

Respiratory Motion Compensation in PET Based on Wavelet Transform Model

N. Jalayer¹, M. Bagheri², M. Pouladian^{3*}

¹ M.Sc., Medical Radiation Engineering Department, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, Niktaj.8111@yahoo.com

² M.Sc., Mechatronics Department, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Training Manager at MARCOPACS, Tehran, Iran, m.bagheri@marcopacs.com

³ Associate Professor, Medical Radiation Engineering Department, Faculty of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Abstract

Recent developments in three-dimensional (3D) PET systems have enabled the spatial resolution to reach the 2- to 5-mm full-width-at-half-maximum (FWHM) range. With such improvements in spatial resolution, even small amounts of motion during PET imaging become a significant source of resolution degradation. In other words, increased spending on new-generation scanners can be fully justified only when appropriate motion correction methods are considered, to achieve the true resolution of the scanner. Motion correction methods developed for single photon emission CT (SPECT) are not necessarily applicable to PET because they may rely on the time-dependence of projections in SPECT (due to a rotating head or heads), which is not the case in PET. Nevertheless, a number of other methods implemented in SPECT are equally applicable to PET. In this work has been broadly categorized into the review and discussion of advanced correction methods for the cases of unwanted patient motion, motion due to cardiac cycles, and motion due to respiratory cycles. After reviewing some current methods, the model is introduced which was developed with the help of NCAT phantom and Sim SET. Two phantoms were extracted, male and female, from NCAT to see the differences between the results with the changes in the anatomy of these two phantoms. Then PET images were produced using Sim SET for all the phantoms available (with respiratory motion and without respiratory motion and for respiratory cycles of 4, 5 and 6 seconds for both male and female phantoms). The new model is introduced which is designed based on the respiratory cycle 5 seconds, using wavelet transforms. This model can track and compensate motion due to respiration. The results show that for the first frame and the last one because of very smooth and slight motions the images with motion are not that different from the images without motion, so the proposed model is not responding better than the images with motion. However, for the rest of the frames the model provides better images compare to the images with motion. Comparing to other methods, this model not only provides a good estimation for motion but also it doesn't include the errors caused by markers and monitoring systems.

Key words: Motion Artifact, Respiratory Motion Model, Wavelet Transform, Image Reconstruction.

* Corresponding author

Address: Science and Research Branch, Islamic Azad University, Ashrafi Isfahani Highway, Tehran, Iran., I.R. Iran., Postal Code: 1477893855

Tel: +98 21 44817170-4

Fax: +98 21 44865179

E-mail: pouladian@srbiu.ac.ir

کاهش آرتیفکت حرکتی ریه در تصاویر PET با استفاده از الگوی حرکتی

بدست آمده از مدل موجک

نیکتا جلایر^۱، مجید باقری^۲، مجید پولادیان^{۳*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی پرتوپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

nikta.j8111@yahoo.com

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکترونیک، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

mibagheri@marcopacs.com

^۳ دانشیار، گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی پرتوپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران.

چکیده

پیشرفت‌های اخیر در سیستم‌های سه‌بعدی PET موجب شده قدرت تفکیک مکانی به مقدار ۲-۵ میلی‌متری پهنای کامل نصف ماکسیمم (FWHM) برسد. با چنین رشدی در قدرت تفکیک فضایی حتی مقدار کمی از حرکت در تصویربرداری PET منبعی مهم برای کاهش قدرت تفکیک به شمار می‌رود. در این پژوهش در سطحی وسیع به بازنگری و بحث الگوهای اصلاحی پیشرفته برای نمونه‌هایی از حرکات ناخواسته بیماران، حرکت بواسطه چرخه‌های قلبی و حرکت بواسطه چرخه‌های تنفسی پرداخته شده است. در ادامه با استفاده از NCAT دو فانتوم زن و مرد طراحی شد. هدف از طراحی دو فانتوم مرد و زن مقایسه نتایج به دست آمده برای هر یک از آنها با توجه به ساختار متفاوتشان بود. سپس با واسطه نرم‌افزار Sim SET تصاویر PET با در نظر گرفتن حرکت قفسه سینه و بدون در نظر گرفتن آن، برای چرخه تنفسی ۴، ۵ و ۶ ثانیه و برای هر دو فانتوم به طور جداگانه به دست آورده شد و در انتها مدل حرکتی بر مبنای چرخه تنفسی ۵ ثانیه، با تبدیل موجک استخراج شد که حرکت ناشی از چرخه تنفسی و در نتیجه آرتیفکت ایجاد شده در تصویر را می‌تواند به نوعی اصلاح کند. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد در فریم‌های زمانی ابتدایی و انتهایی چرخه تنفسی، با توجه به اختلاف بسیار ناچیز بین تصاویر بدون حرکت و تصاویر دارای حرکت تنفسی، می‌رساند که مدل نتیجه بهتری را دربر نداشته است؛ حال آنکه در فریم‌های زمانی دیگر مدل توانسته است تخمین مناسبی از حرکت را ارائه کند. تصاویر حاصل از مدل که منجر به حذف حرکت تنفسی شده، توانسته است در مقایسه با تصاویر دارای حرکت تنفسی شباهت بیشتری را چه از نظر مجموعه مربعات خطا و چه از نظر ضرایب همبستگی به تصویر بدون حرکت ارائه کند. در مقایسه با سایر روش‌های موجود می‌توان مشاهده کرد که مدل یاد شده علاوه بر ارائه تخمینی مناسب برای حرکت، از خطاهای ناشی از الصاق نشانگر و نیز به کار بردن سخت افزارهای پایش مبری است.

