نرم‌افزار STIR تضعیف شوند. پس از آن که تصاویر PET با میانگین سیکل تنفسی تضعیف شدند، با استفاده از تصاویر میانگین سیکل تنفسی CT (ACT)، واقعیت

ساکن (STCT)، انتهای بازدم (EECT^۱) و انتهای دم (EICT^۲) تصحیح تضعیف می‌شوند تا اثر حرکت تنفسی در فرایند تصحیح تضعیف مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد. لازم به یادآوری است که برای ایجاد تصویر استاتیک (واقعیت ساکن)، تصویر PET باید با تصویر CT فریم معادل آن تضعیف و تصحیح تضعیف گردد.

۷.۳ گام هفتم

برای تولید تصویر، سینوگرام PET باید بازسازی شود. بازسازی تصویر PET توسط نرم‌افزار STIR و با استفاده از الگوریتم بازگشتی OSEM با ۴ زیر مجموعه و ۲۰ زیر تکرار انجام می‌شود.

به‌منظور ارزیابی اثر حرکت تنفسی بر فرایند تصحیح تضعیف داده‌های PET، برای تومورهای نواحی قفسه‌سینه، پنج تومور با قطرهای ۸، ۱۰، ۱۲، ۱۸ و ۲۵ میلی‌متری در سه مکان مختلف ریه از جمله ناحیه بالا، پایین و میانی ریه راست با استفاده از فانتوم XCAT شبیه‌سازی شد.

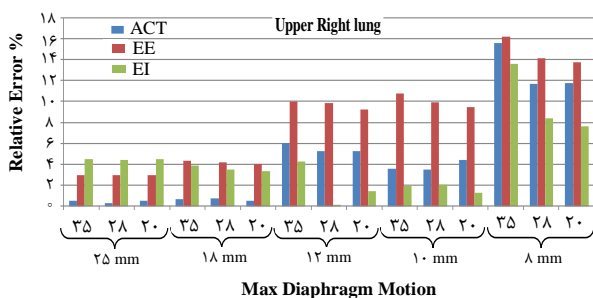
مدل‌سازی حرکت تنفسی با سه اندازه حرکت دیافراگم ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری صورت گرفت و تصاویر PET و CT از قفسه‌سینه با قرار دادن تومور در نواحی مختلف جمع‌آوری شد. ارزیابی کمی و کیفی نتایج به‌ترتیب با پارامترهای SUL_{max} و حجم تومور در ناحیه مورد بررسی (ROI)، انجام شد. در محاسبه حجم، حد آستانه پنجاه درصدی به‌عنوان بهترین معیار انطباق در تصاویر PET/CT برای تخمین حجم تومور استفاده شده است. تغییرات SUL_{max} و حجم تومور با مقایسه تصاویر دینامیک و استاتیک و به‌صورت درصد اختلاف نسبی طبق رابطه‌های ۲ و ۳ گزارش شد:

$$\Delta SUL_{max} = \frac{SUL_{max} - SUL_{max}(STCT)}{SUV_{max}} \times 100 \quad (2)$$

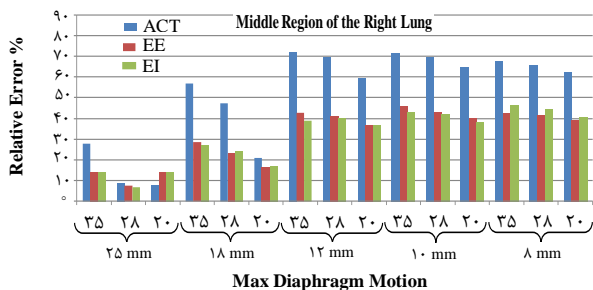
$$\Delta V = \frac{V - V(PET_ACT)}{V(PET_ACT)} \times 100 \quad (3)$$

شود. به تدریج با افزایش سایز تومور مشاهده می‌شود که خطای اندازه‌گیری جذب تومور کاهش می‌یابد.

