

طراحی مفهومی آشکارساز و بازسازی تصویر یک سیستم دوربین کامپتون مورد استفاده در ارزیابی توزیع دز باریکه‌ی پروتون در حین پروتون درمانی

شیوا غفاری جعفری^۱، زعفر ریازی^{۲*}، حسین آفریده^۱

۱. دانشکده‌ی فیزیک و مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵، تهران - ایران

۲. پژوهشکده‌ی فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران - ایران

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۷/۱۱/۱۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۸/۴/۱۶

چکیده: در این مقاله یک سیستم تصویرگیری دوربین کامپتون متشکل از چندین لایه آشکارساز پراکننده از جنس سیلیسیم و یک لایه‌ی آشکارساز جاذب از نوع لوتسیم-ایتریم اکسی اورتوسیلیکات (LYSO)، طراحی و توسط کُد جیانت شبیه‌سازی شد. ابتدا با استفاده از یک چشمه‌ی نقطه‌ای گاما با انرژی‌های مختلف، کارایی و دقت سیستم برحسب تعداد آشکارسازهای پراکننده محاسبه و بهینه شد. پس از انتخاب بهترین چینش که شامل تعداد ده لایه آشکارساز پراکننده بود، دو مجموعه‌ی مشابه از دوربین کامپتون، عمود بر باریکه‌ی پروتون و روبه‌روی هم در دو سمت فانتوم آب قرار داده شدند تا مکان گسیل گاماها را در قالب روت ثبت شد. سپس با استفاده از الگوریتم بازسازی تصویر دوربین برای تصویرگیری گاما، اطلاعاتی شامل انرژی‌های به‌جامانده از پدیده‌ی کامپتون در یکی از آشکارسازهای ده گانه‌ی سیلیسیم و از پدیده‌ی فوتوالکتریک در آشکارساز جاذب و هم‌چنین مکان برهم‌کنش‌ها در قالب روت ثبت شد. سپس با استفاده از الگوریتم بازسازی تصویر دوربین کامپتون، در محیط نرم‌افزار متلب، نمایه‌ی مکانی تولید گاماها به‌دست آمد. مقایسه‌ی توزیع گاما با توزیع دز نشان داد که مجموعه‌ی دوربین کامپتون می‌تواند در ارزیابی بُرد باریکه‌ی پروتون درحین پروتون‌درمانی، از طریق آشکارسازی گاماها را، با خطای کم‌تر از ۷ mm مورد استفاده قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: پروتون‌درمانی، دوربین کامپتون، بازسازی تصویر، کد جیانت

Detector conceptual design and image reconstruction of a Compton camera system used for verification of proton beam dose distribution during proton therapy

Sh. Ghafari¹, Z. Riazi^{2*}, H. Afarideh¹

1. Department of the Energy Engineering and Physics, Amirkabir University of Technology, P.O. Box: 15875-4413, Tehran, Iran

2. Physics and Accelerators Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran-Iran

Abstract: In this study, a Compton camera imaging system containing several scatterer layers made of Si and a LYSO detector as an absorber layer were designed and simulated using Geant4 code. At first, the efficiency of the system according to the number of scatterer layers was optimized using a gamma point source with various energies. After finding the best structure of the system which contains 10 layers of scatterer, two similar setup of Compton camera were placed perpendicularly to the proton beam around the phantom to take image of the position of the prompt gamma emission resulted from the nuclear interaction of the proton beam with the phantom. In order to imaging the gammas, information such as interaction positions and deposited energies in the scatterers and absorber were recorded by Geant4 code in a root file. Then, using a Compton camera reconstruction algorithm, production position profile of gammas was reconstructed in a MATLAB software. A Comparison of the gamma photon distribution and dose distribution shows that this Compton camera structure is able to measure the proton beam range with less than 7 mm error, which proves the capability of prompt gammas detection for verification of the proton beam range during proton therapy.

