

# ارزیابی اثر پروتکل‌های مختلف بازسازی تصویر در آنالیز کمی تصاویر پت/سی تی

سمیرا رضوانی<sup>۱</sup>، پردیس غفاریان<sup>۲\*</sup>، مهرداد بخشایش کرم<sup>۳</sup>، محمدرضا آی<sup>۴</sup>

- (۱) گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران  
(۲) مرکز تحقیقات سلولی و مولکولی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران  
(۳) مرکز تحقیقات بیماری‌های مزمن تنفسی، پژوهشکده سل و بیماری‌های ریوی، مرکز آموزشی، پژوهشی و درمانی سل و بیماری‌های ریوی بیمارستان دکتر مسیح دانشوری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی شهید بهشتی، تهران، ایران  
(۴) بخش پت سی تی و سیکلوترون بیمارستان دکتر مسیح دانشوری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی شهید بهشتی، تهران، ایران

## چکیده:

در سال‌های اخیر اسکن پت/سی تی کاربرد زیاد در آنکولوژی به منظور بهبود در تشخیص سرطان، طراحی نقشه درمان و بررسی پاسخ به درمان بیماران پیدا نموده است. کیفیت مناسب تصاویر پت/سی تی به تشخیص دقیق‌تر کمک می‌کند. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر تکنیک‌های مختلف بازسازی تصویر از جمله TOF و PSF بر آنالیز کمی تصاویر می‌باشد. سپس اثر پارامترهای مختلف بازسازی بر کیفیت تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی مورد بررسی قرار می‌گیرد. تصاویر پت/سی تی بیماران به کمک دستگاه دیسکآوری ۶۹۰ نصب شده در بیمارستان دکتر مسیح دانشوری گرفته شد. در این مطالعه تکنیک‌های بازسازی OSEM+PSF، OSEM+TOF، OSEM+PSF+TOF و OSEM با حاصل‌ضرب‌های ایتريشن در سابست ۳۶، ۴۸، ۶۴ و ۷۲ و فیلترهای ۴/۵، ۵/۵ و ۶/۵ میلی‌متری ارزیابی شدند. همچنین در این مطالعه پارامترهای COV، SNR و SUVmax محاسبه گردیدند. تست آماری اسمیرنوف کولموگراف برای نرمال بودن داده‌ها و تست‌های کروسکال والیس و من‌ویتنی به منظور مقایسه گروه‌ها و فاکتورهای کیفیت تصویر استفاده شدند. با تغییر تکنیک بازسازی از OSEM به OSEM+PSF+TOF، COV تصاویر بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن از  $4/85 \pm 0/63$  به  $2/61 \pm 0/78$  کاهش و میزان SUVmax از  $5/74 \pm 2/61$  به  $6/71 \pm 2/55$  افزایش یافت. در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی COV از  $4/53 \pm 0/30$  به  $4/44 \pm 0/46$  کاهش و میزان SUVmax از  $5/06 \pm 1/75$  به  $5/81 \pm 2/28$  افزایش یافت. کمترین میزان COV و بیشترین میزان SNR و SUVmax در هر دو گروه بیماران مربوط به حاصل‌ضرب ۳۶ بود. در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن، پروتکل OSEM+PSF+TOF با حاصل‌ضرب‌های ۳۶ و ۴۸ و با اندازه فیلتر ۵/۵ و ۶/۵ میلی‌متری توصیه می‌گردد که دارای COV کمتر و SNR بالاتر است. در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی، همچنان OSEM+PSF+TOF پارامترهای کیفیت تصویر بهتری را نشان می‌دهد، اما می‌توان با رعایت احتیاط از OSEM+PSF و OSEM+TOF با حاصل‌ضرب‌های متوسط نیز استفاده نمود. اما انتخاب فیلتر با اندازه کوچکتر می‌تواند انتخاب بهتری باشد.

واژگان کلیدی: پت/سی تی، بهینه‌سازی کیفیت تصویر، PSF، TOF

\* نویسنده مسئول:

دکتر پردیس غفاریان، مرکز تحقیقات بیماری‌های مزمن تنفسی، پژوهشکده سل و بیماری‌های ریوی، مرکز آموزشی، پژوهشی و درمانی سل و بیماری‌های ریوی بیمارستان دکتر مسیح دانشوری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی شهید بهشتی، پست الکترونیک: [pardis.ghafarian@sbmu.ac.ir](mailto:pardis.ghafarian@sbmu.ac.ir)

**مقدمه:**

در سال‌های اخیر استفاده از اسکن پت/اسی تی در تشخیص سرطان، طراحی درمان و بررسی پاسخ به درمان سرطان بسیار مورد توجه قرار گرفته است [۱-۳]. کیفیت تصاویر پت/اسی تی نقش کلیدی در تشخیص دقیق‌تر و آنالیزهای آن ایفا می‌کند [۴].

از آنجا که روش بازسازی تصاویر پت/اسی تی به صورت تکرار شونده می‌باشد، به منظور کاهش محاسبات و زمان بازسازی، از روش تکرار شونده به همراه زیرمجموعه<sup>۱</sup> (OSEM) استفاده می‌شود. در این روش بازسازی تعداد زیرمجموعه‌ها می‌تواند تغییر یابند [۵]. تصاویر بازسازی شده حاوی نویز<sup>۲</sup> می‌باشند که ضریب تغییرات<sup>۳</sup> (COV) معیاری از نویز است. یکی از روش‌های کاهش نویز، اعمال فیلتر گوسین<sup>۴</sup> به تصاویر بازسازی شده می‌باشد که می‌تواند منجر به محو شدگی در تصویر گردد. کاهش آشکارسازی در ضایعات کوچک و از بین رفتن لبه‌ها و جزئیات در تصویر، از دیگر مشخصات استفاده از فیلتر گوسین نامناسب است [۶]. بنابر این انتخاب یک فیلتر گوسین با "پهنای کامل در نیمه بیشینه"<sup>۵</sup> (FWHM) مناسب در تصویر نقش مهمی در کیفیت تصویر و صحت آنالیز کمی تصویر دارد.

با توجه به پیشرفت‌های قابل توجه در فناوری اسکنرهای پت/اسی تی<sup>۶</sup>، در برخی از اسکنرها مانند اسکنر پت/اسی تی بیمارستان مسیح دانشوری تکنیک‌های پیشرفته مانند PSF modeling<sup>۷</sup> و TOF<sup>۸</sup> وجود دارد. هدف از PSF modeling کاهش اثر محوشدگی ناشی از غیریکنواخت بودن رزولوشن<sup>۹</sup> مکانی در میدان دید می‌باشد [۷]. این روش منجر به بهبود نسبت سیگنال به نویز<sup>۱۰</sup> (SNR) [۸-۱۰]، بهبود رزولوشن فضایی [۱۱]، کاهش اعوجاجات [۴] و اثر حجم جزیبی و افزایش آشکارسازی لئنفوندهای

درگیر می‌گردد که در نهایت موجب درستی بیشتر در محاسبات کمی می‌شود [۱۲].