کلید واژگان: آرتیفکت حرکتی، مدل حرکت ریوی، تبدیل موجک، بازسازی تصاویر.

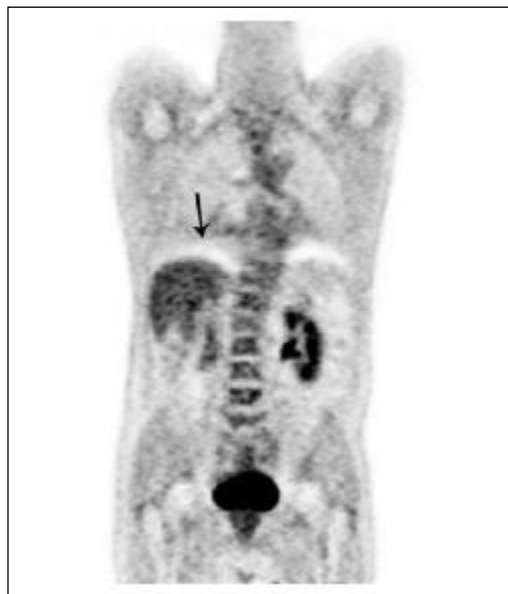
*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، انتهای بزرگراه اصفهانی، انتهای بلوار سیمون بولیوار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، کدپستی: ۱۴۷۷۸۹۳۸۵۵

تلفن: ۰۲۱-۴۴۸۱۷۱۷۰-۴، دورنگار: ۰۲۱-۴۴۸۶۵۱۷۹، پیام نگار: pouladian@srbiau.ac.ir

۱- مقدمه

د) تصحیح سینوگرام



شکل (۱)- آرتیفکت حاصل از نقاط سرد که در اثر اختلاف

تصاویر PET و CT در جابجایی دیافراگم و سطح ریه به وجود می‌آید.

ارائه مدل تنفسی یکی از روش‌های اصلاح این آرتیفکت حرکتی بر مبنای پردازش بعد از اتمام جمع‌آوری داده‌ها است. در این راستا مدل میانگین حرکتی را ارهارد^۹ [۹]، مدل حرکت ریوی را با استفاده از روش‌های المان محدود ورنر^{۱۱} [۱۰]، مدل حرکت تنفسی را بر مبنای داده‌های چهار بعدی CT هر یک از بیماران ایوم^{۱۲} [۱۱] و مدل حرکت ریوی و تخمین آن را کلیندر^{۱۳} [۱۲] ارائه کرده‌اند که در ادامه به بررسی، ذکر مزایا و معایب آنها می‌پردازیم. در این پژوهش بر آن شدیم مدلی بر مبنای تبدیل موجک مطرح کنیم به طوری که بتوان با کمک آن برخی مشکلات موجود در مدل‌های یاد شده را بهبود بخشید.

۲- مواد و روش‌ها

۱-۲- فانتوم [۷]

فانتوم NCAT به دلیل به وجود آوردن مدلی منعطف و واقع‌گرایانه از ساختار و فیزیولوژی انسان، به منظور استفاده در تحقیقات تصویربرداری پزشکی هسته‌ای طراحی شد. در این تحقیق ما داده‌ها را از دو فانتوم زن و مرد به صورت جداگانه استخراج کرده‌ایم (در فانتوم NCAT امکان تعیین جنسیت وجود دارد). برای بررسی میزان تأثیر مدت زمان هر

حرکت تنفسی حین تصویربرداری شایع‌ترین آرتیفکت در تصویربرداری PET^۱ است. این آرتیفکت موجب بروز اختلاف در محل قرارگیری قفسه سینه در تصاویر PET و CT می‌شود. حرکت تنفسی در فرایند اکتساب داده‌ها^۲ موجب به وجود آمدن ماتی^۳ در تصویر می‌شود که نتیجه آن بروز مشکلات در صحت تشخیص^۴ برنامه‌ریزی و موارد بعد از آن است. از آنجایی که زمان تصویربرداری PET طولانی است، این آرتیفکت حین تنفس بیمار رخ می‌دهد و اجتناب‌ناپذیر است. روشی که امروزه در مراکز تصویربرداری PET/CT از آن استفاده می‌شود، پیشنهاد می‌کند برای کاهش این خطا بیمار نفس خود را در حالت نیمه دم^۵ یا نیمه بازدم^۶ نگاه داشته و تصاویر برداشت شوند.

الگوهای اصلاحی حرکت در روش SPECT^۷ الزاماً برای PET عملی نیستند؛ زیرا آن‌ها بر پروژه‌ای زمان محور در SPECT - که مربوط به PET نیست - تکیه می‌کنند. با وجود این تعدادی از الگوهای دیگری که در SPECT قابل اجرا هستند در PET بطور یکسانی اجرا می‌شوند. تصویر نهایی مجموعه‌ای از میانگین دوره‌های تنفسی است [۱-۳].

برای کاهش این خطا، روشی دیگر، پیشنهاد می‌کند تصویربرداری CT به صورت سطحی انجام شود؛ که البته در هر دو روش مقادیر متفاوتی از آرتیفکت تنفسی دیده می‌شود [۱-۳]. تصویربرداری سطحی CT به صورت صحیح با تصاویر PET تطابق ندارد و موجب کاهش کیفیت تصاویر CT می‌شود [۱-۳]. همچنین نگاه داشتن نفس، موجب بروز آرتیفکت در تصاویر می‌شود؛ چرا که امکان حبس نفس برای بیمار عموماً امکان‌پذیر نیست. نتیجه این تخمین نامناسب از فعالیت در تصاویر PET موجب پدید آمدن نقاط سرد (دارای اکتیویته پایین) منحنی‌الخطی در محدوده دیافراگم و شش‌ها می‌شود.