Keywords: Proton therapy, Compton camera, Image reconstruction, Geant4 code

*Email: zafar.riazi@gmail.com

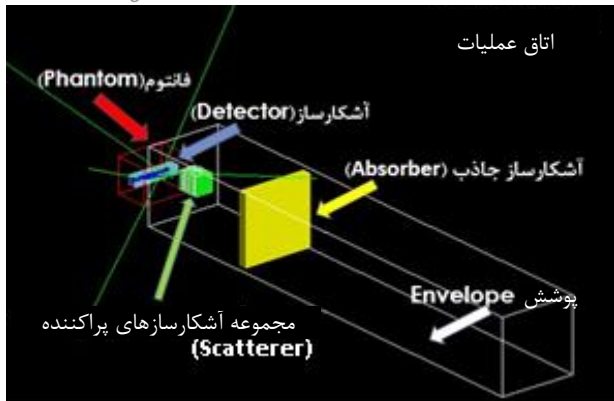
۱. مقدمه

به علت محدودیت‌هایی شامل (۱) زمان تأخیر طولانی بین درمان و تصویرگیری، (۲) بستگی مقدار فعالیت پرتوزایی به مدت زمان پرتودهی (به علت مقادیر متنوع زمان‌های فروپاشی ایزوتوپ‌های مختلف) موجب نایقینی دیگری می‌شود [۶]. روش دیگر برای ارزیابی توزیع دز ذره‌های باردار استفاده از گاما‌های آنی است. اولین بار فردی به نام استیچل‌بوت در سال ۲۰۰۳ امکان استفاده از گاما‌های آنی برای رصد برد باریکه‌ی ذره‌ها به صورت بی‌درنگ^۱ در هادرون‌درمانی را پیشنهاد کرد [۷]. به دنبال آن مین و همکاران [۸] در سال ۲۰۰۶ به صورت تجربی اقدام به ساخت مجموعه‌ی آشکارسازی کردند که با حذف نوترون‌های ثانویه که عامل اساسی نوفه در ثبت علامت گاما‌های آنی هستند، صحت ارتباط میان گاما‌های آنی و مکان افت دز پروتون را بررسی کردند. در کل دو نوع سیستم برای ثبت گاما‌های آنی می‌توان به کار گرفت که یکی آشکارسازهای موازی‌سازی شده به صورت مکانیکی هم‌چون دوربین گاما و دیگری آشکارسازهای موازی‌سازی شده به صورت الکترونیکی همانند دوربین کامپتون است [۹، ۱۰]. دوربین کامپتون در کنار میزان بالای کارایی، نوفه‌ی حاصل از نوترون‌ها را نیز حذف می‌کند. یک نمونه از دوربین کامپتون چندلایه که قادر به پوشش برد با فرارگیری در یک مکان یکتا هست توسط تستا طراحی شد [۱۱]. مطالعه‌ی دیگری توسط ریچارد به صورت شبیه‌سازی مجموعه‌ای از دوربین کامپتون متشکل از چندین لایه آشکارساز پراکننده و یک لایه آشکارساز جاذب صورت گرفت که در آن با بازسازی تصویر مکان یک چشمه‌ی نقطه‌ای، بازده سیستم به ازای انرژی گاما، جنس و ابعاد آشکارسازها مورد پژوهش قرار گرفت [۹]. لازم به ذکر است که نخستین استفاده‌ی بالینی از تصویرگیری گاما‌های آنی به منظور ارزیابی برد باریکه‌ی پروتون در هنگام درمان به وسیله‌ی دوربین تیغه‌ای برای اندازه‌گیری توزیع مکانی و عمقی گاما‌های تولیدی در تومورهای ناحیه‌ی سر و گردن توسط ریچتر و همکاران صورت گرفته است [۱۲].

در این مطالعه با شبیه‌سازی مجموعه‌ی دوربین کامپتون چند لایه، ابتدا کارایی سیستم از طریق تصویرگیری چشمه‌ی نقطه‌ای گاما با انرژی‌های متفاوت بررسی شد. در ادامه با شبیه‌سازی مجموعه‌ی مذکور برای یک سیستم پروتون‌درمانی،

