

## *Assessment of Layer Collimator in Bremsstrahlung Imaging during Radionuclide Therapy with Phosphorus-32*

Hadi Taleshi Ahangari<sup>1</sup>,  
Hossein Rajabi<sup>2</sup>,  
Mohammad Eftekhari<sup>3</sup>,  
Fariba Johari Daha<sup>4</sup>

<sup>1</sup> PhD Student in Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Associate Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

<sup>3</sup> Professor, Research Institute for Nuclear Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

<sup>4</sup> Assistant Professor, Department of Radioisotope, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran

(Received Jun 22 , 2014; Accepted August 16 , 2014)

### **Abstract**

**Background and purpose:** Imaging which is used in nuclear medicine is done using emit gamma rays whereas therapy in nuclear medicine is performed by applying radionuclide's which emit beta radiation. Using Bremsstrahlung is a new field which is recently introduced in imaging. In the Bremsstrahlung imaging, collimator design should not be based on energy peak and whole energy spectrum should be considered. The main problem of these radiations is collimator penetration. This study suggests a new design for collimator in Bremsstrahlung imaging which weighs less than half of usual collimators. This design will somewhat influence the resolution and sensitivity. Furthermore, the effect of wiener filter in Bremsstrahlung imaging is also considered

**Material and Methods:** Layer collimator in forms of digital phantom was designed by GATE simulator and its sensitivity and resolution in deferent layers was evaluated.

**Results:** By increasing collimator layers, sensitivity rose by 9%, in contrast, due to penetration resolution decreased to 11%. Furthermore, we did not find any evidence that showed wiener filter in Bremsstrahlung imaging improved resolution.

**Conclusion:** In this study, layer collimator has increased the sensitivity, consequently, the time required for collecting count for Bremsstrahlung imaging has decreased.

**Keywords:** Nuclear medicine, Monte Carlo, Collimator, Bremsstrahlung, Phosphorus 32

## ارزیابی کولیماتورهای لایه‌ای در تصویربرداری تابش ترمزی حین رادیو دارو درمانی با فسفر-۳۲

هادی طالشی آهنگری<sup>۱</sup>  
حسین رجبی<sup>۲</sup>  
محمد افتخاری<sup>۲</sup>  
فریبا جوهری دها<sup>۳</sup>

### چکیده

**سابقه و هدف:** تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای بر پایه استفاده از تابش گاما می‌باشد و درمان در پزشکی هسته‌ای با استفاده از رادیو داروهای تابش کننده بتا صورت می‌گیرد. استفاده از اشعه ترمزی برای تصویربرداری و تعیین توزیع رادیو ایزوتوپ‌ها زمینه‌ای جدید در تحقیقات می‌باشد. در تصویربرداری تابش ترمزی یا ترمزی طراحی کولیماتور نباید بر اساس پیک انرژی باشد و تمام طیف انرژی در تحلیل باید در نظر گرفته شود. بزرگ‌ترین مسئله که برای این پرتوها وجود دارد مسئله نفوذ از دیواره کولیماتور است. در این تحقیق یک طراحی جدید کولیماتور برای تصویربرداری تابش ترمزی با نصف وزن معمول کولیماتورها پیشنهاد شده است. با این حال تغییر چگالی در رزولوشن و حساسیت سیستم ایجاد نخواهد شد. همچنین میزان تأثیر فیلتر و اینر در تصویربرداری تابش ترمزی مورد ارزیابی قرار گرفت.

**مواد و روش‌ها:** با کد شبیه‌ساز GATE کولیماتورهای لایه‌ای به صورت فانتوم دیجیتالی طراحی شد و حساسیت و رزولوشن کولیماتورهای لایه‌ای در لایه‌های مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت.

**یافته‌ها:** با افزایش تعداد لایه‌های کولیماتور حساسیت تا میزان ۹ درصد افزایش یافت. همچنین به دلیل نفوذ از دیواره رزولوشن تا ۱۱ درصد کاهش پیدا کرد. علاوه بر این، هیچ دلیل قانع کننده‌ای که نشان دهد فیلتر و اینر در تصویربرداری تابش ترمزی موجب بهبود رزولوشن می‌شود، مشاهده نشد.