در ناحیه قفسه سینه تصاویر پت/اسی تی به دلیل حرکات قفسه سینه و قلب ممکن است از کیفیت لازم کمی و کیفی برخوردار نباشد [۱۳، ۱۴]. این موضوع می‌تواند منجر به کاهش تخمین "مقادیر جذب استاندارد شده"<sup>۱۱</sup> (SUV) [۱۵] و تشخیص نادرست مکان و اندازه ضایعات گردد [۱۶، ۱۷]. تکنیک TOF به کمک محاسبه اختلاف زمانی دو فوتون نابودی زوج رسیده به آشکارسازها، امکان تخمین محل دقیق پدیده نابودی زوج را با دقت و صحت بیشتری فراهم می‌کند [۱۸، ۱۹] که می‌تواند منجر به بهبود آشکارسازی ضایعات موجود در قفسه سینه و افزایش میزان SNR آنان گردد [۲۰، ۲۱، ۱۶]. این تکنیک می‌تواند باعث تقویت سیگنال و کاهش COV تصاویر نیز گردد [۲۲-۲۴].

به علاوه این روش با کاهش اثر همزمانی‌های تصادفی و پراکندگی، منجر به بهبود کنتراست<sup>۱۲</sup> [۲۵]، افزایش SNR در ضایعات با کنتراست پایین [۲۴] و افزایش کنتراست برای ضایعات کوچک [۲۶] می‌گردد. مطالعات نشان می‌دهد که استفاده از TOF و PSF modeling می‌تواند به بهبود کیفیت تصاویر کمک نماید [۲۷، ۷]. لازم به ذکر است که انتخاب پارامترهای مناسب در بازسازی تصویر در زمان استفاده از TOF و PSF modeling از ضروریات است. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر تکنیک‌های مختلف بازسازی و همچنین یافتن گستره مناسب پارامترهای تاثیرگذار بر این تکنیک‌ها از جمله تعداد سابست‌ها<sup>۱۳</sup> و اندازه فیلتر بهینه برای بیماران با شاخص توده بدنی<sup>۱۴</sup> (BMI) اضافه وزن و طبیعی می‌باشد، تا در نهایت بتوان با بهبود کیفیت تصاویر پت/اسی تی و افزایش دقت آنالیز کمی، فرآیند درمان بیمار با صحت و دقت بیشتری انجام پذیرد.

**مواد و روش‌ها:****اسکنر مورد استفاده:**

تمامی تصاویر پت/اسی تی این مطالعه به کمک اسکنر Discovery 690 VCT (GE پت/اسی تی

<sup>1</sup> Ordered subset expectation maximization

<sup>2</sup> Noise

<sup>3</sup> Coefficient of variation

<sup>4</sup> Gaussian filter

<sup>5</sup> Full width at half maximum

<sup>6</sup> PET/CT scanners

<sup>7</sup> Point spread function

<sup>8</sup> Time-of-flight

<sup>9</sup> Resolution

<sup>10</sup> Signal-to-noise ratio

<sup>11</sup> Standardized uptake values

<sup>12</sup> Contrast

<sup>13</sup> Subsets

<sup>14</sup> Body mass index

فیلتر گوسین ۴/۵، ۵/۵، ۶/۵ میلی‌متر پهناى کل بیشینه نیم ارتفاع و همچنین با ایتريشن<sup>۴</sup> ۲، و با زیرمجموعه‌های زیرمجموعه‌های ۱۸، ۲۴، ۳۲، ۳۶ دوباره بازسازی گردید.

### آنالیز داده‌ها:

داده‌ها به کمک نرم افزار Amide آنالیز گردید. COV که معیاری از نویز تصویر است به همراه SNR و  $SUV_{max}$  برای تمامی تصاویر با تکنیک‌های مختلف بازسازی محاسبه و اختلاف درصد نسبی میان تکنیک‌های مختلف بازسازی محاسبه گردید.

### تجزیه و تحلیل آماری:

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۳، IBM Corp., Armonk, New York, USA) استفاده گردید. از آزمون کولموگراف-اسمیرنوف<sup>۵</sup> اسمیرنوف<sup>۵</sup> برای بررسی نرمال بودن استفاده شد. مقدار P کمتر از ۰/۰۵ یک تغییر معنادار در نظر گرفته شد. اختلاف بین روش‌های بازسازی تحت آزمون‌های من-ویتنی<sup>۶</sup> و کروسکال والیس<sup>۷</sup> و بررسی شد.

### یافته‌ها:

شکل ۱ میزان  $COV$ ،  $SNR$  و  $SUV_{max}$  را در پروتکل‌های مختلف بازسازی تصویر برای بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی را نشان می‌دهد. این تصویر نشانگر آن است که در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن، تاثیر تکنیک‌های بازسازی اهمیت به سزایی دارد. در پروتکل‌هایی که مجهز به تکنیک TOF هستند،  $COV$  تصاویر بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن بسیار کاهش یافته و از  $۵/۲۳ \pm ۰/۶۳$  که مربوط به پروتکل OSEM می‌باشد به  $۴/۳۴ \pm ۰/۷۸$  در پروتکل OSEM+PSF+TOF می‌رسد. تاثیر تکنیک بازسازی در  $SNR$  در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن نیز مشهود می‌باشد به طوری که با تغییر تکنیک از OSEM به OSEM+PSF+TOF میزان  $SNR$  از  $۴۸/۱۰ \pm ۳۱/۸۴$  به  $۷۱/۷۷ \pm ۱۲۱/۱۴$  و میزان  $SUV_{max}$  از  $۵/۷۴ \pm ۲/۶۱$  به  $۶/۷۱ \pm ۲/۵۵$  افزایش یافته است. این در حالی است که  $COV$  با وجود کاهش در پروتکل‌های TOF و PSF در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی

(Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA) تهیه گردید. اسکنر پت از ۲۴ حلقه آشکارساز با  $۱۳۸۲۴ \times ۴/۲ \times ۶/۳ \times ۲۵$  میلی‌متر با میدان دید اگزیا<sup>۱</sup> و ترانس اگزیا<sup>۲</sup> به ترتیب  $۱۵/۶$  و  $۷۰$  سانتی‌متر بودند. همچنین رزولوشن فضایی در فاصله‌ی ۱ و ۱۰ سانتی‌متری از مرکز به ترتیب برابر  $۴/۴$  و  $۴/۹$  بودند. رزولوشن زمانی برای TOF و پنجره همزمانی در این اسکنر به ترتیب برابر  $۵۵۵$  پیکوثانیه (ps) و  $۴/۹$  نانوثانیه (ns) بود.