درمان با باریکه‌ی یون، امروزه یکی از شیوه‌های پرتودرمانی نوین و نتیجه بخش است. مزیت پرتودرمانی با باریکه‌ی پروتون و ذره‌های باردار سنگین در مقایسه با پرتودرمانی رایج با فوتون‌ها و الکترون‌ها، منحنی توزیع دز آن‌ها است [۱]. توزیع دز یون‌ها با افزایش عمق دارای سیر صعودی بوده و در انتهای بردشان بیش‌ترین مقدار انرژی به‌جامانده در محیط را دارند که به منحنی براگ معروف است و امکان تخریب کامل تومور را از طریق منطبق کردن دقیق این مکان روی محل تومور فراهم می‌آورد. به‌علاوه دز در خارج از قله‌ی براگ به صورت تیز افت نموده و به بافت‌های حساس اطراف تومور آسیب چندانی نخواهد رساند. هم‌چنین اثر زیست‌شناختی مؤثر یون‌ها در مقایسه با پرتو ایکس زیاد است [۲]. با وجود این، شیب تیز یا افت شدید دز در انتهای نمایه‌ی توزیع دز ذره‌های باردار باعث می‌شود که هرگونه جابه‌جایی جزئی در مکان پرتودهی، تغییرهای زیادی در مقدار دز به‌وجود آورد؛ به‌طوری‌که امکان دارد حجم مورد نظر یا اصلاً دز دریافت نکند و یا این‌که اندام بحرانی در مجاورت هدف، اشتباهاً داخل قله‌ی براگ قرار بگیرد و به کلی تخریب شود. این امر ایجاب می‌کند که برای اطمینان از هدف‌گیری دقیق حجم تومور، طرح درمان مناسب و دقیقی در به‌کارگیری ذره‌های باردار اتخاذ شود. با توجه به آن‌که پروتون‌ها در داخل بدن بیمار متوقف می‌شوند، امکان تصویرگیری مستقیم پروتون برای ارزیابی مکان افت دز وجود ندارد و دو روش غیرمستقیم برای این منظور مطرح شده است [۳، ۴]. تنها شیوه‌ای که به طور قطعی در شرایط هادرون‌درمانی برای تعیین مکان قله‌ی براگ استفاده می‌شود مقطع‌نگاری نثری پوزیترون (PET) است. در این روش پوزیترون گسیل‌ها در اثر برهم‌کنش هسته‌ای باریکه‌ی پروتون با عنصرهای بافت تولید می‌شوند و نیازی به تزریق پرتوداروی پوزیترون گسیل به بدن بیمار نیست [۵]. چنین سیستمی در حال حاضر در مرکز جی اس آی (GSI) آلمان برای کنترل درمان با باریکه‌ی یون کربن مورد استفاده است [۴]. از آن‌جا که آمار داده‌های حین درمان جمع‌آوری شده، برای تصویرگیری با کیفیت بالا کم است، پس از اتمام درمان، به فرایند جمع‌آوری گاما‌های نابودی پوزیترون در یک اتاق دیگر ولی با سیستم تصویرگیری تمام زاویه ادامه می‌دهند. این امر

1. On time



شکل ۱. نمایی از هندسه سیستم آشکارسازی قرار گرفته در کنار سیستم پروتون درمانی.

رویدادی تحت عنوان اطلاعات مفید برای بازسازی تصویر ثبت می‌شود که دارای شرط‌های زیر باشد:

۱. فوتون پس از خارج شدن از فانتوم، تنها در یکی از لایه‌های آشکارساز پراکننده و آن هم تنها یک برهم‌کنش کامپتون انجام دهد.
۲. فوتون پراکنده شده از آشکارساز پراکننده فرار کرده و وارد گستره‌ی زاویه‌ی فضایی آشکارساز جاذب شده و در داخل آن بدون انجام برهم‌کنش کامپتون در اثر پدیده‌ی فوتوالکتریک جذب شود.

برای هر رویدادی که دو شرط فوق را داشته باشد اطلاعات لازم، برای بازسازی تصویر مکان گسیل گاما با استفاده از الگوریتم کامپتون، شامل انرژی به‌جامانده در پراکننده، مکان برهم‌کنش کامپتون در پراکننده، انرژی جذب شده در (آشکار- ساز جاذب، مکان برخورد فوتوالکتریک در جاذب و زاویه‌ی پراکندگی به‌صورت منظم در فایلی با قالب روت ذخیره می‌شوند. پس از ثبت اطلاعات لازم توسط کد جیانت، با برنامه‌سازی الگوریتم پراکندگی کامپتون در محیط نرم‌افزار متلب تصویر چشمه‌ی گاما به‌دست آمد.

۲.۲ پیاده‌سازی الگوریتم بازسازی تصویر

تصویرگیری دوربین کامپتون، اساساً بر مبنای مخروط‌های متقاطع است (شکل ۲). با توجه به شکل ۲، توزیع مکانی چشمه از تقاطع تمامی مخروط‌های کامپتون با صفحه‌ی تصویر حاصل می‌شود. هر مخروط کامپتون توسط مختصات رأس مخروط، محور مخروط و نیم- زاویه‌ی رأس آن تشکیل می‌شود

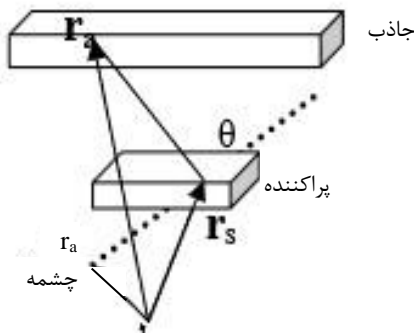
رابطه‌ی توزیع مکانی گاماها‌ی آنی گسیل شده در حین پروتودهی با باریکه‌ی پروتون به‌دست آمد. داده‌های لازم برای بازسازی تصویر محل گسیل گاما، با شبیه‌سازی الگوریتم دوربین کامپتون در کد جیانت^۱ جمع‌آوری و الگوریتم بازسازی تصویر در محیط نرم‌افزار متلب^۲ نوشته شد.