در حال حاضر، می‌توان روش‌های اصلاح حرکت تنفسی را به چهار دسته تقسیم کرد [۴]:

الف) پردازش بعد از اتمام جمع‌آوری داده^۸

ب) اکتساب داده‌ها در فریم‌های چندگانه^۹

ج) جمع‌آوری سینوگرام براساس تعیین حرکت

^۱Positron Emission Tomography

^۲Data acquisition

^۳Blurring

^۴Diagnosis

^۵Mid-Inspiration

^۶Mid-Expiration

^۷Single Photon Emission Computed Tomography

^۸Post Processing

^۹Multi-Acquisition Form

^{۱۰}Ehrhardt

^{۱۱}Werner

^{۱۲}Eom

^{۱۳}Kindler

است. از آنجایی که انرژی هریک از فوتون‌ها در تصویربرداری PET Kev ۵۱۱ است، سعی شد طراحی اسکنر SimSET تا حد امکان مطابق با واقعیت در نظر گرفته شود. قطر اسکنر و ابعاد رینگ^{۱۵} آن مطابق اسکنر PET با کریستال‌های LYSO - که هر یک به ابعاد $4/2 \times 6/3 \times 30$ میلی‌متر به ترتیب در راستای سطحی، محوری و شعاعی هستند - طراحی شد. ایتیریم^{۱۶} موجود در کریستال‌های LYSO به نسبت ۶٪ با لوتیتیوم^{۱۷} ترکیب مولار شده است. این کریستال‌ها به صورت شبکه‌های 9×6 تعبیه شده‌اند. ۳۵ واحد در اسکنر وجود دارد؛ در نتیجه ۲۴ حلقه با ۶۳۰ کریستال LYSO در هر حلقه موجود است.

۲-۳- بازسازی تصاویر

سینوگرام‌های بدست آمده با نرم افزار MATLAB خوانده، و به روش OSEM^{۱۸} بازسازی می‌شوند. خروجی SimSET به ازای هر فریم یک مجموعه $128 \times 128 \times 65$ است. به ازای هر فریم، بازسازی تصویر باید ۶۵ مرتبه انجام شود.

به منظور سادگی و البته توجه بیشتر به ناحیه سینه، همچنین افزایش سرعت محاسبات، تعداد کل برش‌ها^{۱۹} ۶۵ در نظر گرفته شد که فقط دربرگیرنده ناحیه شکم و قفسه سینه تا گردن بود. ضخامت هر یک از برش‌ها $6/25$ میلی‌متر در نظر گرفته شد به طوری که با احتساب ۶۵ برش، ناحیه‌ای به طول $406/25$ میلی‌متر تصویربرداری می‌شد.

۲-۴- بدست آوردن مدل حرکتی

تصویر به دو بخش تقسیم می‌شود: بخش حاصل از عبور تصویر از فیلتر بالاگذر که شامل اطلاعات (فرکانس بالا) از جمله نویز است و جزئیات^{۲۰} نام دارد، و بخش حاصل از عبور تصویر از فیلتر پایین‌گذر که شامل اطلاعات فرکانس پایین و دربرگیرنده مشخصات هویتی تصویر است و کلیات^{۲۱} نامیده می‌شود [۶، ۵]. در نهایت گروه‌هایی از تصاویر را خواهیم داشت که همان تصویر اولیه را نشان می‌دهند؛ اما هر گروه تصویر به باند فرکانسی متفاوتی مربوط است. با استفاده از MATLAB ضرایب Haar^{۲۲} را برای تصاویر شامل حرکت و تصاویر بدون حرکت ریه بدست آوردیم. این ضرایب شامل:

دوره تنفسی در تصاویر نهایی بازسازی شده، دوره تنفسی را به سه گروه دسته‌بندی کردیم. دوره تنفسی استاندارد ۵ ثانیه و دوره‌های تنفسی دیگر را ۴، ۵ و ۶ ثانیه در نظر گرفتیم. داده‌های شبیه‌سازی، برای هر یک از فانتوم‌های زن و مرد در هر سه دوره تنفسی بدست آمدند. در شبیه‌سازی تمام فانتوم‌ها ۱۰ بازه زمانی در نظر گرفته می‌شود. بدین معنا که زمان لازم برای شبیه‌سازی در هر یک از فانتوم‌ها به ۱۰ بازه زمانی مجزا تقسیم می‌شود. مدت زمان هر یک از این بازه‌ها ۰/۵ ثانیه است. به زبان دیگر در فانتوم دارای دوره تنفسی ۵ ثانیه، یک دوره تنفسی شبیه‌سازی شده و دارای ۱۰ فریم با مدت زمان ۰/۵ ثانیه برای هر یک است. در فانتوم با دوره تنفسی ۴ ثانیه، در ۱۰ فریم شبیه‌سازی یک دوره تنفسی کامل را به اضافه ربع دوره تنفسی بعدی خواهیم داشت. همچنین در فانتوم دارای چرخه تنفسی ۶ ثانیه، در ۱۰ فریم، ۵ ثانیه از کل چرخه تنفسی ۶ ثانیه بدست خواهد آمد.