پروتکل بدست آمدن تصاویر بیماران و بازسازی تصاویر در این مطالعه از تصاویر پت/سی تی ۲۰ بیمار با سرطان کولورکتال (محدوده سنی ۳۱-۶۲ سال) و در دو گروه شاخص توده بدنی طبیعی ( $۱۹ \leq BMI < ۲۵$ ) و شاخص توده بدنی اضافه وزن ( $۲۵ \leq BMI < ۳۰$ ) استفاده گردید. ۶۱ ضایعه تومورال و متاستیک در ناحیه کولون، کبد و ریه مورد بررسی قرار گرفت.

به منظور دستیابی به تصاویر پت/سی تی رادیوداروی 18F-FDG به بیماران به صورت وریدی تزریق گردید. تمامی بیماران در محدوده ۶-۸ ساعت قبل از اسکن ناشتا بودند و بیماران دارای زمان جذب<sup>۳</sup>  $۴ \pm ۶۰$  دقیقه پس از دریافت رادیودارو بودند. تصویربرداری پت/سی تی بیماران مطابق با پروتکل انکولوژی انجام شد. بعد از اسکن اسکات، اسکن سی تی و در نهایت اسکن پت انجام گردید. تصویر سی تی به منظور مکان‌یابی ضایعات و استفاده از اطلاعات به منظور تصحیح تضعیف اطلاعات پت با ولتاژ تیوب  $۱۲۰$  kVp گرفته شد و انتخاب میلی‌آمپر با توجه به وزن بیماران تعیین گردید. تصویر برداری پت با تعداد موقعیت تخت‌های متفاوت (۸ تا ۱۲ تخت) که با توجه به قد بیمار تعریف می‌شد، انجام گردید. تصویر برداری به صورت لیست مد و با زمان ۳ دقیقه در هر موقعیت تخت انجام شد و تصاویر در ماتریسی با اندازه ماتریس  $۲۵۶ \times ۲۵۶$  نمایش داده شد.

لازم به ذکر است که تصاویر بیماران با کمک الگوریتم‌های OSEM، OSEM+PSF، OSEM+TOF و OSEM+PSF+TOF با اندازه

<sup>4</sup> Iteration

<sup>5</sup> Kolmogorov-Smirnov test

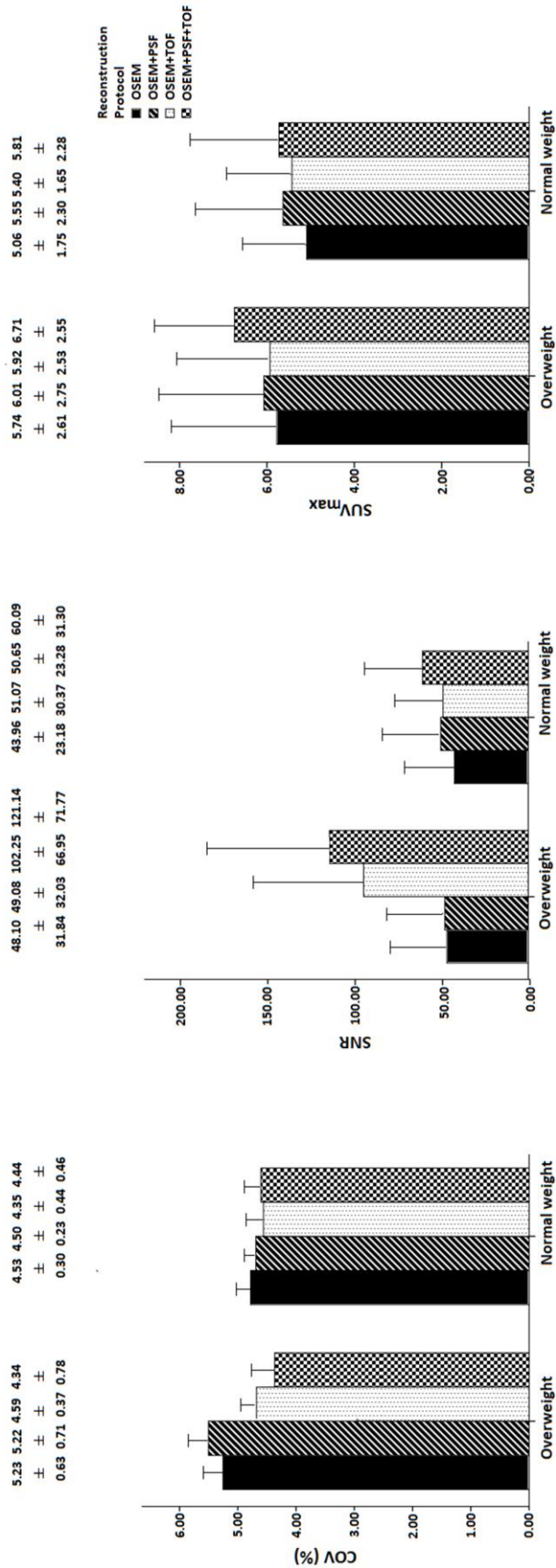
<sup>6</sup> Mann-Whitney U test

<sup>7</sup> Kruskal Wallis test

<sup>1</sup> Axial

<sup>2</sup> Transaxial

<sup>3</sup> Uptake



شکل ۱ - میزان SNR، COV، SUV<sub>max</sub> در تکنیک‌های مختلف بازسازی تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی

بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی را نشان می‌دهد. کیفیت تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن در پروتکل OSEM+TOF و OSEM+PSF+TOF بهبود و میزان  $SUV_{max}$  نیز افزایش یافته است. در شکل ۵ که تصاویر با شاخص توده بدنی طبیعی را نشان می‌دهد، کیفیت تصویر در OSEM+PSF+TOF بهبود یافته است اما این بهبود با OSEM+PSF و OSEM+TOF رقابت می‌کند. تاثیر حاصل‌ضرب در مقدار  $SUV_{max}$  برای دو بیمار با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی مشهود می‌باشد به طوری که با افزایش حاصل‌ضرب در OSEM+PSF+TOF، میزان  $SUV_{max}$  در دو بیمار با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی به ترتیب از ۴/۳۹ به ۵/۲۰ و از ۴/۳۱ تا ۴/۸۸ تغییر یافته است. لازم به ذکر است که همچنان COV با افزایش حاصل‌ضرب افزایش و SNR کاهش یافته است.