**استنتاج:** کولیماتورهای لایه‌ای موجب افزایش حساسیت می‌شود و زمان جمع‌آوری کانت را برای تصویربرداری تابش ترمزی کاهش می‌دهد.

**واژه‌های کلیدی:** پزشکی هسته‌ای، مونت کارلو، کولیماتور، تابش ترمزی، فسفر ۳۲

### مقدمه

غیرهوجکین به صورت کلینیکی مورداستفاده قرار می‌گیرند (۴-۱). اطمینان (صحت و دقت) از تخمین توزیع اکتیویته برای تأیید دز تحویلی داده شده ضروری می‌باشد (۵، ۶). پرتوهای بتا در اندرکنش با بافت تولید

درمان در پزشکی هسته‌ای بر پایه استفاده از پرتوهای بتا است. در رادیو دارو درمانی هدفمند ایتريم ۹۰ و فسفر ۳۲ برای درمان هیپاتیت اولیه و تومورهای متاستاز (از طریق رادیو آمبولی میکرو ذرات) و

**مؤلف مسئول:** حسین رجبی - تهران - دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

E-mail: hrjabi@modares.ac.ir

۱. دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۲. متخصص پزشکی هسته‌ای و پاتولوژی، مرکز تحقیقات پزشکی هسته‌ای، بیمارستان شریعی، تهران، ایران

۳. متخصص داروسازی هسته‌ای، بخش رادیو ایزوتوپ سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۴/۱ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۳/۴/۲۳ تاریخ تصویب: ۱۳۹۳/۵/۲۵

پرتو ترمزی می‌کنند که می‌تواند سبب آلودگی فوتون‌های اولیه شود و مشکلات کمی‌سازی را افزایش دهد (۷، ۸). بعد از درمان، SPECT قابلیت کمی‌سازی تابش ترمزی را داراست (۹، ۱۰). در چند سال گذشته کوشش‌های فراوانی در زمینه استفاده از تابش ترمزی برای تصویربرداری به‌منظور تعیین توزیع رادیو ایزوتوپ‌ها در بدن صورت گرفته اما این کوشش بسیار پراکنده و با تکیه بر جنبه خاص صورت گرفته است. مهم‌ترین مشکلی که در این زمینه وجود دارد عدم حساسیت دستگاه‌های تصویربرداری موجود در محدوده تابش‌های ترمزی است (۱۱-۱۳). بزرگ‌ترین مسئله که برای این پرتوها وجود دارد مسئله نفوذ است. اما حل مسئله نفوذ مشکلات دیگری را (ضخیم شدن دیواره، دراز شدن طول سوراخ‌ها) به وجود می‌آورد که از آن جمله می‌توان به کاهش حساسیت و ایجاد آرتیفکت در تصاویر اشاره کرد. (۱۴، ۱۵). شاید آرتیفکت قالب سوراخ‌ها به وسیله چرخش کولیماتور با استفاده از مواد با چگالی بالا قابل حل باشد. یا ایجاد فاصله مناسب بین کولیماتور و کریستال و بین منبع تا کولیماتور این اثر کاهش یابد ولی هم‌چنان مشکل نفوذ باقی می‌ماند. در حال حاضر کولیماتورها برای یک سطح انرژی بهینه می‌شوند و نفوذ بر اساس ضریب تضعیف در یک انرژی خاص مورد محاسبه قرار می‌گیرد. در صورت وجود بیناب وسیع انرژی نمی‌توان کولیماتور را برای انرژی بالاتر بهینه کرد. چون ممکن است که درصد کمی از تابش در این ناحیه قرار داشته باشد که این موضوع سبب کاهش حساسیت در نواحی پایین‌تر انرژی می‌شود (۱۴، ۱۶، ۱۷). به‌طور کلی می‌توان نفوذ از دیواره را نسبت به حساسیت و رزولوشن دارای اهمیت بیش‌تری دانست. بنابراین برای هر کولیماتور ابتدا نفوذ از دیواره مطرح است که باید کمتر از ۵ درصد باشد و پس از آن با توجه به موارد استفاده، حساسیت و یا رزولوشن اهمیت پیدا می‌کنند (۱۴، ۱۸، ۱۹). بدیهی است برای طراحی کولیماتور جهت تصویربرداری از