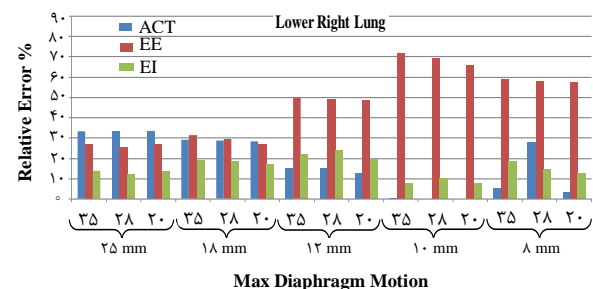
شکل ۴ نتایج مربوط به بررسی اثر حرکت تنفسی را برای ناحیه پایین ریه راست نشان می‌دهد. نواحی پایین ریه به دلیل نزدیکی به دیافراگم اهمیت زیادی دارد. نتایج حاصل برای تومورهایی با قطرهای مختلف در ناحیه پایین ریه راست نشان داد که با افزایش اندازه تومور، درصد خطا در محاسبه مقدار SUL_{max} کاهش می‌یابد. همچنین با مقایسه میزان خطا در سه اندازه حرکت دیافراگم مختلف ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری نشان داده شد با افزایش دامنه‌ی حرکتی دیافراگم مقدار خطا افزایش می‌یابد.



شکل ۲. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET بر SUL_{max} در ناحیه بالای ریه راست.



شکل ۳. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET بر SUL_{max} در ناحیه میانی ریه راست.



شکل ۴. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET بر SUL_{max} در ناحیه پایین ریه راست.

در رابطه‌ی ۲، $SUV_{max}(STCT)$ میزان SUL_{max} اندازه‌گیری شده از تصویر واقعیت ساکن (استاتیک) و کمیت SUL_{max} مقادیر به‌دست آمده از تصاویر PET/ACT ، $PET/EECT$ و $PET/EICT$ را نشان می‌دهند و خطای ناشی از اثر حرکت تنفسی در فرایند تصحیح تضعیف با استفاده از معیار ΔSUL_{max} مشخص می‌گردد.

در رابطه‌ی ۳، $V(PET_ACT)$ میزان حجم اندازه‌گیری شده با آستانه‌ی ۵۰ درصدی از تصویر واقعیت ساکن به‌عنوان مرجع و V ، مقادیر به‌دست آمده از تصاویر PET/ACT ، $PET/EECT$ و $PET/EICT$ را نشان می‌دهد. همچنین خطای ناشی از حرکت تنفسی در فرایند تصحیح تضعیف با استفاده از معیار ΔV مشخص می‌گردد.

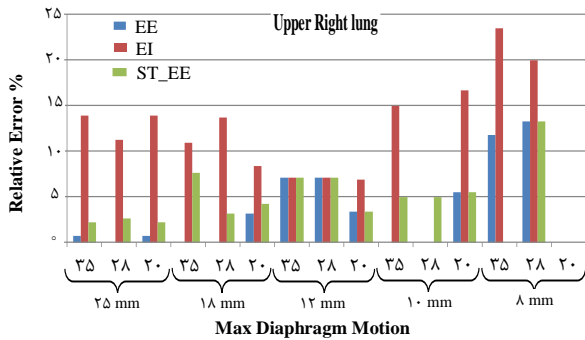
۴. نتایج

نمودارها میزان درصد خطا در برآورد مقدار SUL_{max} را در تصاویر PET تصحیح تضعیف‌شده با انتهای دم (EI)، تصاویر PET تصحیح تضعیف‌شده با انتهای بازدم (EE) و تصاویر PET تصحیح تضعیف‌شده با میانگین سیکل تنفسی (ACT) در مقایسه با تصاویر واقعیت ساکن (STCT) نشان می‌دهند. این اندازه‌گیری‌ها برای تومورهایی با قطر ۸، ۱۰، ۱۲، ۱۸ و ۲۵ میلی‌متر واقع در مکان‌های مختلف ریه راست و با سه اندازه حرکت دیافراگم ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری انجام شده است.