#### بحث:

مطالعه گذشته نشان داده است که PSF به همراه TOF می‌تواند باعث افزایش کیفیت تصویر گردد [۱۵]. در این مطالعه نشان داده شد که تکنیک‌های TOF و PSF منجر به کاهش COV و افزایش SNR و  $SUV_{max}$  می‌گردند (شکل ۱). هنگامی که پروتکل بازسازی از OSEM به OSEM+PSF+TOF تغییر یافت، COV در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن از  $۵/۲۳ \pm ۰/۶۳$  به  $۴/۳۴ \pm ۰/۷۸$  و در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی از  $۴/۵۳ \pm ۰/۳۰$  به  $۴/۴۴ \pm ۰/۴۶$  رسید. با توجه به پارامترهای کیفیت تصویر و آنالیز کمی، نتایج تست کروسکال والیس نشان داد که بهبود کیفیت تصاویر بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی در مقایسه با بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن قابل ملاحظه نبود ( $P > ۰/۰۵$ ). به بیانی دیگر OSEM+PSF+TOF در بیماران با افزایش شاخص توده بدنی اضافه وزن، باعث تاثیرگذاری بیشتر در کیفیت تصاویر می‌گردد. همان طور که شریف پور و همکارانش نشان دادند به کمک TOF می‌توان ارتیفکت‌های<sup>۱</sup> ناشی از حرکات تنفسی را کاهش داد.

معنادار نبوده است ( $P > ۰/۰۵$ ). در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی، SNR بالاتر در پروتکل‌های TOF و PSF مشاهده گردید.

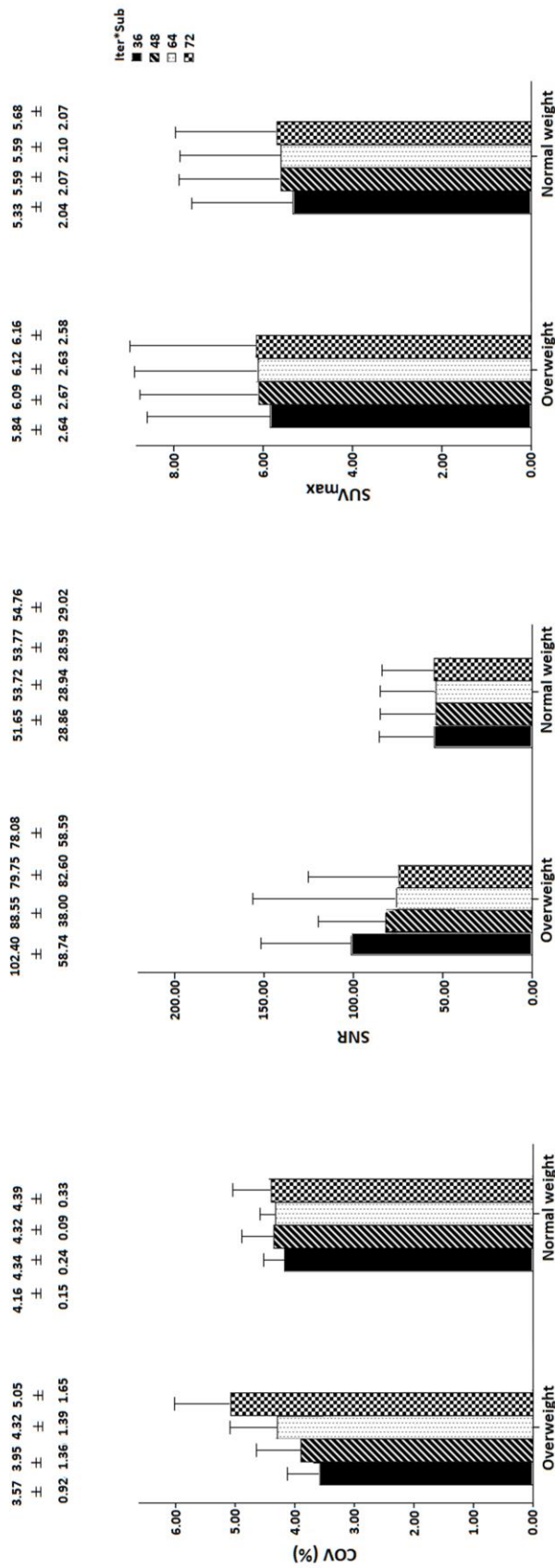
شکل ۲ میزان COV، SNR و  $SUV_{max}$  در حاصل‌ضرب‌های ایتريشن در ساب‌ست‌های مختلف در دو گروه بیمار با شاخص توده بدنی طبیعی و اضافه وزن را نشان می‌دهد. بر اساس این تصویر کمترین میزان COV و بیشترین میزان SNR در هر دو گروه بیمار مربوط به حاصل‌ضرب ۳۶ و بیشترین میزان COV و کمترین میزان SNR و مربوط به حاصل‌ضرب ۷۲ می‌باشد. در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن تغییرات قابل توجه بودند ( $P < ۰/۰۵$ ).

در شکل ۳ اثر استفاده از فیلتر را در بازسازی تصاویر پت‌اس‌تی نشان می‌دهد. با افزایش میزان فیلتراسیون از ۴/۵ به ۶/۵ میلی‌متر COV از  $۴/۶۱ \pm ۰/۳۸$  به  $۳/۸۵ \pm ۰/۳۷$ ، SNR از  $۷۹/۴۲ \pm ۵۹/۱۸$  به  $۸۴/۶۳ \pm ۷۱/۰۴$  و  $SUV_{max}$  از  $۶/۲۹ \pm ۲/۵۸$  به  $۵/۹۶ \pm ۲/۶۸$  در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی، COV از  $۴/۰۶ \pm ۱/۴۱$  به  $۳/۷۰ \pm ۱/۴۷$ ، SNR از  $۵۵/۷۸ \pm ۳۰/۱۸$  به  $۶۴/۰۲ \pm ۲۶/۰۳$  و  $SUV_{max}$  از  $۵/۸۸ \pm ۲/۲۳$  به  $۵/۳۴ \pm ۱/۹۰$  تغییر یافت.

جدول ۱ اختلاف درصد نسبی COV، SNR و  $SUV_{max}$  در تصویر را در تکنیک‌های مختلف بازسازی در مقایسه با تکنیک OSEM در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی مقایسه می‌کند. لازم به ذکر است که در حاصل‌ضرب ۳۶ با اعمال فیلتر ۴/۵ (و ۶/۵) میلی‌متری درصد اختلاف نسبی در پارامتر SNR، برای OSEM+PSF، OSEM+TOF و OSEM+PSF+TOF به ترتیب برابر  $۱۴/۹۹ \pm ۱/۳۳$  ( $۸/۵۲ \pm ۱/۱۸$ )،  $۴۰/۵۱ \pm ۱/۳۸$  ( $۳۰/۱۵ \pm ۱/۲۶$ ) و  $۵۳/۳۶ \pm ۱/۴۱$  ( $۳۶/۶۹ \pm ۱/۳۸$ ) برای بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن می‌باشد که این پارامتر به  $۱۴/۲۵ \pm ۱/۱۴$  ( $۷/۶۲ \pm ۰/۹۸$ )،  $۱۸/۶۲ \pm ۱/۱۰$  ( $۱۲/۲۸ \pm ۰/۹۵$ ) و  $۲۴/۳۶ \pm ۱/۱۸$  ( $۱۵/۵۱ \pm ۰/۹۲$ ) برای بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی تغییر می‌یابد.