پرتوهای ترمزی باید بیناب این پرتوها از نظر میزان فراوانی هر فوتون (با توجه به بافت) و درصد نسبی پراکندگی مشخص باشد. تاریخچه و برخوردهای هر فوتون آشکار شده در شبیه‌سازیمونت کارلومی‌تور می‌تواند ذخیره و مورد مطالعه قرار گیرد. کانت جمع‌آوری شده در هر پنجره انرژی می‌تواند به‌صورت عمود بر کولیماتور و یا آشکارساز باشد و یا این‌که فوتون پراکنده از بیمار یا کولیماتور و یا کریستال و یا پرتوایکس تولید شده در کولیماتور باشد (۹، ۱۰، ۱۲، ۲۰). به دلیل طبیعت پیچیده طیف انرژی از شبیه‌سازیمونت کارلو برای انتخاب بهینه باید استفاده کرد. کولیماتورهای موجود برای یک پیک انرژی بهینه شده‌اند. بنابراین در معرفی کولیماتور مناسب برای پرتوهای ترمزی بالاترین حساسیت با نفوذ از دیواره کم‌تر از ۵ درصد باید مدنظر قرار گیرد. به عبارتی کولیماتور با استفاده از شبیه‌سازی باید برای طیف انرژی پرتوهای ترمزی بهینه شود. با توجه به معادلات حساسیت و نفوذ از دیواره داریم (۲۱).

$$Ge = c d^4 / (L_{eff}(d+t)) \quad (1)$$

$$t \geq 6d / (L\mu - 3) \quad (2)$$

$$L_{eff} = L - 2/\mu \quad (3)$$

در معادله بالا Ge بازده هندسی و c ضریب ثابت می‌باشد. هم‌چنین  $\mu$  ضریب تضعیف و  $L_{eff}$  فاصله مؤثر است. به عبارتی در معادله تحلیلی حساسیت با افزایش ارتفاع مؤثر سوراخ‌ها حساسیت کاهش می‌یابد ولی نفوذ از دیواره مستقیماً با طول کاهش می‌یابد. در صورتی که به جای استفاده از ارتفاع پیوسته مطابق با تصویر شماره ۲ آن‌ها را به چند قطعه تقسیم کنیم. به نظر می‌رسد که ارتفاع مؤثر تغییری نداشته باشد در حالی که ارتفاع سوراخ‌ها افزایش می‌یابد.

با توجه به تحقیقات صورت گرفته در کولیماتورهای سیمی لایه‌ای (۲۴-۲۲) با تغییر بسیار اندک حساسیت می‌توان نفوذ از دیواره را تا اندازه زیادی تغییر داد و بهبود بخشید. چیدمان اندازه‌های

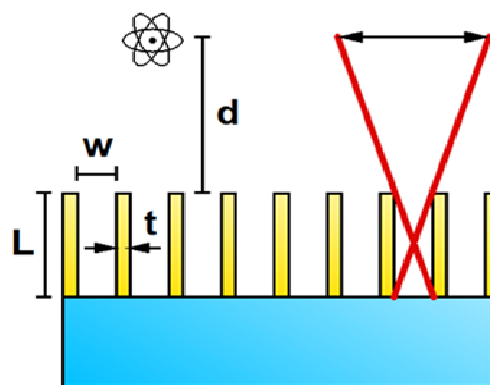
ارتفاع کولیماتور انرژی بالا در نظر گرفته شد. به عبارتی ارتفاع از ۳۰ میلی‌متر تا ۶۰ میلی‌متر با فواصل ۱ میلی‌متری تغییر کرد. پس از انجام شبیه‌سازی‌ها با استفاده از فیلترهای ترکیبی نوپز به وجود آمده ناشی از گسسته سازی دیواره کولیماتور حذف و یا تا حد قابل قبولی برطرف شد. اثبات شده است که فیلتر واینر می‌تواند اثر کدر شدن ناشی از پراکندگی فوتون و نفوذ از کولیماتور، در تابش کننده‌های تک فوتون انرژی‌های پایین و متوسط را ترمیم کند. کاربرد این فیلتر در تصویربرداری تابش ترمزی نیز مورد بررسی قرار گرفت (۷).