جدول (۱) - متغیرهای فانتوم مرد و زن

متغیرها	فانتوم زن	فانتوم مرد
قد	۱۸۸	۱۹۲
وزن	۸۶	۹۵
محور افقی	۲۵	۲۷.۵
محور عمودی	۳۳	۳۴.۵

استاندارد و معیار مقایسه در فانتوم‌ها، فانتومی است که تنها شامل حرکت قلب بوده؛ در نتیجه فاقد حرکت ریه است. این فانتوم استاندارد برای مدل زن و مدل مرد مجزا بدست می‌آید و چرخه تنفسی در آن ۵ ثانیه است.

۲-۲- بدست آوردن سینوگرام از SimSET [۸]

پس از آماده‌سازی فانتوم‌ها، به ازای هر فریم با نرم‌افزار SimSET به شبیه‌سازی تصاویر و بدست آوردن سینوگرام پرداختیم. ابعاد سینوگرام، همانند ابعاد فانتوم 128×128 پیکسل در نظر گرفته شد. (استاندارد ابعاد تصاویر در PET 128×128 و در SPECT 64×64 است). زمان اسکن در SimSET، ۰/۵ ثانیه همانند فانتوم در نظر گرفته شد. لازم است ذکر شود تعداد فوتون^{۲۴} برای وضوح بیشتر تصاویر، زیاد در نظر گرفته شد. در واقعیت تعداد فوتون‌های بدست آمده در تصویربرداری PET بین یکصد میلیون تا یک میلیارد

¹⁴Count

¹⁸Ordered Subset Expectation Maximization

²²Danbechies

¹⁵Ring
¹⁹Slice

¹⁶Yttrium
²⁰Details

¹⁷Lutetium
²¹Approximation

روش‌های ریاضی زیر استفاده شدند.

۲-۵-۱- میانگین مجذور خطا^{۲۷} (MSE)

در آمار، MSE تخمینی است به منظور مقایسه کمی بین مقادیر ضمنی تخمین زده شده و مقادیر واقعی. MSE تابع ریسکی است متناسب با مربع اختلاف مقدار بدست آمده با مقدار مورد انتظار. MSE میانگین مجذور خطا را محاسبه می‌کند. MSE یک تخمین مثل θ متناسب پارامترهای تخمین θ به صورت زیر بیان می‌شود:

$$MSE(\hat{\theta}) = E[(\hat{\theta} - \theta)^2]. \quad (۱-۵)$$

MSE برابر است با مجموع واریانس و مجذور بایاس^{۲۸} تخمین‌زننده:

$$MSE(\hat{\theta}) = \text{Var}(\hat{\theta}) + (\text{Bias}(\hat{\theta}, \theta))^2. \quad (۲-۵)$$

که ارزیابی کیفیت یک تخمین زننده را از نظر تغییرات میسر می‌کند.

۲-۵-۲- همبستگی و وابستگی^{۲۹}

شناخته‌شده‌ترین روش محاسبه وابستگی بین دو مجموعه ضرایب همبستگی ضرب لحظه‌ای پیرسون^{۳۰} و یا همبستگی پیرسون است. در این روش، کوواریانس^{۳۱} دو مجموعه با استفاده از ضرب انحراف معیارهایشان مجزا می‌شوند. جمعیت ضریب همبستگی $\rho_{X,Y}$ بین دو مجموعه متغیر تصادفی Y, X و مقادیر انتظار m_x, m_y و انحراف معیارهای به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\rho_{X,Y} = \text{corr}(X, Y) = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E[(X - \mu_X)(Y - \mu_Y)]}{\sigma_X \sigma_Y}, \quad (۳)$$

که در آن E عملگر محاسبه مقدار انتظار است، COV، تابع محاسبه کوواریانس و Corr برای نمایش همبستگی پیرسون استفاده می‌شود. همبستگی پیرسون زمانی کاربرد دارد که هر دو مجموعه محدود و غیر صفر باشند. تابع همبستگی متقارن^{۳۲} است.

۳- نتایج

به‌منظور مقایسه تصاویر بدست آمده از مدل و تصاویری که در آنها حرکت ریه لحاظ شده است با تصاویر مرجع، از دو روش ضرایب همبستگی^{۳۳} و مجموع میانگین مربعات خطا^{۳۴}

۱- ضرایب تخمین^{۳۳}

۲- ضرایب جزئیات که به صورت ماتریس‌های 64×64 به دست می‌آیند شامل:

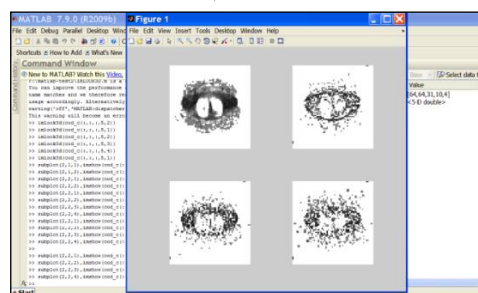
الف - عمودی^{۲۴}

ب - افقی^{۲۵}

ج - زاویه‌ای^{۲۶}

با بدست آوردن ماتریس‌های فوق برای تصاویر شامل حرکت قفسه سینه و تصاویر فاقد حرکت قفسه سینه، ماتریس ضرایب تبدیل این ماتریس‌ها به یکدیگر را به دست آوردیم. سپس با استفاده از تبدیل معکوس موجه با در نظر گرفتن شرایط تبدیل مستقیم موجه، ماتریس مدل حرکتی را بدست آوردیم.