در شکل ۴ و ۵ اثر استفاده از تکنیک‌های بازسازی مختلف را در حاصل‌ضرب‌های مختلف ۳۶ تا ۷۲

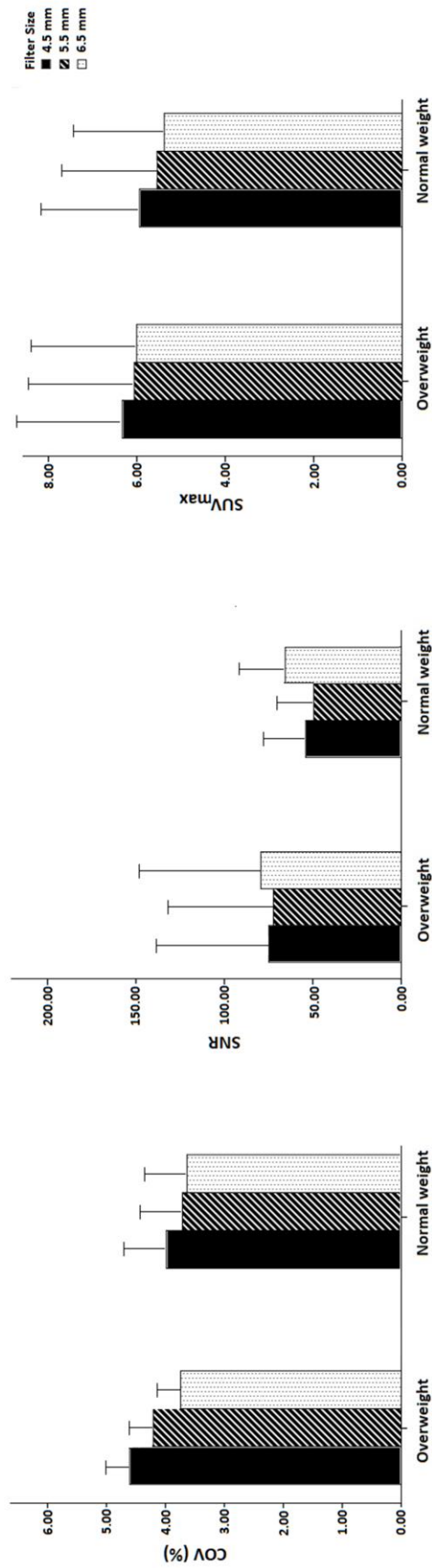
<sup>۱</sup> Artifacts



شکل ۲ - میزان  $SNR$ ،  $COV$  و  $SUV_{max}$  در حاصل ضرب‌های مختلف بازسازی تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی



4.61	4.17	3.85	4.06	3.78	3.70	79.42	76.38	84.63	55.78	51.00	64.02	6.29	6.03	5.96	5.88	5.80	5.34
±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
0.38	0.37	0.37	1.41	1.41	1.47	59.18	57.38	71.04	30.18	27.30	26.03	2.58	2.64	2.68	2.23	2.00	1.90

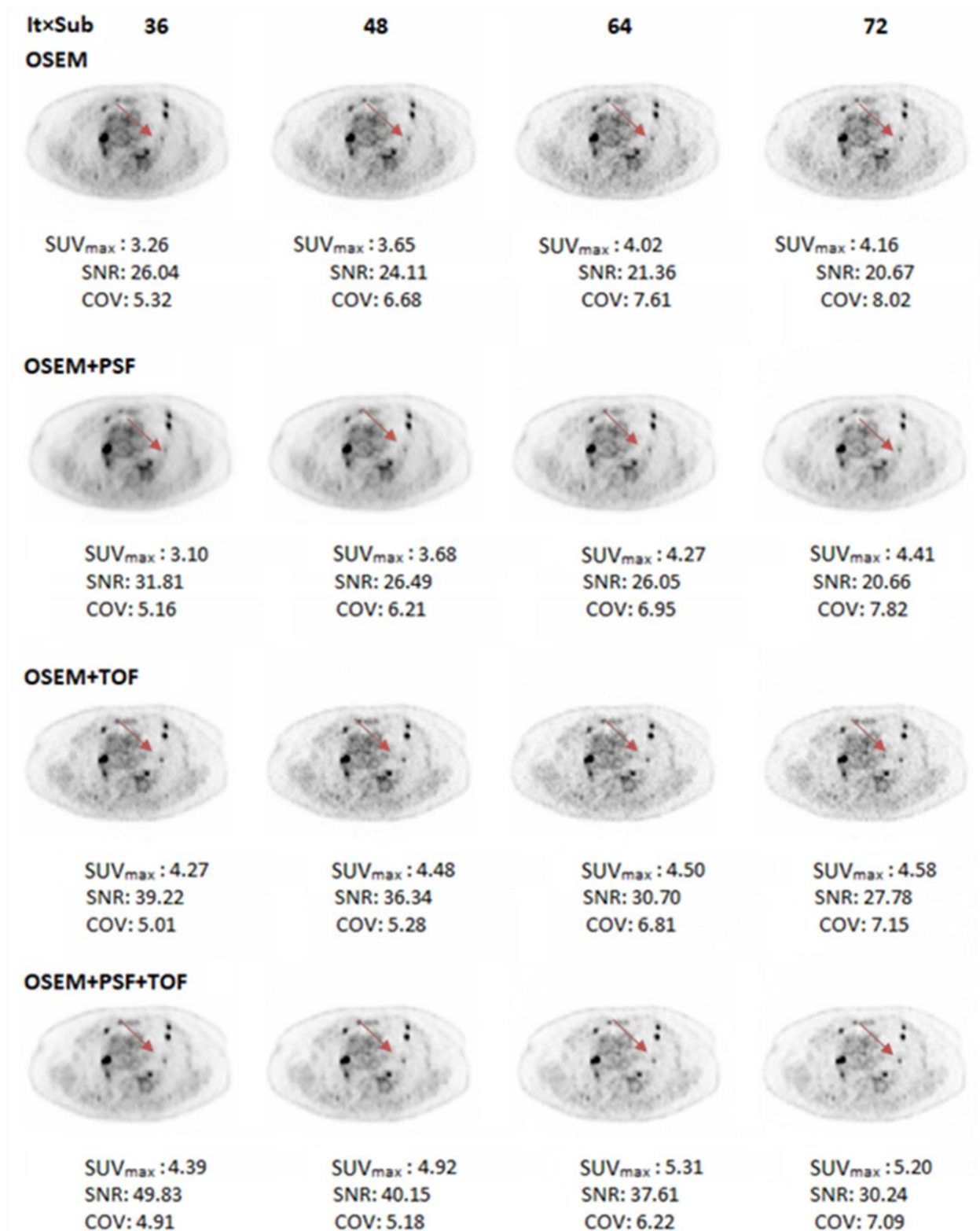


شکل ۳ - میزان  $COV$ ،  $SNR$  و  $SUV_{max}$  در فیلترهای مختلف بازسازی تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی

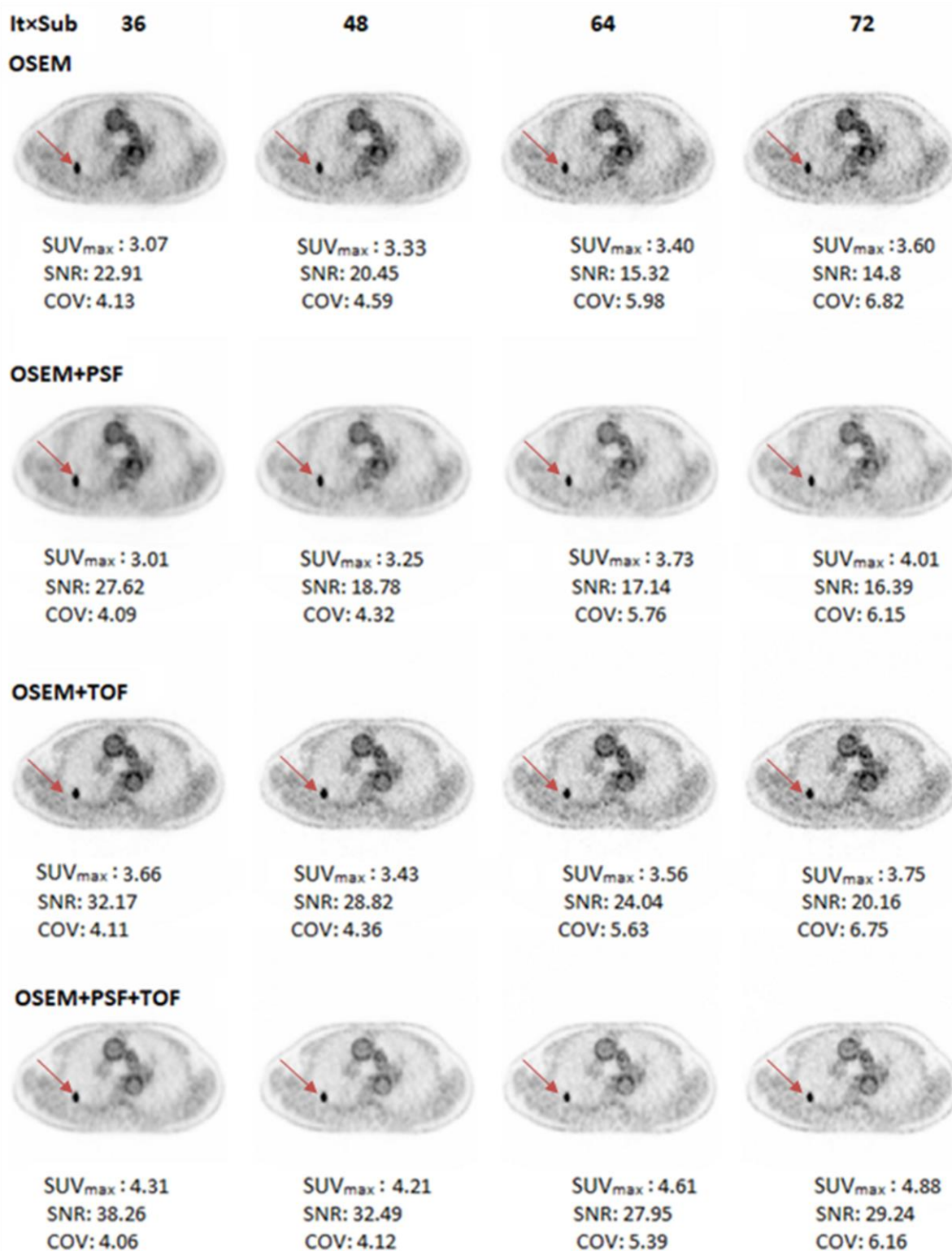
جدول ۱ - اختلاف درصد نسبی SNR، COV و  $SUV_{max}$  تصویر در تکنیک‌های مختلف بازسازی به نسبت تکنیک OSEM در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن (بالا) و طبیعی (پایین)

Protocol	OSEM+PSF						OSEM+TOF						OSEM+PSF+TOF							
	72	64	48	36	72	64	48	36	72	64	48	36	72	64	48	36	72	64	48	36
It×Sub																				
	Filter																			
COV																				
	Filter																			
SNR																				
	Filter																			
$SUV_{max}$																				
	Filter																			
OSEM+PSF																				
	Filter																			
OSEM+TOF																				
	Filter																			
OSEM+PSF+TOF																				
	Filter																			





شکل ۴ - تصاویر ترانسورس مربوط به یک بیمار با شاخص توده بدنی اضافه وزن در فیلتر ۵/۵ میلی‌متری در پروتکل‌های مختلف بازسازی



شکل ۵ - تصاویر ترانسورس مربوط به یک بیمار با شاخص توده بدنی طبیعی در فیلتر ۵/۵ میلی متری در پروتکل‌های مختلف بازسازی

حاصل‌ضرب‌های بزرگتر و فیلترهای کوچک‌تر بیشتر می‌باشد. همچنین این تاثیر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن معنادار است.

در شکل‌های ۴ و ۵ تصاویر مقطع ترانسورس<sup>۱</sup> بیماران نیز این نتایج را نشان می‌دهند که تاثیر تکنیک‌ها در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن بیشتر از بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی می‌باشد و تغییرات  $SUV_{max}$  با افزایش حاصل‌ضرب در دو گروه بیماران معنادار است.

### نتیجه‌گیری:

در این مطالعه به بررسی پارامترهای موثر بر کیفیت تصویر در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی پرداخته شد. در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن، استفاده از پروتکل  $OSEM+PSF+TOF$  که دارای  $COV$  کمتر و  $SNR$  بیشتر است توصیه می‌گردد. همچنین به دلیل  $COV$  زیاد در تصاویر این گروه بیماران استفاده از حاصل‌ضرب کمتر [۳۶،۴۸] توصیه می‌شود. در همین حال به عنوان فیلتر گوسین مورد استفاده، فیلترهای  $۵/۵$  و  $۶/۵$  می‌توانند انتخاب بهتری باشند. اما در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی، گرچه  $OSEM+PSF+TOF$  پارامترهای کیفیت تصویر بهتری دارد، اما می‌توان با رعایت احتیاط از  $OSEM+PSF$  و  $OSEM+TOF$  با حاصل‌ضرب‌های متوسط نیز استفاده نمود. اما انتخاب فیلتر با اندازه کوچکتر می‌تواند انتخاب بهتری باشد.