تصویر شماره ۲: سوراخ‌های کولیماتور سیمی لایه‌ای و کولیماتور سوراخ موازی از نمای جانبی

رای شبیه‌سازی از کد GATE (version 6.2) جهت شبیه‌سازیمونت کارلو استفاده شد. مشخصات دستگاه SPECT که به صورت planar (صفحه‌ای) در تصویربرداری مورد استفاده قرار گرفت مطابق با سیستم ADAC، ابعاد کریستال 40×70 cm و ضخامت ۱In از کریستال NaI(Tl) و هم چنین با در نظر گرفتن حفاظ، تخت، شیشه و نیز پهن شدن طیف ناشی از PMT، به طور کامل در شبیه‌سازی‌ها در نظر گرفته شد. فسفر - ۳۲ به عنوان رادیو داروی تابش کننده بتای خالص در نظر گرفته شد (۴). برای تعریف طیف بتای فسفر - ۳۲ یک توزیع از انرژی‌های مختلف مطابق با سایت منابع Radiation dose assessment resource در قسمت رفتارهای فیزیکی، رد الکترون و برهمکنش‌های اشعه ترمزی مورد نیاز بود و باید در نظر گرفته می‌شد. با این حال انرژی قطع

کولیماتور تقسیم شده و اندازه قطعات آن به میزان زیادی به مشکلات ساخت و اندازه گیری‌های نفوذ و حساسیت وابسته است که در شبیه‌سازی با کد GATE و سرعت بالای کامپیوترهای موجود، می‌توان محاسبات مربوطه را انجام داد.



تصور شماره ۱: پارامترهای کولیماتور سوراخ موازی

این تحقیق در دو مرحله انجام پذیرفت. در مرحله اول، بررسی کولیماتورهای شبکه سیمی لایه‌ایو میزان تأثیر آن در کمی‌سازی تصویربرداری تابش ترمزی می‌باشد. با توجه به تحقیقات صورت گرفته بر روی کولیماتورهای شبکه سیمی لایه‌ای در تصویربرداری از پرتوهای گاما انتظار می‌رود در کولیماتورهای چند لایه‌ای علاوه بر کاهش وزن، حساسیت افزایش یابد (۲۶-۲۳). در مرحله دوم فیلتر واینر در تصویربرداری تابش ترمزی با کولیماتورهای لایه‌ای سیمی بررسی گردید (۷). در مطالعات گذشته فیلتر واینر برای بهبود رزولوشن به کار رفته بود. در این مطالعه نیز به بررسی این موضوع پرداخته شد.

## مواد و روش‌ها

در این تحقیق پارامترهای کولیماتور انرژی پایین به عنوان ملاک انتخاب حساسیت به کار رفت و هدف رساندن نفوذ از دیواره به زیر ۵ درصد بود. تعداد تقسیمات ارتفاع و فاصله مناسب بین تقسیمات با توجه به

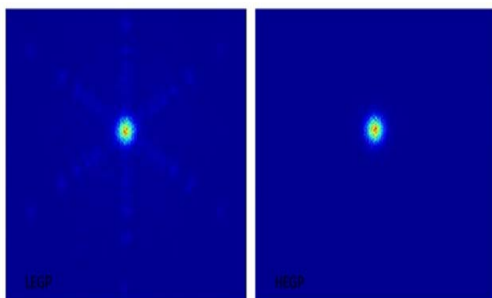
## یافته ها

ابتدا میزان حساسیت و رزولوشن دو کولیماتور LEGP و HEGP مطابق با استانداردهای موجود و دستگاه پیشنهادی مورد ارزیابی قرار گرفت. کولیماتور LEGP با ضخامت 30 mm و نیز کولیماتور HEGP با ضخامت 60 mm در شبیه سازی ها مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج زیر حاصل از محاسبات در FOV می باشد (جدول شماره ۱).

جدول شماره ۱: ارزیابی دو کولیماتور LEGP و HEGP جهت تصویربرداری تابش ترمزی

ضخامت کولیماتور	LEGP (30 mm)	HEGP (60 mm)	سطح معنی داری
حساسیت	۵۳۲۰۷	۵۳۰۴۰	<۰/۰۱
FWHM	۲۹/۱	۲۷/۴۱۵	<۰/۰۵

همان طور که در (تصویر شماره ۳). مشاهده می شود میزان رزولوشن در کولیماتورهای HEGP بهتر شده است. در مرحله بعد کولیماتور HEGP به عنوان کولیماتور مرجع طبق روش پیشنهادی به لایه های مختلف تقسیم و شبیه سازی های مورد نظر انجام شد. نمودارهای زیر نتایج حاصله را در بر می گیرد (نمودارهای شماره ۱ و ۲).