به بیان دیگر ابتدا تبدیل مستقیم موجه از تصاویر شامل حرکت ریوی و تصاویر استاندارد (بدون در نظر گرفتن حرکت ریوی) گرفته شد. در این تبدیل مستقیم ماتریس‌های تخمین و جزئیات بدست آمد. در فضای موجه، با تقسیم این ماتریس‌ها به یکدیگر ماتریس نگاشت بین دو تصویر را بدست آوردیم. پس از بدست آوردن ماتریس نگاشت - که به ازای تک‌تک فریم‌های زمانی در کلیه برش‌ها بدست آمده - تبدیل معکوس موجه را اعمال کرده؛ مدلی بدست آمد که در ازای تصویر، نگاشت تصویر بدون حرکت ریوی به تصویر شامل حرکت ریوی است. در پایان به منظور مقایسه، مدل به دست آمده را برای تصاویر دارای دوره تنفسی ۴ ثانیه و چرخه تنفسی ۶ ثانیه به کار بردیم و سپس آن را با تصاویر بدون حرکت تنفسی مقایسه کردیم.



شکل (۲)- نمونه ای از ماتریس‌های تخمین و جزئیات در فریم ۵

برش ۱ از مدل

۲-۵- مقایسه تصاویر

برای مقایسه تصاویر مدل بدست آمده با تصاویر استاندارد،

²³Approximation Coefficient

²⁷Mean square Error

³⁰Pearson's Product-Moment Correlation Coefficient

³⁴Mean Square Error

²⁴Vertical

²⁸Bias

³¹Co-Variance

²⁵Horizontal

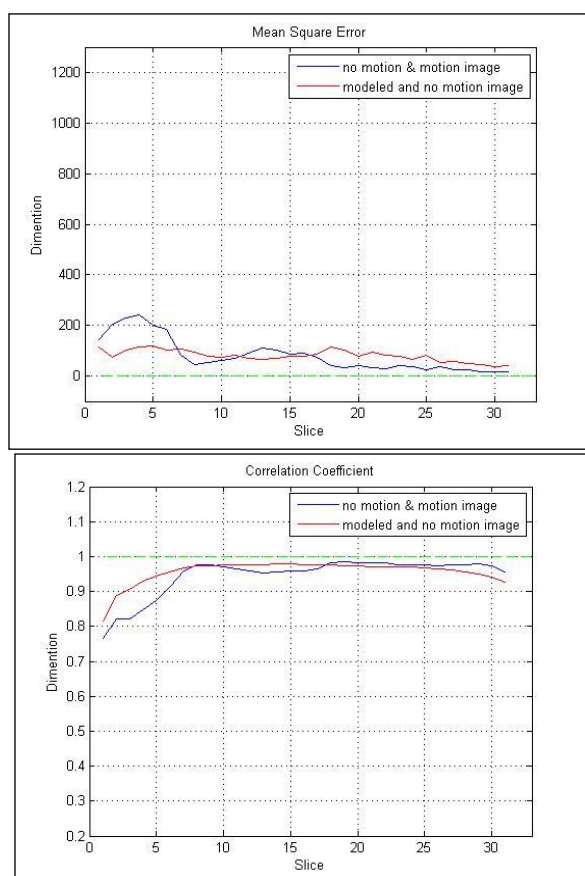
³²symmetric

²⁶Diagonal

²⁹Correlation and dependen

³³Correlation Coefficient

حرکت در غالب برش‌ها در مقایسه با ضرایب همبستگی مربوط به تصاویر بدون در نظر گرفتن حرکت و تصاویر با در نظر گرفتن حرکت بسیار به عدد ۱ نزدیک‌ترند و این بدان معناست که مدل ارائه شده به تصویر بدون حرکت بسیار نزدیک است. لازم است ذکر شود که در برش‌های بیش از ۲۰ به لحاظ ناچیز بودن بسیار حرکت ناحیه قفسه سینه، تصویر با در نظر گرفتن حرکت تفاوت چندانی با تصویر بدون در نظر گرفتن حرکت ندارد؛ لذا بین منحنی ضرایب همبستگی مربوط به تصاویر بدون حرکت و با حرکت و نیز تصاویر بدون حرکت و مدل ارائه شده تفاوت چندانی وجود ندارد. یعنی درست در همان برشی که مجموع مربعات خطای تصویر بدون حرکت و مدل ارائه شده در مقایسه با مجموع مربعات خطای تصویر بدون حرکت و با حرکت بیشتر می‌شود، نمودار ضرایب همبستگی مربوط به این دو بسیار به هم نزدیک است.

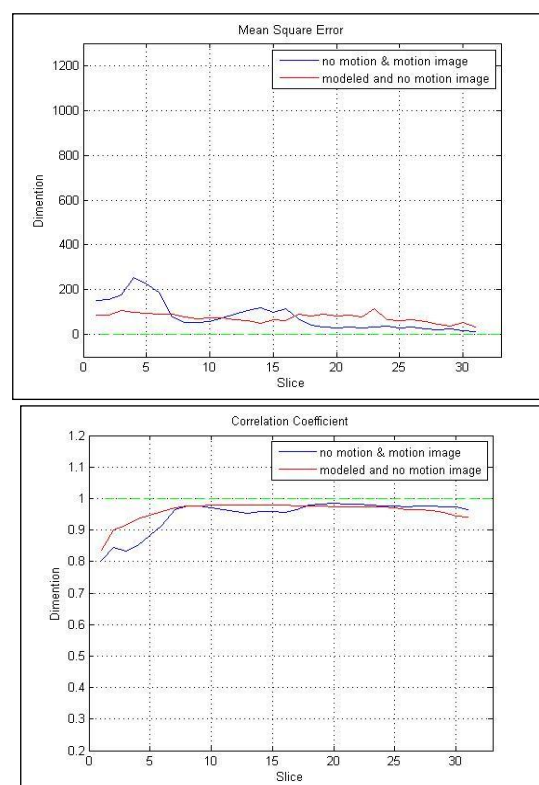


شکل (۴) - مجموع مربعات خطا و ضرایب همبستگی برش‌ها در

فریم ۳ برای فانتوم مرد

با مقایسه مقادیر ضرایب همبستگی تصاویر حاصل از مدل و تصاویر بدون در نظر گرفتن حرکت و ضرایب