### سپاسگزاری:

این مطالعه که در بیمارستان دکتر مسیح دانشوری در بخش پت/سی تی انجام شد، با استفاده از طرح تحقیقاتی مشترک میان دانشگاه علوم پزشکی تهران و دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی به اتمام رسید.

### منابع:

- 1) Emami A, Ghadiri H, Ghafarian P, Geramifar P, Ay MR. Performance evaluation of developed dedicated breast PET scanner and improvement of the spatial resolution by wobbling: a Monte Carlo study. Japanese Journal of Radiology. 2020;38:790-799.
- 2) Ketabi A, Ghafarian P, Mosleh-Shirazi M, Mahdavi S, Rahmim A, Reza AM. Impact of image reconstruction methods on quantitative accuracy and variability of FDG-PET

استفاده کردن از حاصل‌ضرب ایتريشن در سابست کمتر برای بازسازی‌ها با تکنیک TOF توصیه شده است [۲۰] و مطالعات دلیل آن را همگرایی سریع‌تر تصاویر در بازسازی‌های با TOF بیان می‌کنند [۲۰،۲۲،۲۸]. در این مطالعه که بر روی حاصل‌ضرب‌های ۳۶، ۴۸، ۶۴ و ۷۲ انجام گرفت، نتایج نشان داد در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن، استفاده از حاصل‌ضرب پایین از جمله ۳۶ و ۴۸ توصیه می‌گردد که دلیل آن  $COV$  کمتر در تصاویر می‌باشد (شکل ۲). از دیگر پارامترهای موثر بر کیفیت تصویر اندازه فیلتر گوسین مورد استفاده در بازسازی تصویر است. همان طور که شکل ۳ نشان داد، در بیماران با شاخص توده بدنی بالا، تاثیر فیلتر بیشتر قابل توجه می‌باشد. از آن جا که اندازه فیلتر بیشتر به کاهش  $COV$  بیشتر منجر می‌شود، در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن فیلتر  $۶/۵$  و  $۵/۵$  نسبت به فیلتر  $۴/۵$  ارجح می‌باشند. با وجود آن که در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی فیلترهای کوچک‌تر می‌توانند با احتیاط استفاده گردند، انتخاب فیلتر نامناسب منجر به افزایش محوشدگی و کاهش رزولوشن فضایی در تصاویر این گروه بیماران می‌شود.

نتایج جدول ۱ نشان داد با اعمال  $OSEM+PSF$  می‌توان  $SNR$  را در بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن از  $۱/۱۸ \pm ۸/۵۲$  تا  $۱/۶۳ \pm ۲۰/۰۳$  درصد و در بیماران با شاخص توده بدنی طبیعی از  $۰/۹۸ \pm ۷/۶۲$  تا  $۱/۴۸ \pm ۲۰/۲۳$  درصد افزایش داد. نتایج این مطالعه هم‌جهت با مطالعه مانک و همکارانش بود. آنان نشان دادند  $PSF$  با کاهش اثر حجم جزیی و ایجاد یک رزولوشن فضایی یکنواخت در میدان دید، به کمک داشتن اطلاعات اضافی از سیستم پاسخ آشکارساز می‌تواند به بهبود کیفیت تصویر کمک کند [۱۱]. مطالعات ما هم‌چنین نشان داد با اعمال  $OSEM+TOF$ ، میزان  $SNR$  در تصویر بیماران با شاخص توده بدنی اضافه وزن و طبیعی به ترتیب از  $۱/۲۶ \pm ۳۰/۱۵$  تا  $۱/۵۳ \pm ۴۵/۵۶$  درصد و  $۰/۹۵ \pm ۱۲/۲۸$  تا  $۱/۳۱ \pm ۲۶/۰۱$  درصد افزایش می‌یابند. این محدوده بسته به این که پروتکل بازسازی در چه حاصل‌ضرب و فیلتری استفاده گردد می‌تواند تاثیرگذاری آن افزایش و یا کاهش یابد. جدول ۱ نشان می‌دهد تاثیر تکنیک‌ها در

<sup>1</sup> Transverse

- study. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2014;1(4):252-257.
- 14) Nasrollahi F, Ghafarian P, Grramifar P, Reza. AM. Quantification and reduction of respiratory induced artifact in attenuation correction of PET data using respiration averaged CT: a simulation and phantom study. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2016;3(3-4):49-59.
  - 15) Rezaei S, Ghafarian P, Jha A, Rahmim A, Sarkar S, Ay MR. Joint compensation of motion and partial volume effects by iterative deconvolution incorporating wavelet-based denoising in oncologic PET/CT imaging. *Physica Medica*. 2019;68:52-60.
  - 16) Sharifpour R, Ghafarian P, Bakhshayesh-Karam M, Jamaati H, Ay MR. Impact of time-of-flight and point-spread-function for respiratory artifact reduction in PET/CT imaging: focus on standardized uptake value. *Tanaffos*. 2017;16(2):127-135.
  - 17) Sharifpour R, Ghafarian P, Rahmim A, Ay MR. Quantification and reduction of respiratory induced artifacts in positron emission tomography/computed tomography using the time-of-flight technique. *Nuclear Medicine Communication*. 2017;38:948-955.
  - 18) Bettinardi V, Presotto L, Rapisarda E, Picchio M, Gianolli L, Gilardi M. Physical Performance of the new hybrid PET/CT Discovery-690. *Medical Physics*. 2011;10(38):5394-5411.
  - 19) Jakoby B, Bercier Y, Conti M, Casey M, Bendriem B, Townsend D. Physical and clinical performance of the mCT time-of-flight PET/CT scanner. *Physics in Medicine & Biology*. 2011;56(8):23-75.
  - 20) Shekari M, Ghafarian P, Ahangari S, Ay MR. Quantification of the impact of TOF and PSF on PET images using the noise-matching concept: clinical and phantom study. *Nuclear Science and Techniques*. 2017;28:1-8.
  - 21) Shekari M, Ghafarian P, Ahangari S, Ghadiri H, Bakhshayeshkaram M, Ay MR. Optimizing image reconstruction parameters in time of flight PET/CT imaging: a phantom study. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2015;2:146-154.
  - 22) Rogasch J, Suleiman S, Hofheinz F, et al. Reconstructed spatial resolution and contrast recovery with Bayesian penalized likelihood reconstruction (Q.Clear) for FDG-PET compared to time-of-flight (TOF) with point spread function (PSF). *EJNMMI Physics*. 2020;7(1):2.
  - 23) Caribé P, Koole M, D'Asseler Y, Van den Broeck B, Vandenberghe S. Noise reduction using a Bayesian penalized-likelihood reconstruction algorithm on a time-of-flight volumetric and textural measures in solid tumors. *European Radiology*. 2019;29:2146-2156.
  - 3) Mosleh-Shirazi MA, Nasiri-Feshani Z, Ghafarian P, Alavi M, Haddadi G, Ketabi A. Tumor volume-adapted SUV N as an alternative to SUV peak for quantification of small lesions in PET/CT imaging: a proof-of-concept study. *Japanese Journal of Radiology*. 2021:1-13.
  - 4) Ahangari S, Ghafarian P, Shekari M, Ghadiri H, Bakhshayeshkaram M, Ay MR. The impact of point spread function modeling on scan duration in PET imaging. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2015;2(3):137-145.
  - 5) Seibert JA. Iterative reconstruction: how it works, how to apply it. *Pediatric Radiology*. 2014;44(3):431-439.
  - 6) Zhao Y-M, Hu Y-Y, Jiatai F, Li C, Zhang X, Fan W. Clinical evaluation of regularized OSEM reconstruction algorithm in pediatric total-body 18F-FDG PET/CT. *Journal of Nuclear Medicine*. 2021; 62(suppl 1):1149.
  - 7) Rezaei S, Ghafarian P, Bakhshayesh-Karam M, et al. The impact of iterative reconstruction protocol, signal-to-background ratio and background activity on measurement of PET spatial resolution. *Japanese Journal of Radiology*. 2020 Mar;38(3):231-239.
  - 8) Rapisarda E, Bettinardi V, Thielemans K, Gilardi M. Image-based point spread function implementation in a fully 3D OSEM reconstruction algorithm for PET. *Physics in Medicine & Biology*. 2010;55(14):4131.
  - 9) Gravel P, Surti S, Krishnamoorthy S, Karp JS, Matej S. Spatially-variant image-based modeling of PSF deformations with application to a limited angle geometry from a dual-panel breast-PET imager. *Physics in Medicine & Biology*. 2019;64(22):225015.
  - 10) Ashrafinia S, Mohy-ud-Din H, Karakatsanis NA, et al. Generalized PSF modeling for optimized quantitation in PET imaging. *Physics in Medicine & Biology*. 2017;62(12):49-51.
  - 11) Rahmim A, Qi J, Sossi V. Resolution modeling in PET imaging: theory, practice, benefits, and pitfalls. *Medical Physics*. 2013;40:264-301.
  - 12) Akamatsu G, Mitsumoto K, Taniguchi T, Tsutsui Y, Baba S, Sasaki M. Influences of point-spread function and time-of-flight reconstructions on standardized uptake value of lymph node metastases in FDG-PET. *European Journal of Radiology*. 2014;83:226-230.
  - 13) Ghafarian P, Ay M. The influence of PET and CT misalignment due to respiratory motion on the cardiac PET/CT imaging: a simulation