۲. روش کار

۱.۲ مدل‌سازی در کد جیانت

در شکل ۱ نمایی از مجموعه‌ی دوربین کامپتون به همراه فانتوم آب و باریکه‌ی پروتون در داخل آن نشان داده شده است. برای ثبت گاماها‌ی خارج شده از فانتوم، دو دوربین کامپتون به‌صورت عمود بر سطح فانتوم در دو طرف متقابل آن قرار داده شده‌اند (برای جلوگیری از شلوغی شکل، تنها یکی از دو مجموعه‌ی دوربین کامپتون نشان داده شده است). مجموعه‌ی دوربین کامپتون استفاده شده در این کار شامل چندین لایه آشکارساز پراکننده از جنس سیلیسیم و یک لایه آشکارساز جاذب برای جذب فوتوالکتریک بیش‌تر از جنس لوتسیم- ایتريم اکسی اورتوسیلیکات است. آشکارسازهای پراکننده هر کدام به ضخامت ۲ mm با سطح مقطع ۸۰mm×۸۰mm و آشکارساز جاذب به ضخامت ۴۰ mm با سطح مقطع ۳۰۰mm×۳۰۰mm انتخاب شدند. اولین لایه‌ی آشکارساز سیلیسیم در فاصله‌ی ۲ mm از سطح فانتوم واقع شده و هر لایه از مجموعه‌ی پراکننده با فاصله‌های ۱ mm از هم جدا شده‌اند. همچنین آشکارساز جاذب در فاصله‌ی ۱۰ cm از آخرین لایه‌ی پراکننده جاگرفته است. تمامی حجم‌های دوربین کامپتون به صورت حجم حساس تعریف شد تا ثبت اطلاعات ردیابی ذره در آن‌ها امکان‌پذیر باشد. در شکل ۱ فانتوم معادل بافت، به صورت مکعبی پر از آب با ابعاد ۲۰cm × ۲۰cm × ۲۰cm و مسیر باریکه‌ی پروتون در جهت محور xها انتخاب شد. برای ذخیره‌سازی اطلاعات برهم‌کنش پروتون در درون فانتوم، آشکارسازی از جنس فانتوم و با ابعاد ۱۹cm×۲cm×۲cm در داخل آن تعریف شد. حجم آشکارساز برای ثبت توزیع دز در فانتوم، به برش‌هایی با ابعاد ۱ mm در امتداد محور xها تقسیم‌بندی شد.

1. Geant
2. MATLAB



شکل ۳. یک فوتون گسیلیده از چشمه با مختصات r به ترتیب با پراکننده و جاذب در مختصات r_s و r_a برهم‌کنش می‌کند و θ زاویه پراکندگی در پراکننده است [۱۴].

حل معادله ۱ به ازای هر رویداد منجر به یافتن نقاط تقاطع مخروط کامپتون با صفحه‌ی تصویر می‌شود که این نقاط محتمل‌ترین مکان گسیل فوتون را تشکیل می‌دهند. رابطه‌ی ۱ برحسب مختصات دکارتی، به صورت عبارت ساده شده‌ی زیر نوشته می‌شود:

$$\cos(\theta) \left[(x_s - x)^2 + (y_s - y)^2 + (z_s - z)^2 \right]^{\frac{1}{2}} = \left[n_x (x_s - x) + n_y (y_s - y) + n_z (z_s - z) \right] \quad (2)$$

که در آن پارمترهای x_s ، y_s و z_s مختصات مکان برهم‌کنش فوتون گاما در آشکارساز پراکننده، x ، y و z مختصات مکان احتمالی چشمه‌ی گسیلنده‌ی فوتون‌ها و n_x ، n_y و n_z مؤلفه‌های بردار یکه‌ی محور مخروط هستند. حال می‌توان با قرار دادن مختصات صفحه‌ی تصویر در رابطه‌ی (۲) (مثلاً $z = 0$)، معادله‌ی مقطع‌های مخروطی با صفحه‌ی تصویر را به دست آورد. برنامه‌ی بازسازی تصویر براساس هم‌پوشانی مقطع‌های مخروط‌ها در محیط نرم‌افزار متلب نوشته شد.