استفاده شده است. این بدان معناست که هر جا ضرایب همبستگی به عدد ۱ نزدیک‌تر باشد تصاویر شباهت بیشتری به یکدیگر دارند و هر کجا مجموع مربعات خطا کمتر باشد نیز می‌توان نتیجه گرفت فاصله کمتری تا تصویر بدون حرکت وجود دارد. تک‌تک تصاویر بازسازی شده، چه تصاویر بدون حرکت تنفسی و چه تصاویر شامل حرکت تنفسی و چه تصاویر حاصل از مدل و تصاویر شامل حرکت تنفسی به صورت فریم به فریم و برش به برش مقایسه شده؛ در نهایت ۶۰ نمودار برای MES و ۶۰ نمودار برای همبستگی حاصل می‌شوند.



شکل (۳) - مجموع مربعات خطا و ضرایب همبستگی برش‌ها در

فریم ۳ برای فانتوم زن

۳-۱- بررسی تصاویر با چرخه تنفسی استاندارد

در شکل (۳) مجموع مربعات خطا در فانتوم زن در فریم ۳ و برای کلیه برش‌ها قابل ملاحظه است و به وضوح می‌توان دریافت که مجموع مربعات خطا برای مدل ارائه شده و تصویر بدون حرکت در کل، مقادیر کمتری را در مقایسه با مجموع مربعات خطای تصویر بدون حرکت و تصویر با در نظر گرفتن حرکت اتخاذ کرده است. در نمودار قابل ملاحظه است که ضرایب همبستگی مدل ارائه شده و تصاویر بدون

۴- بحث و نتیجه‌گیری

روش ارائه شده ارهارد [۹] به دست آوردن مدل متوسط حرکتی متناسب با داده‌های چهار بعدی به دست آمده از بیماران مختلف است. این امر موجب افزایش قابلیت‌های مدل حرکتی شده است. این مدل شامل دو بخش اصلی است:

۱- یک مدل حرکت خاص خارجی

۲- یک مدل حرکتی خاص داخلی برگرفته از میانگین مدل‌های حرکتی.

در انتها نیز یک مدل حرکتی متوسط متناسب با هندسه قفسه سینه بیمار ارائه می‌شود.

نتایج نشان داده است میانگین اختلاف موجود در بین این دو گروه از تصاویر نزدیک به ۱۵٪ است. معیار سنجش این تفاوت ضرایب روی هم افتادگی^{۳۵} بوده است [۹]. با توجه به اینکه این مدل هیچ گونه دانشی از دینامیک تنفسی بیمار در حال تصویربرداری ندارد، می‌توان گفت روش ارائه شده توانسته تخمین بهتری در مقایسه با روش‌های محدود کننده ارائه کند.

در مدل ارائه شده توسط ورنر [۱۰] رویکرد بیوفیزیک برای مدل حرکتی ریوی ارائه می‌شود. بازدم ریه شناسایی و مشخص شده؛ از آن به عنوان نقطه شروع مدل استفاده می‌شود. این اجزا فرمول‌بندی شده‌اند و ارتباط بین تئوری الاستیک خطی و مسأله را تشکیل می‌دهند. محاسبه مسأله مقدار مرزی با استفاده از روش‌های اجزای محدود حل می‌شود. داده‌های چهار بعدی CT برای ارزیابی مدل ارائه شده استفاده می‌شود. اختلاف بین مدل بر مبنای نشانه‌های پیش‌بینی شده و موقعیت نشانه‌های شناسایی شده بر اساس مقدار فعالیت ایشان در مشاهدات گوناگون محاسبه می‌شود. نشان داده شده که اختلاف بین بردار حرکتی حاصل از هندسه قفسه سینه و پارامترهای بیومکانیک بسیار ناچیز بوده است [۱۰].

در روشی که ایوم و همکارانش ارائه کردند، مدل غیرخطی اجزای محدود^{۳۶} حرکت ریوی در طول یک چرخه تنفسی بدست آمد [۱۱]. این مدل بر مبنای نسبت حجم و فشار هر یک از بیماران و داده‌های چهار بعدی CT آنان

همبستگی تصاویر با لحاظ کردن حرکت ریه و بدون در نظر گرفتن آن در می‌یابیم که در فریم‌های ۱ و ۲ و نیز ۹ و ۱۰ مدل نتوانسته است تقریب مناسبی از حرکت ارائه کند و ضرایب همبستگی مدل و تصاویر بدون حرکت از ضرایب همبستگی تصاویر بدون حرکت و با حرکت کمتر است. این به همان دلیلی است که قبلاً متذکر شدیم؛ یعنی میزان بسیار اندک حرکت در فریم‌های ابتدایی و انتهایی که باعث می‌شود تصاویر با در نظر گرفتن حرکت و تصاویر بدون حرکت به اندازه کافی به یکدیگر نزدیک باشند.