تصویر شماره ۳: راست: تصویربرداری تابش ترمزی با استفاده از کولیماتور HEGP چپ: تصویربرداری تابش ترمزی با استفاده از کولیماتور LEGP

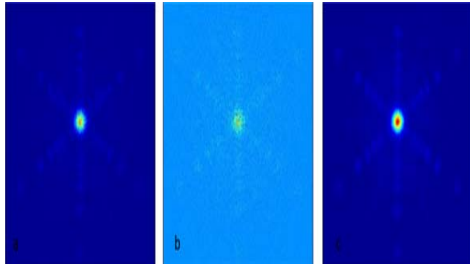
Cut off الکترون 10 KeV و فوتون 1 KeV در نظر گرفته شد. هم چنین برای کاهش عدم قطعیت و خطای آماری زیر ۱ درصد در هر شبیه سازی ۱ میلیارد ذره ردیابی و آشکار شد. جهت تحلیل آماری از آزمون paired t-test استفاده شد. تمامی آزمون های آماری و مقایسه های انجام شده در نرم افزار Excel 2013 صورت گرفت. فیلتر واینر از مینیمم سازی خطای مربع میانگین بین تصاویر ترمیم شده و تابع جسم در مقیاس بهینه شده استفاده می کند. فیلترینگ واینر به صورت قیاسی تخمینی از جسم و طیف توان نویز که باعث تنزل تصویر می شود بهره می گیرد. تابع انتقال فیلتر واینر به صورت (۱۳).

$$W(u,v) = \{1/H(u,v)\} \cdot \{[H(u,v)]^2/[H(u,v)]^2 + (P_n(u,v)/P_f(u,v))\} \quad (4)$$

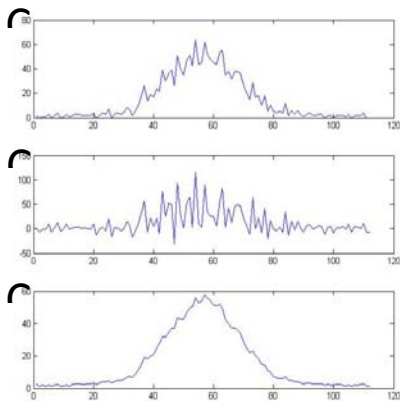
$P_n(u,v)$  و  $P_f(u,v)$  به ترتیب طیف توان نویز و طیف توان سیگنال بودند.  $H(u,v)$  تابع انتقال در مقادیر فرکانسی گسسته  $u$  و  $v$  بود که اگر (PSF) Point Source Function ثابت و به صورت شعاعی متقارن فرض شد، آنگاه  $H(u,v)$  با سیستم تک بعدی (MTF) Modulation Transfer Function جایگزین شد و فیلتر دو بعدی به یک بعدی تجزیه شد (۱۳).

$$W(f_r) = \{1/MTF(f_r)\} \cdot \{[MTF(f_r)]^2/[MTF(f_r)]^2 + (P_n(u,v)/P_f(u,v))\} \quad (5)$$

که  $f_r$  فرکانس شعاعی است. ذکر این نکته ضروری است که فیلتر می تواند به صورت تولید یک فیلتر معکوس با فیلتر پایین گذر مورد بررسی قرار گیرد که برای نسبت نویز به سیگنال در هر فرکانس در نظر گرفته شود. برای تصاویر با نسبت نویز به سیگنال پایین فیلتر، فیلتر معکوس را کاهش می دهد. در مقادیر فرکانسی که نویز قالب است ترم نویز به سیگنال قالب خواهد بود و فرض می شود که فیلتر مشخصه پایین گذر دارد. در این حالت، فیلتر توافق خوبی با خواص طیفی تصویر دارد.