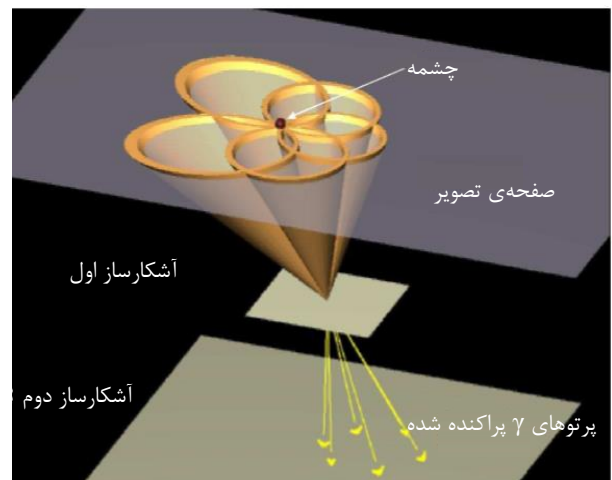
۳. یافته‌ها

در شکل ۴ توزیع دز باریکه‌ی پروتونی با انرژی 160 MeV در داخل آب به همراه توزیع گاماها‌ی آنی و رادیویزوتوپ‌های پوزیترون گسیل نشان داده شده است. این رادیونوکلیدهای پوزیترون گسیل، ایزوتوپ‌های ^{11}C ، ^{10}C ، ^{15}O و ^{13}N هستند و در توزیع گاماها برای حذف گاماها‌ی نابودی زوج و تابش

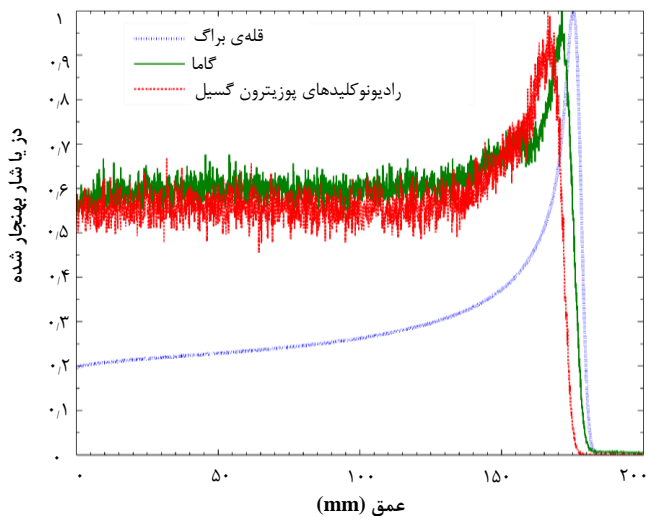
[۱۳]. رأس این مخروط‌ها، نقطه‌ی برهم‌کنش پراکندگی کامپتون در آشکارساز پراکننده است. محور مخروط، خط وصل بین نقطه‌های برهم‌کنش در آشکارسازهای پراکننده و جاذب است. لازم به ذکر است نیم-زاویه‌ی رأس مخروط (زاویه‌ی پراکندگی کامپتون) از سینماتیک کامپتون و با استفاده از انرژی‌های به‌جامانده در آشکارسازهای پراکننده و جاذب محاسبه می‌شود. برای یافتن این سه مؤلفه، از اطلاعات ذخیره شده در کد جیانت شامل مکان برهم‌کنش پراکندگی کامپتون در آشکارساز پراکننده و مکان برهم‌کنش فوتوالکتریک در جاذب و نیز انرژی به‌جامانده از فوتون موردنظر در آشکارساز پراکننده و جاذب استفاده شد.

شکل ۳ نمایشی ساده از سینماتیک پراکندگی کامپتون در آشکارساز پراکننده و جذب فوتون پراکنده شده در جاذب را نشان می‌دهد. اگر r_s و r_a به ترتیب مختصات نقاط برهم‌کنش در آشکارسازهای جاذب و پراکننده و θ زاویه‌ی پراکندگی باشد آن‌گاه، مخروط کامپتون در رابطه‌ی (۱) صدق می‌کند که در آن r موقعیت چشمه است. هم‌پوشانی حاصل از سطح همه‌ی مخروط‌ها بیان‌گر مکان چشمه خواهد بود. همان‌گونه که ذکر شد در هر نقطه‌ای با مختصه‌ی r که تمرکز و هم‌پوشانی این سطح‌ها بیش‌تر باشد، مکان گسیل فوتون‌های گاما با احتمال بیش‌تری به دست می‌آید.

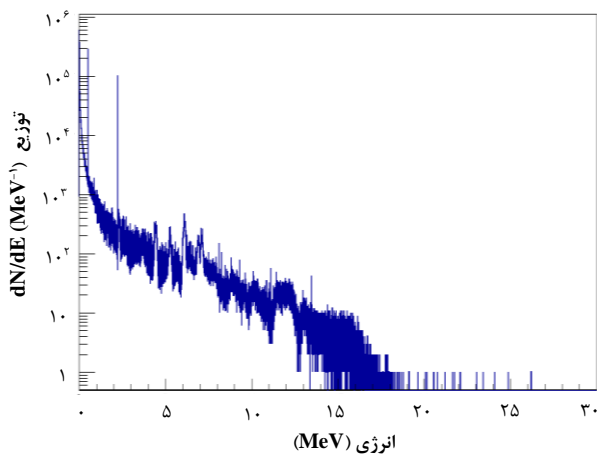
$$\cos(\theta) = \frac{(\vec{r}_s - \vec{r}) \cdot (\vec{r}_a - \vec{r})}{|\vec{r}_s - \vec{r}| \cdot |\vec{r}_a - \vec{r}|} \quad (1)$$



شکل ۲. نمایشی از سازوکار بازسازی تصویر دوربین کامپتون [۱۲].