جدول (۲)- میانگین ضرایب همبستگی در ۱۰ فریم زمانی فانتوم

مرد با چرخه تنفسی استاندارد

CC داده‌های مدل با داده‌های بدون در نظر گرفتن حرکت ریه	CC داده‌های با در نظر گرفتن حرکت با داده‌های بدون در نظر گرفتن حرکت ریه
۰/۹۵۳۰۶۳	۰/۹۸۸۰۳۸
۰/۹۵۴۴۰۸	۰/۹۸۱۸۶۶
۰/۹۵۵۲۳۶	۰/۹۶۲۵۴
۰/۹۵۵۴۱۲	۰/۹۳۹۶۹۲
۰/۹۵۴۵۰۱	۰/۹۲۴۹۸۱
۰/۹۵۵۳۷۲	۰/۹۲۹۲۰۵
۰/۹۵۵۳۲۳	۰/۹۳۹۴۶
۰/۹۵۶۴۱۷	۰/۹۶۱۳۴۵
۰/۹۵۵۰۲۹	۰/۹۷۸۰۴۹
۰/۹۵۲۳	۰/۹۹۶۳۸

جدول (۳)- میانگین مجموع مربعات خطا در ۱۰ فریم زمانی فانتوم

مرد با چرخه تنفسی استاندارد

MSE داده‌های مدل با داده‌های بدون در نظر گرفتن حرکت ریه	MSE داده‌های با در نظر گرفتن حرکت با داده‌های بدون در نظر گرفتن حرکت ریه
۸۳/۵۶۲۳۵	۱۴/۷۳۹۲۴
۷۹/۰۴۸۵۴	۲۱/۵۹۶۷۷
۷۴/۳۶۷۱۵	۵۱/۳۴۹۱۳
۷۴/۴۱۸۹۴	۹۳/۰۸۵۸۷
۷۳/۱۷۵۵۲	۱۲۴/۳۷۲۶
۸۰/۷۳۲۳	۱۰۹/۴۲۲۹
۷۳/۱۵۷۵۱	۹۶/۰۶۰۷۱
۷۴/۱۰۴	۵۴/۷۵۹۶
۸۰/۳۵۲۰۷	۲۶/۹۲۶۳
۹/۶۲۸۵۵	۲۰/۵۲۳۲۵

³⁵overlap coefficient

³⁶Finite Element

کاملاً یکسان ناممکن است. همچنین به کار بردن ۵۱ نشانه موجب افزایش زمان محاسبه و تأخیر در پردازش نهایی می‌شود.

در مدل دیگری که آنرا کلیندر [۱۲] ارائه کرده است نیز تصاویر CT کاربرد اصلی در طراحی و به‌روزرسانی مدل حرکتی ریوی داشته است. مزیت این روش در مقایسه با مدل‌های دیگر استفاده شده، استفاده از نشانه‌های کمتر برای به دست آوردن مدل حرکتی و همچنین استفاده از روش تحلیل اجزای اصلی است که موجب شده نتایج بهتری را در مقایسه با مدل‌های ارهارد [۹]، ورنر [۱۰] و ایرم [۱۱] داشته باشد. در نهایت می‌توان نتیجه گرفت مدل ارائه شده با تبدیل موجک برای داده‌های شبیه‌سازی شده و با استفاده از استاندارد ۵ ثانیه توانسته است تخمین مناسبی از حرکت تنفسی ارائه کرده؛ آن را حذف کند.

در قسمت‌هایی از بدن که شامل میزان حرکت محدود و بسیار کم ناشی از چرخه تنفسی هستند، مثل نقاط بالایی قفسه بندی سینه، این مدل نتوانسته به خوبی عمل کند. در فریم‌های آغازین و پایانی تصویربرداری، با توجه به کوچک بودن بازه تنفسی تصویربرداری شده و میزان حرکت بسیار کم اندام‌ها، مدل پاسخ مناسبی ارائه نکرده است.

مدل به دست آمده مربوط به حالت استاندارد و چرخه تنفسی ۵ ثانیه است که در عمل به راحتی قابل اجرا بر روی تصاویر واقعی است و به سرعت در اختیار کاربر قرار می‌گیرد. با توجه به اینکه مدل مذکور از تصاویر به دست آمده است، آرتیفکت‌هایی نظیر تضعیف و پراکندگی پرتوها تأثیری بر آن نخواهند داشت.

در کاربردهای بالینی می‌توان با استفاده از این مدل و با استفاده از طراحی ساده فانتوم که با ۴ متغیر وزن، قد، محورهای عرضی و طولی قفسه سینه انجام می‌شود؛ تخمینی مناسب از حرکت ریه ارائه کرد.

۵- پیشنهاد

پیشنهاد می‌شود تا این مدل برای تصاویر واقعی اجرا شود؛ هر چند استاندارد برای مقایسه با تصاویر (تصاویر مرجع) موجود نیست.

بعلاوه پیشنهاد می‌شود توابع مختلف تبدیل موجک برای به دست آوردن مدل بکار گرفته شوند و نتایج با یکدیگر مقایسه

گسترش یافته است [۱۱]. به منظور مدل‌سازی قفسه صدری و شش‌ها در این مدل از ساخته متوسط سطح ^{37}CAD استفاده می‌شود که موجب کاهش مراحل هموارسازی^{۳۸} شده است. برای مدل حرکتی تنفسی مرتبط با فیزیولوژی بافت، از نسبت فشار-حجم (PV)^{۳۹} برای اعمال فشار حاصل در سطح مدل استفاده شده است [۱۱].