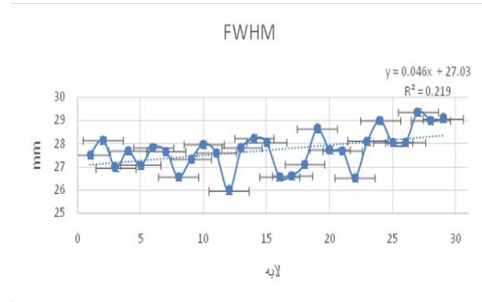
**تصویر شماره ۴:** تابش ترمزی منبع نقطه‌ای با استفاده از تصویربرداری با کولیماتور لایه‌ای سیمی. (a) تصویر بدون اعمال فیلتر. (b) تصویر با حذف آرتیفکت PSF و (c) تصویر با اعمال فیلتر واینر



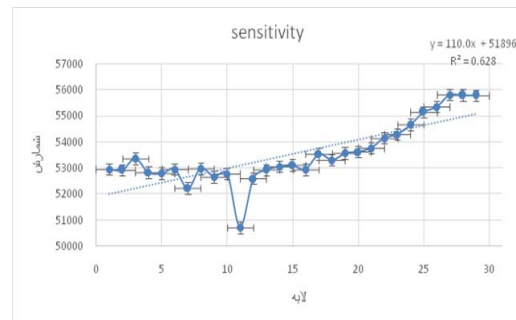
**تصویر شماره ۵:** پروفایل تابش ترمزی منبع نقطه‌ای با استفاده از تصویربرداری با کولیماتور لایه‌ای سیمی. (a) پروفایل بدون اعمال فیلتر. (b) پروفایل با حذف آرتیفکت PSF و (c) پروفایل با اعمال فیلتر واینر

### بحث

برای افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌توان حساسیت سیستم را افزایش داد. با توجه به مطالعات صورت گرفته توسط Saripan و همکارانش در کولیماتورهای لایه‌ای سیمی، پیشنهاد شده بود که طراحی‌های مختلفی از این نوع کولیماتورها مورد ارزیابی قرار گیرد. آن‌ها چهار رادیو دارو تابش کننده گاما را مورد بررسی قرار دادند و نتایج مختلفی برای بهبود رزولوشن ذکر کردند. هم‌چنین پس از پردازش و استفاده از فیلتر واینر، کاهش ۶۰ درصد در وزن کولیماتور را به دست آوردند. در مطالعات آن‌ها حساسیت در حداقل اکتیویته ضایعه و اندازه قابل



**نمودار شماره ۱:** محاسبه FWHM در کولیماتورهای با لایه‌های مختلف



**نمودار شماره ۲:** محاسبه حساسیت در کولیماتورهای با لایه‌های مختلف

نتایج حاصل از فیلتر مطابق با تحقیقات انجام شده پیشنهاد شده بود که از فیلتر واینر برای بهبود رزولوشن استفاده شود. به همین منظور از دستورات MATLAB برای محاسبه فیلتر واینر استفاده شد (تصاویر شماره ۵ و ۴) پس از محاسبه FWHM، بدون اعمال فیلتر واینر ۲۹،۲۶ میلی‌متر به‌دست آمد در حالی که پس از اعمال فیلتر میزان FWHM برابر با ۲۹/۳۴ میلی‌متر به دست آمد. در این تحقیق به بررسی یک منبع نقطه‌ای در تصویربرداری تابش ترمزی پرداخته شد.

از دو نوع کولیماتور HEGP و LEGP برای بررسی رزولوشن و نفوذ از دیواره بهره گرفته شد و نشان داده شد که در کولیماتور HEGP آرتیفکت ستاره‌ای به وجود نخواهد آمد. در قسمت بعد برای مقایسه کولیماتورهای لایه‌ای، همان‌طور که در نمودارهای ۱ و ۲ مشاهده می‌شود میزان حساسیت و رزولوشن با تعداد لایه‌های اضافه شده افزایش می‌یابند.