- PET-CT scanner. *EJNMMI Physics*. 2019;6:1-14.
- 24) Hashimoto N, Morita K, Tsutsui Y, Himuro K, Baba S, Sasaki M. Time-of-flight information improved the detectability of subcentimeter spheres using a clinical PET/CT scanner. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2018;46:268-273.
- 25) Vandenberghe S, Mikhaylova E, D'Hoe E, Mollet P, Karp JS. Recent developments in time-of-flight PET. *EJNMMI Physics*. 2016;3(1):1-30.
- 26) Armstrong IS, Kelly MD, Williams HA, Matthews J. Impact of point spread function modelling and time of flight on FDG uptake measurements in lung lesions using alternative filtering strategies. *EJNMMI Physics*. 2014;1:99.
- 27) Kuhnert G, Boellaard R, Sterzer S, et al. Impact of PET/CT image reconstruction methods and liver uptake normalization strategies on quantitative image analysis. *European Journal of Nuclear Medicine*. 2016;43:249-58.
- 28) Conti M, Bendriem B. The new opportunities for high time resolution clinical TOF PET. *Clinical and Translational Imaging*. 2019;(2)7:139-147

# The Influence of Various Reconstruction Protocol on Quantitative Analysis of PET/CT Imaging

Samira Rezvani<sup>1,2</sup>, Pardis Ghafarian<sup>3,4\*</sup>,  
Mehrddad Bakhshayesh-Karam<sup>3,4</sup>, MohamadReza Ay<sup>1,2</sup>

- 1) Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
- 2) Research Center for Molecular and Cellular Imaging (RCMCI), Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
- 3) Chronic Respiratory Diseases Research Center, National Research Institute of Tuberculosis and Lung Diseases (NRITLD), Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
- 4) PET/CT and Cyclotron Center, Masih Daneshvari Hospital, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

## Abstract:

In recent years, PET/CT imaging have been widely used in oncology for cancer diagnosis, treatment planning, and response to therapy. It is well known that, the high quality PET/CT image helps physicians for more accurate diagnosis. The aim of this study was to investigate the effect of various image reconstruction techniques including time of flight (TOF) and point spread function (PSF) on quantitative analysis of images. Then the influence of different parameters was evaluated on the images of patients with normal and high body mass index (BMI). PET/CT images were acquired with The Discovery 690 scanner installed in Dr. Masih Daneshvari Hospital. The images were reconstructed using OSEM, OSEM+PSF, OSEM+TOF and OSEM+PSF+TOF techniques with iteration×subset of 36, 48, 64 and 72, along with 4.5, 5.5 and 6.5 mm filters. COV, SNR and SUVmax were calculated. Smirnov-Kolmogoroff statistical tests was used to evaluate data normality, while Kruskal-Wallis and Mann-Whitney were used to compare groups and image quality factors. By changing the reconstruction technique from OSEM to OSEM+PSF+TOF, in high BMI patients, the COV decreased from  $4.85\pm 0.63$  to  $2.61\pm 0.78$ , and the SUVmax increased from  $5.74\pm 2.61$  to  $6.71\pm 2.55$ . However, COV decreased from  $4.53\pm 0.03$  to  $4.44\pm 0.46$  and the SUVmax increased from  $5.06\pm 1.75$  to  $5.81\pm 2.28$  for normal BMI patient. The lowest COV and the highest SNR and SUVmax in both groups of patients was related to It×Sub equal to 36. In patients with high BMI, OSEM+PSF+TOF protocol with It×Sub of 36 or 48 and filter size of 5.5 and 6.5 mm is recommended, which has lower COV with higher SNR. In patients with normal BMI, OSEM+PSF+TOF show better image quality parameters. OSEM+PSF and OSEM+TOF with medium It×Sub can also be used with caution but in these cases, smaller filter size can be more appropriate selection.

**Keywords:** PET/CT, Image Quality Optimization, TOF, PSF

## \* Corresponding Authors:

Pardis Ghafarian, Chronic Respiratory Diseases Research Center, National Research Institute of Tuberculosis and Lung Diseases (NRITLD), Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran. Email: [pardis.ghafarian@sbm.ac.ir](mailto:pardis.ghafarian@sbm.ac.ir)