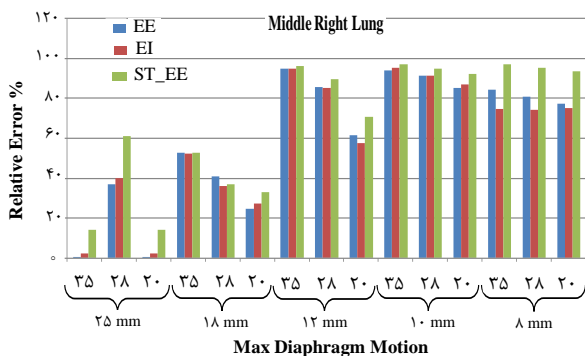
شکل ۲ نتایج حاصل از بررسی تصاویر مربوط به تومورهای واقع در ناحیه‌ی بالای ریه راست را نشان می‌دهد که حرکت تنفسی با خطای حداکثری در اندازه حرکت دیافراگم ۳۵ میلی‌متری برای تومورهای ۸ میلی‌متری، سبب تخمین اکتیویته کم تر از مقدار واقعی آن شده است. همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، با افزایش قطر تومور این میزان خطا کاهش می‌یابد.

شکل ۳ نتایج حاصل از بررسی SUL_{max} را برای نواحی میانی ریه‌ی راست نشان می‌دهد. عدم تطابق ناشی از حرکت تنفسی در ناحیه میانی ریه‌ی راست در هر سه روش ACT، EE و EI، تخمین کم‌تر از حد واقعی را در جذب تومورهای این ناحیه نشان داد. بیشینه خطای ناشی از عدم تطابق، در حالتی مشاهده می‌شود که تومورهای کوچک با دامنه حرکت ۳۵ میلی‌متری دیافراگم جابه‌جا شوند و از داده‌های میانگین سیکل تنفسی برای تصحیح تضعیف داده‌های PET استفاده

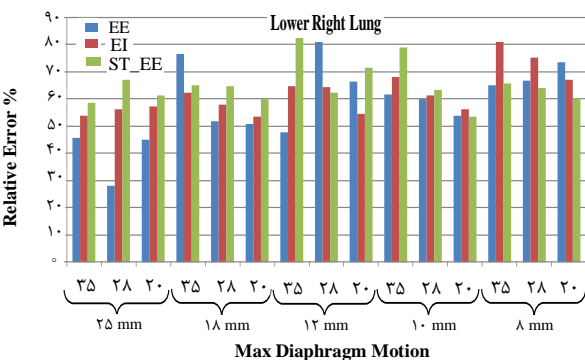
برای تومور ۱۰ و ۱۸ میلی‌متری در هر سه تصویر EE، EI و STCT، و برای تومور ۸ میلی‌متری در تصاویر EE و STCT، با افزایش دامنه حرکتی دیافراگم مقدار خطای حجم تومور افزایش می‌یابد و برای تومور ۱۲ و ۲۵ میلی‌متری، میزان خطا روند مشخصی را دنبال نمی‌کند.



شکل ۵. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET بر حجم تومور در ناحیه بالای ریه راست.



شکل ۶. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET بر حجم تومور در ناحیه میانی ریه راست.



شکل ۷. مقایسه خطای نسبی حاصل از بررسی اثر حرکت تنفسی و روش‌های مختلف تصحیح تضعیف داده‌های PET در ناحیه پایین ریه راست.

اندازه‌گیری حجم تومور، میزان درصد خطا در تخمین حجم تومور را در تصاویر PET تصحیح تضعیف شده با انتهای دم، تصاویر PET تصحیح تضعیف شده با انتهای بازدم و تصاویر PET تصحیح تضعیف شده با تصاویر CT معادل به‌عنوان واقعیت ساکن در مقایسه با تصاویر PET تصحیح تضعیف شده با میانگین سیکل تنفسی را نشان می‌دهد. این اندازه‌گیری‌ها نیز برای تومورهای با قطر ۸، ۱۰، ۱۲، ۱۸ و ۲۵ میلی‌متر واقع در مکان‌های مختلف ریه راست و با سه اندازه حرکت دیافراگم ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری انجام شده است.

همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود استفاده از تصویر CT در انتهای بازدم، کم‌ترین خطا را در محاسبه حجم تومور نسبت به حالت استاندارد (تصویر PET تصحیح تضعیف شده با میانگین سیکل تنفسی) نشان می‌دهد. مقایسه تصاویر تصحیح تضعیف شده با روش‌های EE و EI با تصویر واقعیت ساکن نیز نشان می‌دهد که تصویر انتهای بازدم، کم‌ترین خطا را در محاسبه حجم تومور نسبت به واقعیت ساکن دارد. نتایج حاصل از بررسی تصاویر مربوط به تومورهای واقع در ناحیه‌ی بالای ریه راست نشان می‌دهد که حرکت تنفسی در اندازه حرکت دیافراگم ۳۵ میلی‌متری برای تومورهای ۸ میلی‌متری سبب تخمین حجم، بیش‌تر از مقدار واقعی آن می‌شود.

شکل ۶ نتایج مربوط برای نواحی میانی ریه‌ی راست را نشان می‌دهد. عدم مطابقت ناشی از حرکت تنفسی در ناحیه میانی ریه‌ی راست، برای تومورهای ۸، ۱۰، ۱۲ و تومور ۱۸ میلی‌متری در اندازه حرکت دیافراگم ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری دیافراگم در هر سه حالت EE، EI و ACT، تخمین کم‌تر از حد واقعی را در حجم تومورهای این ناحیه نشان می‌دهد و برای تومور ۲۵ میلی‌متری در تمام اندازه حرکت دیافراگم‌ها و تومور ۱۸ میلی‌متری در اندازه حرکت ۲۰ میلی‌متری دیافراگم، سبب تخمین حجم تومور بیش‌تر از حالت استاندارد می‌شود.

در شکل ۷ مشاهده می‌شود که در ناحیه پایین ریه راست با افزایش سایز تومور درصد خطا در محاسبه مقدار حجم کاهش می‌یابد. مقایسه میزان خطا در سه اندازه حرکت دیافراگم مختلف ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی‌متری نشان می‌دهد که

۵. نتیجه گیری

تصاویر حاصل از روش های مختلف تصحیح تضعیف در بررسی اثر حرکت تنفسی، در اندازه حرکت دیافراگم های ۲۰، ۲۸ و ۳۵ میلی متری، برای تومورهایی با قطر ۸، ۱۰، ۱۲، ۱۸ و ۲۵ میلی متری در نواحی مختلف ریه بیانگر تأثیر ناچیز حرکت تنفسی بر نواحی بالای ریه می باشد. عدم تطابق بین تصاویر PET و CT ناشی از حرکت تنفسی بر تومورهایی با قطر کوچک به ویژه در نواحی پایین ریه به شدت اثرگذار می باشد چرا که تومورهای این نواحی به دیافراگم نزدیک بوده و با حرکت دیافراگم جابه جا می شوند. بنابراین در فرایند تشخیص، تومورهای کوچک در ناحیه پایین ریه باید با دقت بیشتری مورد ارزیابی و بررسی قرار گیرند. کاهش میزان خطا با افزایش قطر تومور نیز نشان از تأثیرگذاری کم تر حرکت تنفسی بر تومورهایی با اندازه بزرگ را دارد.

همان طور که در شکل های ۲ تا ۷ نشان داده شده است، دامنه های حرکتی بزرگ تر دیافراگم سبب ایجاد خطای بزرگ تری در بیشینه جذب استاندارد تومور و حجم تومور می شود. البته تومورهای بزرگ تر با قطر ۱۸ و ۲۵ میلی متری نسبت به تومورهای کوچک تر با قطر ۸، ۱۰ و ۱۲ میلی متری حساسیت کم تری نسبت به حرکت تنفسی دارند و میزان خطایی که برای تومورهای بزرگ تر در میزان جذب استاندارد و تخمین سایز وجود دارد، کم تر از تومورهای کوچک می باشد.