روش کلیندر [۱۲] به استخراج، مدل‌سازی و پیش‌بینی حرکت قفسه سینه بر مبنای دم و بازدم در تصاویر CT می‌پردازد. حرکت‌های بیرونی و داخلی مدل ریه‌ها ساخته شده است و با شاخص حرکت به روز رسانی می‌شود. مدل ارائه شده بر مبنای مدل خطی بکار رفته تحلیل اجزای اصلی^{۴۰}، کواریانس بردارهای حرکتی نشانه‌ها را به دست می‌آورد. به منظور به‌روزرسانی مدل، دیافراگم و قفسه صدری به عنوان تحریک‌کننده مدل و متغیرهای مدل بررسی می‌شوند. در حالی که حرکت دیافراگم تناسبی خوب با حرکت ریه دارد، میزان میانگین خطای تخمین ۳ میلی‌متر برای سطح خارجی و ۴/۱ میلی‌متر برای سطح داخلی قفسه سینه بیمار در حالت میانگین به دست آمده است. پیش‌بینی که با قفسه صدری به عنوان معیار در نظر گرفته شده است، نتایج بدتری را در برداشته است. استفاده از هر دو دیافراگم و قفسه صدری، به عنوان شبیه‌ساز حرکت، به تخمین خطایی در حدود ۲/۸ میلی‌متر برای سطوح خارجی و ۳/۳ میلی‌متر برای سطوح داخلی مدل ریوی بیماران خواهد داشت [۱۲].

مدل ارائه شده در این پژوهش نیازمند بانک اطلاعاتی تصاویر CT به منظور به دست آوردن مدل میانگین استاندارد مانند مدل ارهارد [۹] نبود. در مدلی که ورنر [۱۰] ارائه کرده نیز تعداد ۵۱ عدد نشانه موجود است که در نهایت باید با اطلاعات CT مقایسه شود.

اختلاف زمان بین تصویربرداری CT و تصویربرداری PET همچنین وجود ریتم نامنظم تنفسی ناشی از این روش موجب اختلاف بین این دو گروه از تصاویر می‌شود که این در مدل ارائه شده ایوم [۱۱] نیز صادق است. در هر دو مدل‌های ارائه شده ورنر [۱۰] و ایوم [۱۱] از داده‌های CT و نشانه‌ها برای تحقیق مدل حرکتی ریوی استفاده شده است که در مقایسه با مدل ارائه شده ما محدودیت به شمار می‌آید؛ زیرا دسترسی به تصاویر CT متناسب با بیمار در شرایط

³⁷Computer Aided Design³⁸Smoothing³⁹Pressure-Volume⁴⁰Principle Component Analysis

- [5] Ganzalo P., Jesus M.A., waveletbased image fusion tutorial; Pattern Recogn, 2004; 37: 1855-1872.
- [6] Graps A. An introduction to wavelets. Presented at IEEE Computational Science and Engineering, USA, 1995.
- [7] Segars W.P., Lalush D.S., Tsui B.M.W., Modeling Respiratory Mechanics in the MCAT and Spline-Based MCAT Phantoms; IEEE Trans Nucl Sci., 2001; 48(1): 89-97.
- [8] <http://depts.washington.edu/simset/>
- [9] Ehrhardt J., Werner R., Schmidt-Richberg A., Schulz B., Handels H., Generation of a Mean Motion Model of the Lung Using 4D-CT Image Data; Eurographics Workshop on Visual Computing for Biomedicine (2008)
- [10] Werner R., Ehrhardt J., Schmidt R., Handels H., Modeling Respiratory Lung Motion – a Biophysical Approach using Finite Element Methods, Medical Imaging 2008: Physiology, Function, and Structure from Medical Images, edited by Xiaoping P. Hu, Anne V. Clough, Proc. of SPIE Vol. 6916, 69160N, (2008),
- [11] Eom J., De S., Xu X.G., Shi C.Y., Vines D., Physics-based respiration modeling for radiation treatment using patient-specific PV curve; AAPM 2009 51th Annual meeting; July 26~30, 2009, Anaheim, CA.
- [12] Kindler T., Lorenz C., Ostermann J., Respiratory Motion Modeling and Estimation, First International Workshop on Pulmonary Image Analysis (2008).

شوند. از آنجایی که روش فوق بعد از فرایند بازسازی تصویر اعمال می شود، پیشنهاد می کنیم روش های تحلیلی بازسازی تصویر نیز برای مقایسه تأثیر روش بازسازی در مدل بکار گرفته شود. همچنین روش فوق روشی مبتنی بر تصویر است؛ لذا پیشنهاد می شود این روش بر مبنای سینوگرام نیز بکار گرفته شود.

۶- مراجع

- [1] Osman M.M, Cohade C., Nakamoto Y., Wahl R.L., Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT; Eur J Nucl Med, 2003; 44 (2): 240–243.
- [2] Cohade C., Osman M., Marshall L.N., Wahl R.L., PET-CT: accuracy of PET and CT spatial registration of lung lesions; Eur J Nucl Med Mol Imaging., 2003; 30(5): 721–726.
- [3] Von Schulthess G.K., Normal PET and PET/CT body scans: imaging pitfalls and artifacts. In: von-Schulthess GK, ed. Clinical Molecular Anatomic Imaging: PET, PET/CT and SPECT/CT. Baltimore, MD: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002:252-270.
- [4] Reyes M., Malandain G., Malick Koulibaly P., Respiratory Motion Correction in Emission Tomography Image Reconstruction; J. Duncan and G. Gerig (Eds.): MICCAI 2005, LNCS 3750, pp. 369–376, 2005.