شکل ۴. توزیع دز پروتون با انرژی اولیه 160 MeV در داخل آب (رنگ آبی) به همراه توزیع پوزیترون گسیلها (رنگ قرمز) و گاماها (رنگ سبز). توزیعها برای نشان دادن آنها در یک شکل، نسبت به بیشینه خود بهنجار شده‌اند.

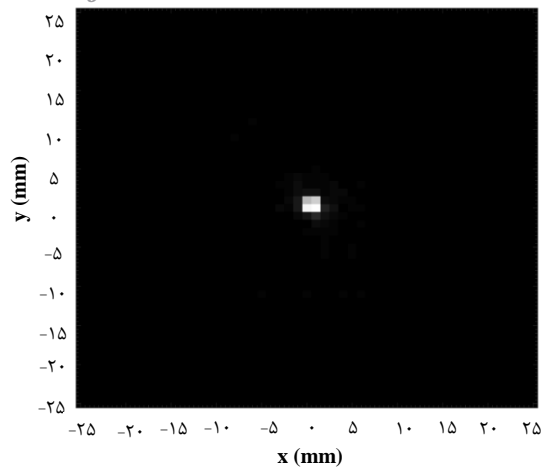


شکل ۵. طیف انرژی گاماها حاصل از برهم‌کنش پروتون با انرژی اولیه 160 MeV با فانتوم آب.

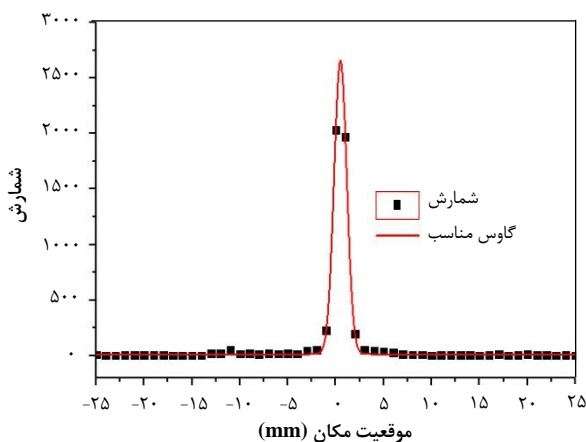
همان‌طور که شکل ۵ نشان می‌دهد پرتوهای گاما با توزیع انرژی پیوسته گسیل می‌شوند. در شکل ۵ دو قله‌ی نابودی زوج در انرژی 511 keV و خط مشخصه‌ی $2,74 \text{ MeV}$ مربوط به برانگیختگی هسته‌ی اکسیژن از بقیه‌ی قله‌ها مشهود است. گستردگی طیف انرژی گاما و آمیخته بودن آن با نوترون دو چالش اصلی برای روش تصویرگیری گاماها (آنی) به حساب می‌آیند. برای این که کارایی سیستم دوربین کامپتون برای رصد گاماها (آنی) در این محدوده‌ی انرژی مناسب باشد، لازم است تعداد آشکارسازهای پراکنده‌ی مورد استفاده بهینه شود. برای انتخاب بهینه‌ی تعداد آشکارسازهای پراکنده، یک چشمه‌ی

ترمزی، از آستانه‌ی انرژی 600 keV در ثبت داده‌ها استفاده شده است. رادیوایزوتوپ‌های ^{11}C ، ^{10}C ، ^{15}O و ^{13}N به ترتیب از طریق واکنش‌های $^{16}\text{O}(p, \alpha p \alpha n)^{11}\text{C}$ با سطح مقطع متوسط 12 mb ، $^{16}\text{O}(p, \alpha p \alpha n)^{10}\text{C}$ با سطح مقطع ناچیز، $^{16}\text{O}(p, pn)^{15}\text{O}$ با سطح مقطع متوسط 50 mb و $^{16}\text{O}(p, \alpha p \alpha n)^{13}\text{N}$ با سطح مقطع متوسط زیر 10 mb تولید می‌شوند. همان‌گونه که از شکل ۴ مشخص است ارتباط معنی‌داری بین هر دو توزیع رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل و گاماها (آنی) با مکان افت منحنی دز وجود دارد. مقایسه‌ی سه توزیع شکل ۴ نشان می‌دهد که بیشینه‌ی توزیع گاماها (آنی) نسبت به بیشینه‌ی توزیع پوزیترون گسیلها به مکان قله‌ی براگ نزدیک‌تر است؛ زیرا تولید رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل برای پروتون با انرژی زیر 20 MeV و تولید گاماها (آنی) برای پروتون با انرژی زیر 5 MeV افت پیدا می‌کند. فاصله‌ی قله‌ی براگ منحنی دز با توزیع مکانی گاماها (آنی) در حدود 5 mm و فاصله‌ی آن با قله‌ی توزیع رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل در حدود 10 mm است. بنابراین روش آشکارسازی گاماها (آنی) دقت بیشتری در تعیین افت دز در انتهای برد پروتون خواهد داشت. در این مطالعه، به ازای برهم‌کنش یک پروتون در داخل فانتوم، بهره‌ی تولید گاماها (آنی) در حدود هفت برابر بهره‌ی تولید ایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل به دست آمد که با نتیجه‌های گزارش شده توسط ریچارد و همکاران مطابقت دارد [۹].