همانند نتایج مربوط به میزان جذب استاندارد تومور تحت تأثیر حرکت تنفسی، ناچیز بودن میزان خطای ناشی از روش های مختلف تصحیح تضعیف داده های PET تحت تأثیر اندازه حرکت دیافراگم های مختلف نشان می دهد که در این نواحی، حرکت تنفسی تأثیر کمی بر محاسبه حجم تومور دارد و میزان اثرگذاری آن در تومورهایی با قطر کوچک مشهودتر است. همچنین دامنه های حرکتی بزرگ تر دیافراگم سبب ایجاد خطای بزرگ تری در اندازه گیری حجم تومور می شود. در شکل ۶ روند منظمی در محاسبه میزان خطای ناشی از حرکت تنفسی در ناحیه میانی ریه راست مشاهده می شود. با افزایش قطر تومور، خطای حرکت تنفسی در تخمین اندازه ضایعه، نسبت به حالت استاندارد کاهش می یابد. همچنین با افزایش

دامنه حرکتی دیافراگم نیز خطا در محاسبه حجم تومور افزایش می یابد.

برای تومورهای در ناحیه پایین ریه راست، به جز تصویر PET/EECT تومور ۸ میلی متری و تصویر PET/EICT تومور ۲۵ میلی متری که افزایش دامنه حرکتی دیافراگم، روند کاهش را در خطای سایز تومور نشان می دهد، با افزایش اندازه حرکت دیافراگم، میزان خطا در محاسبه اندازه تومور، نسبت به حالت استاندارد افزایش می یابد و این روند در هر سه تصویر PET/EECT، PET/EICT و PET/STCT تکرار می شود. با مقایسه تصاویر PET/EECT و PET/EICT با تصویر بدون حرکت تنفسی PET/STCT، مشاهده شد که به ویژه برای تومورهای کوچک در ناحیه پایین ریه راست، استفاده از فاز انتهایی بازدم خطای کم تری را نسبت به واقعیت ساکن به ثبت می رساند و از این رو می تواند به عنوان فاز مطلوب جهت تصحیح تضعیف برای تومورهای این ناحیه استفاده شود.

در شرایط تصویربرداری کلینیکی عوامل مختلفی علاوه بر آرتیفکت تنفسی در تصویر دخیل هستند و بررسی نقش آرتیفکت تنفسی به تنهایی امکان پذیر نیست. امکان کنترل شرایط تصویربرداری و بررسی اثر تغییر یک پارامتر با ثابت نگاه داشتن دیگر پارامترهای موجود، مزیت روش شبیه سازی بر روش های کلینیکی است. به همین دلیل هدف از انجام این پروژه، بررسی کمی و کیفی نقش عدم تطابق داده های PET و CT به وجود آمده از حرکت تنفسی با استفاده از روش شبیه سازی تحلیلی می باشد. در این راستا از فانتوم XCAT و نرم افزار بازسازی تصویر STIR استفاده شد. اگرچه روش های شبیه سازی مونت کارلو، استاندارد طلایی در روش های شبیه سازی به شمار می روند، اما شبیه سازی های تحلیلی به کمک فانتوم XCAT به دلیل فراهم نمودن جزئیات بالایی از آناتومی بدن زن و مرد، از قبیل حرکت تنفسی، حرکت قلبی، میزان انبساط قفسه سینه و دیافراگم، وزن و قد بیمار، قطر تومور، نقشه توزیع اکتیویته و ضرایب تضعیف بافت های مختلف، می تواند با دقت بالایی به جای روش های مونت کارلو استفاده شده و بدین ترتیب زمان انجام محاسبات را نیز کاهش دهد.