هم‌چنین در مطالعات گذشته (۷،۲۶) رای بهبود رزولوشن و کیفیت تصویر پیشنهاد می‌شد که از فیلتر واینر بعد از تصویربرداری استفاده شود. در این مطالعه پس از بررسی و مطالعه فیلتر واینر مشاهده شد که حساسیت کاهش می‌یابد. باین حال، نویز پروفایل منبع نقطه‌ای، کاهش می‌یابد. علاوه بر این هیچ دلیل قانع‌کننده‌ای برای این که نشان دهد فیلتر واینر در تصویربرداری planar مفید است، به دست نیامد. به‌طور خلاصه، تصویربرداری تابش ترمزی با استفاده از رادیو داروی فسفر-۳۲ و پس پردازش فیلتر واینر مورد انجام شد. با استفاده از کولیماتورهای لایه‌ای کمی سازی تصویربرداری برای کبد مورد ارزیابی قرار گرفت. با توجه به مشکلات تصویربرداری تابش ترمزی، در این مطالعه نشان داده شد که با استفاده از شبیه‌سازی می‌توان صحت تخمین دز در تصویربرداری از رادیوداوه‌ای تابش کننده بتا را اثبات کرد.

### سیاسگزاری

این تحقیق حاصل نتایج رساله دکتری می‌باشد و با حمایت مالی دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است. لازم می‌دانم از زحمات بی‌شائبه اساتید محترم مرکز تحقیقات پزشکی هسته‌ای بیمارستان شریعتی و بخش رادیو ایزوتوپ سازمان انرژی اتمی تشکر و قدردانی نمایم.

آشکارسازی تغییر نداشت. با استفاده از فیلتر واینر قابلیت دیدن تومور افزایش یافته بود. هم‌چنین، آن‌ها برای افزایش نسبت سیگنال به نویز از فیلتر واینر استفاده کرده بودند.

Shen و همکارانش نیز برای کمی سازی پرتوهای تابش ترمزی ایتیریم-۹۰ از فیلتر واینر استفاده کرده بودند. در روش بهینه آن‌ها بیش‌ترین خطا در یک منبع نقطه‌ای ۱۷ درصد و در تخمین اکتیویته تجمعی ۷ درصد به دست آمد (۷). در مطالعه حاضر، کولیماتور HEGP معیاری برای اندازه‌گیری و مقایسه رزولوشن و نفوذ از دیواره در نظر گرفته شده بود و کولیماتور LEGP معیاری دیگر جهت بررسی و ارزیابی حساسیت سیستم معرفی شد. مشاهده شد که در کولیماتورهای لایه‌ای با افزایش تعداد لایه‌ها و کاهش وزن کولیماتور تا حداکثر ۹ درصد حساسیت افزایش می‌یابد. باین حال کاهش ۱۱ درصد رزولوشن تا حدی دور از انتظار بود. به دلیل این که اکتیویته پس‌زمینه به طور یکنواخت در فانتوم توزیع شده بود، می‌توان اکتیویته پس‌زمینه را از اکتیویته کل کسر نمود. در تصاویر بیمار به دلیل پیچیدگی بیشتری که وجود دارد این عمل ممکن نیست. اگرچه با فرض‌هایی بسیار ساده، نتایج این مطالعه به دست آمد، می‌توان تصحیح تضعیف را نیز انجام داد.

### References

1. Stigbrand T, Carlsson J, Adams GP. Targeted radionuclide tumor therapy: biological aspects. New yourk :Springer; 2008.
2. Dezarn WA, Cessna JT, DeWerd LA, Feng W, Gates VL, Halama J, et al. Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine on dosimetry, imaging, and quality assurance procedures for 90 Y microsphere brachytherapy in the treatment of hepatic malignancies. Med Phys. 2011; 38(8): 4824-4845.
3. Ott JR, Flower MA, Jones A, McCready VR. The measurement of radiation doses from P32 chromicphosphate therapy of the peritoneum using SPECT. Eur J Nucl Med. 1985; 11(8): 305-308.
4. Pirayesh E, Amoui M, Akhlaghpour S, Tolooee S, Khorrami M, Poorbeigi H, et al. Technical Considerations of Phosphorous-32