بهره‌ی بالای تولید گاما منجر به بازده آماری مناسب سیستم تصویرگیری با آن می‌شود. در تصویرگیری پوزیترون، انرژی گاماها ثابت و برابر 511 keV است، در حالی که طیف انرژی گاماها (آنی) از چند keV تا حدود 20 MeV را شامل می‌شود که این امر چالشی برای طراحی آشکارساز مناسب برای گاما محسوب می‌شود. شکل ۵ طیف انرژی گاماها (آنی) حاصل از برهم‌کنش پروتون با انرژی 160 MeV با آب را نشان می‌دهد.



(الف)



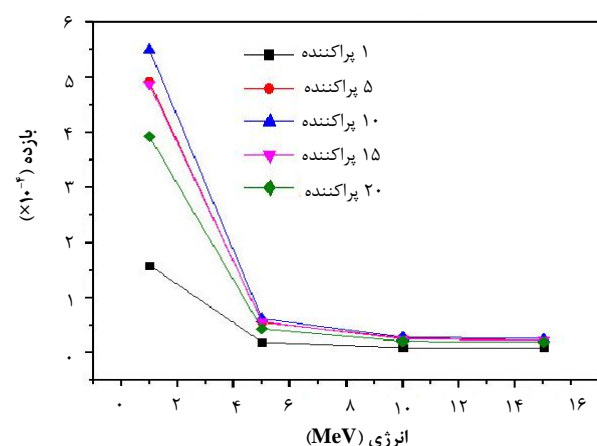
(ب)

شکل ۷. الف) تصویر دو بعدی و ب) نمودار یک بعدی توزیع گاماها همراه با برازش منحنی گاوسی برای چشمه تک انرژی گاما با انرژی ۵ MeV برای ۵۰ میلیون فوتون اولیه با استفاده از دوربین کامپتون با تعداد ۱۰ لایه پراکنده.

برای ارزیابی برد پروتون در داخل فانوم آب از طریق آشکارسازی گاماها آنی از ۱۰ لایه آشکارساز سیلسیم در مجموعه پراکنده استفاده شد. انرژی باریکه‌ی پروتونی برابر ۱۶۰ MeV و تعداد ذره‌های اولیه برای داشتن آمار بالای داده‌های مفید، برابر 6×10^8 انتخاب شد. باریکه در راستای محور Xها و دو مجموعه دوربین کامپتون در راستای محور Zها انتخاب شدند. شبیه‌سازی‌های مربوط به پروتون‌درمانی در یک سیستم ۴۸ هسته‌ای به صورت موازی انجام شد. تعداد داده‌های مفید ثبت شده از کد جیانت برای این سیستم برابر ۶۵۸۸ عدد به دست آمد که از تقاطع این تعداد مخروط کامپتون با صفحه‌ی تصویر در $Z = 0$ ، توزیع دو بعدی گاماها آنی تولید شده از برهم‌کنش پروتون با انرژی ۱۶۰ MeV با آب به دست آمد.

تک انرژی گاما با انرژی‌های مختلف، ۱، ۵، ۱۰ و ۱۵ MeV به ازای ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ عدد لایه پراکنده شبیه‌سازی شد. شکل ۶ بازده ثبت رویدادهای مطلوب برای بازسازی تصویر چشمه نقطه‌ای گاما را برحسب انرژی برای تعداد مختلف لایه‌های پراکنده نشان می‌دهد. همان‌گونه که از نمودار شکل ۶ مشاهده می‌شود، سیستم دوربین کامپتون با ۱۰ لایه آشکارساز پراکنده دارای بیش‌ترین بازده ثبت داده‌های مفید برای تشکیل تصویر چشمه گاما را دارا است. با تغییر تعداد لایه‌ها، فوتون‌ها یا اصلاً برهم‌کنش کامپتون نمی‌کنند (کاهش تعداد لایه‌ها) یا در دو لایه پراکنده می‌شوند (افزایش تعداد لایه‌ها). در نتیجه مجموع تعداد فوتون‌هایی که تنها در یکی از این ۱۰ لایه برهم‌کنش کامپتون می‌کنند کاهش پیدا می‌کند. نتیجه‌های شکل ۶ به ازای ۵۰ میلیون ذره‌ی اولیه و با خطای آماری زیر ۲٪ به دست آمده‌اند.