مراجع

1. M. Aristophanous et al. *Clinical utility of 4D FDG-PET/CT scans in radiation treatment planning*. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*. **82** (1), 99-105, (2012).
2. D.W. Townsend, T. Beyer, and T.M. Blodgett, *PET/CT scanners: a hardware approach to image fusion*. *Seminars in nuclear medicine*. **33** (3), (2003).
3. H. Zaidi, and B. Hasegawa, *Determination of the attenuation map in emission tomography*. *Journal of Nuclear Medicine*. **44** (2), 291-315, (2003).
4. D.W. Townsend et al. *PET/CT today and tomorrow*. *The journal of nuclear medicine*. **45**, (2004).
5. A.S. Nehmeh et al. *Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer*. *Journal of nuclear medicine*. **43** (7), (2002).
6. C. Liu et al. *The impact of respiratory motion on tumor quantification and delineation in static PET/CT imaging*. *Physics in medicine and biology*. **54** (24), (2009).
7. T-C. Huang and Y-C. Wang, *Deformation effect on SUVmax changes in thoracic tumors using 4-D PET/CT scan*. *PLoS One*. **8** (3), (2013).
8. Sh. Nagamachi et al. *Reproducibility of deep inspiration breath-hold ¹⁸F-FDG PET/CT technique in diagnosing cancer located in the area affected by respiratory motion*. *Journal of Nuclear Medicine*. **49** (1), (2008).
9. T-C. Huang et al. *Respiratory motion reduction in PET/CT using abdominal compression for lung cancer patients*. *PloS one*. **9** (5), (2014).
10. J. Wang, *Motion Correction Algorithm of Lung Tumors for Respiratory Gated PET Images*. (2009).
11. P. Geramifar et al. *Respiratory-induced errors in tumor quantification and delineation in CT attenuation-corrected PET images: effects of tumor size, tumor location, and respiratory trace: a simulation study using the 4D XCAT phantom*. *Molecular Imaging and Biology*. **15** (6), 655-665, (2013).
12. J. Vandemeulebroucke, *Motion modelling and estimation for image guided radiation therapy*. *Diss. Ph.D. thesis, L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon*, (2010).
13. P. Mishra et al. *Adaptation and applications of a realistic digital phantom based on patient lung tumor trajectories*. *Physics in Medicine & Biology*. **57** (11), (2012).
14. C. Lee et al. *Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models*. *Physics in Medicine & Biology*. **52** (12), (2007).
15. K. Thielemans et al. *STIR: software for tomographic image reconstruction release*. *Physics in Medicine & Biology*. **57** (4), (2012).
16. A.M. Loening and S.S. Gambhir, *AMIDE: a free software tool for multimodality medical image analysis*. *Molecular imaging*. **2** (3), (2003).
17. C.A. Schneider, S.R. Wayne, and K.W. Eliceiri, *NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis*. *Nature methods*. **9** (7), (2012).
18. T.J. Collins, *ImageJ for microscopy*. *Biotechniques*. **43** (1), 25-30 (2007).
19. V. Girish, and A. Vijayalakshmi, *Affordable image analysis using NIH Image/ImageJ*. *Indian journal of cancer*. **41** (1), (2004).
20. Y. Sugawara et al. *Reevaluation of the standardized uptake value for FDG: variations with body weight and methods for correction*. *Radiology*. **213** (2), 521-525, (1999).
21. N.C. Krak et al. *Measuring [¹⁸F] FDG uptake in breast cancer during chemotherapy: comparison of analytical methods*. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. **30** (5), 674-681, (2003).
22. R.L. Wahl et al. *From RECIST to PERCIST: evolving considerations for PET response criteria in solid tumors*. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*. **50** (1), (2009).
23. H. Young et al. *Measurement of clinical and subclinical tumour response using [¹⁸F]-fluorodeoxyglucose and positron emission tomography: review and 1999 EORTC recommendations*. *European journal of cancer*. **35** (13), 1773-1782, (1999).
24. M.R. Ay et al. *Comparative assessment of energy-mapping approaches in CT-based attenuation correction for PET*. *Molecular Imaging and Biology*. **13** (1), 187-198 (2011).