- Bremsstrahlung SPECT Imaging after Radioembolization of Hepatic Tumors: A Clinical Assessment with a Review of Imaging Parameters. *Radiol Res Pract.* 2014; 2014: 407158.
5. Sgouros G, Frey E, Wahl R, He B, Prideaux A, Hobbs R. Three-Dimensional Imaging-Based Radiobiological Dosimetry. *Semin nucl med.* 2008; 38(5): 321-234.
  6. Sgouros G. Dosimetry of Internal Emitters. *J Nucl Med.* 2005 January 1, 2005; 46 (suppl 1): 18S-27S.
  7. Shen S, DeNardo GL, DeNardo SJ. Quantitative bremsstrahlung imaging of yttrium-90 using a Wiener filter. *Med Phys.* 1994; 21(9): 1409-1417.
  8. Stabin MG, Eckerman KF, Ryman JC, Williams LE. Bremsstrahlung radiation dose in yttrium-90 therapy applications. *J Nucl Med.* 1994; 35(8): 1377-1380.
  9. Ito S, Kurosawa H, Kasahara H, Teraoka S, Ariga E, Deji S, et al. (90) Y bremsstrahlung emission computed tomography using gamma cameras. *Ann Nucl Med.* 2009; 23(3): 257-267.
  10. Fabbri C, Sarti G, Cremonesi M, Ferrari M, Dia AD, Agostini M, et al. Quantitative analysis of 90Y bremsstrahlung SPECT-CT images for application to 3D patient-specific dosimetry. *Cancer Biother Radiopharm.* 2009; 24(1): 145-154.
  11. Rong X, Frey EC. A collimator optimization method for quantitative imaging: Application to Y-90 bremsstrahlung SPECT. *Med phys.* 2013; 40(8): 082504.
  12. Walrand S, Hesse M, Wojcik R, Lhommel R, Jamar F. Optimal design of Anger camera for bremsstrahlung imaging: Monte Carlo evaluation. *Front Oncol.* 2014;13(4): 149.
  13. Rong X, Ghaly M, Frey EC. Optimization of energy window for 90Y bremsstrahlung SPECT imaging for detection tasks using the ideal observer with model-mismatch. *Med Phys.* 2013; 40(6): 062502.
  14. Gunter DL. Collimator characteristics and design, in *Nuclear Medicine.* St louis: Mosby- Year Book; 1996.
  15. Keller EL. Optimum dimensions of parallel-hole, multi-aperture collimators for gamma-ray cameras. *J Nucl Med.* 1968; 9(6): 233-235.
  16. Gerber MS, Miller DW. Letter: Parallel-hole collimator design. *J NuclMed.* 1974; 15(8): 724-725
  17. Rong X, Frey EC. A collimator optimization method for quantitative imaging: Application to Y-90 bremsstrahlung SPECT. *Med Phys.* 2013; 40(8): 082504.
  18. Frey EC, Tsui BMW. Collimator-Detector Response Compensation in SPECT. *Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging.* Springer Science Business Media, Inc; 2006.
  19. Gunter DL. Collimator design for nuclear medicine. Wernick MN, Aarsvold JN, editors. *Emission tomography: The fundamentals of PET and SPECT.* San Diego: Elsevier; 2004.
  20. Heard S, Flux GD, Guy MJ, Ott RJ. Monte Carlo simulation of 90 Y bremsstrahlung imaging. Conference: Nuclear Science Symposium Conference. New Jersey; IEEE; 2004; 0-7803-8700-7
  21. Sorenson JA, Phelps ME, Cherry SR. *Physics in nuclear medicine.* Burlington: William Brottmiller ; 1987.
  22. Saripan MI, Petrou M, Wells K. Design of a Wire-Mesh Collimator for Gamma Cameras. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007; 54(9):1598-1612.



23. Saripan MI, Saad WM, Hashim S, Mahmud R, Nordin AJ, Mahdi MA. Monte carlo simulation on breast cancer detection using wire mesh collimator gamma camera. Nuclear Science IEEE Trancac. 2009;56(3):1321-1324.
24. Saripana M, Wellsa K, Petroua M, Alnafeab M, Guyc M. Design of a multihole collimator gamma camera model for use in Monte Carlo simulation. Energy (keV). 2005; 101(102): 103.
25. Saripan MI, Hashim S, Mashohor S, Adnan WAW, Marhaban MH. Characteristics of Multihole Collimator Gamma Camera Simulation Modeled Using MCNP5. AIP Conference Proceedings. 2008;Dec.26-28 .Kuala Terngganu, Malaysia
26. Saripan MI, Petrou M, Wells K. Design of a Wire-Mesh Collimator for Gamma Cameras. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54(9):1598-1612.