به منظور ارزیابی کارایی و قدرت تفکیک این مجموعه، تصویر یک چشمه نقطه‌ای گاما با ابعاد $2\text{mm} \times 2\text{mm}$ و انرژی ۵ MeV توسط سیستم دوربین گامای شامل ۱۰ لایه پراکنده به دست آمد. تصویر دو بعدی و یک بعدی بازسازی شده در شکل ۷ نشان داده شده است. پهنای تصویر یک بعدی چشمه‌ی گاما در حدود $1/56\text{mm}$ است که عملکرد مناسب سیستم تصویرگیری را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که در این‌جا آشکارسازها آرمانی فرض شده‌اند و از اثرهای الکترونیکی و نوفه در پهنای نیم دامنه‌ی تصویر صرف نظر شده است.



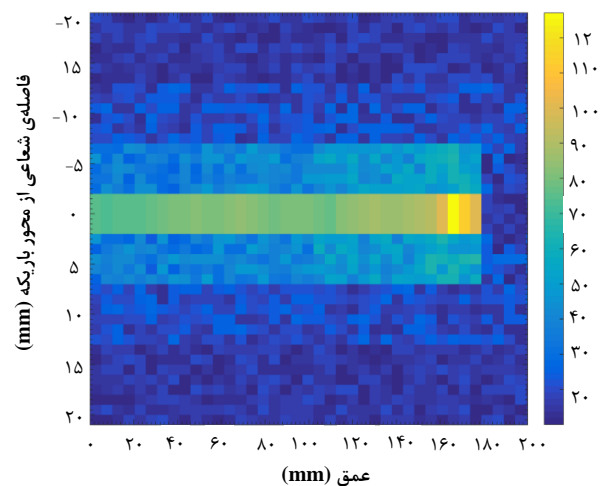
شکل ۶. نمودار بازده ثبت اطلاعات مفید سیستم برحسب انرژی برای تعداد مختلف لایه‌های پراکنده به ازای ۶۰ میلیون ذره‌ی گاما.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

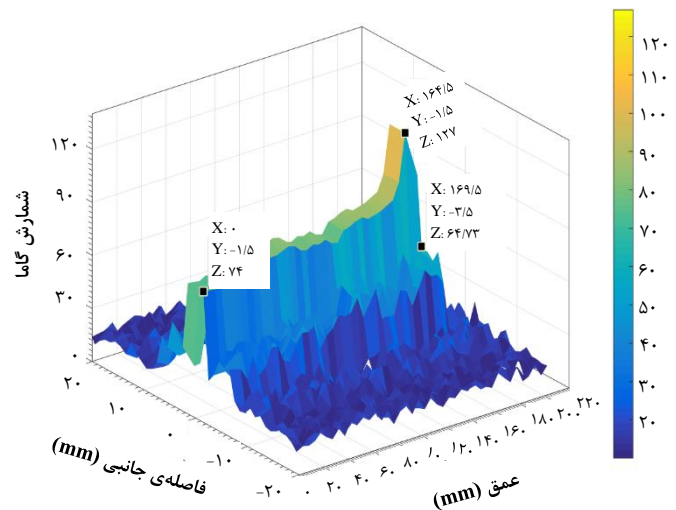
نتیجه‌های بررسی توزیع دُز باریکه‌ی پروتون، گاما‌های آنی و رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل حاصل از پرتودهی فانتوم آب با باریکه‌ی پروتون با انرژی 160 MeV نشان داد که منحنی توزیع مکانی گاما‌های آنی انطباق بهتری به خصوص در ناحیه‌ی افت دُز با منحنی براگ باریکه‌ی پروتون دارد. این به تفاوت انرژی آستانه‌ی واکنش $^{16}\text{O}(p,\gamma)$ و تولید رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل مربوط می‌شود. هم‌چنین بهره‌ی تولید گاما‌های آنی در حدود هفت برابر بهره‌ی تولید رادیوایزوتوپ‌های پوزیترون گسیل به‌دست آمد. بنابراین برای رصد بُرد باریکه‌ی پروتون در پروتون درمانی می‌توان به‌جای تعداد زیادی از آشکارسازهای پوششگر PET تعداد کمی از آشکارسازهای گاما‌های آنی را جای‌گزین نمود. این امر در حالت تصویرگیری بی‌درنگ که امکان استفاده از پوششگر تمام زاویه‌ای PET، به‌دلیل فضای اشغال شده توسط خط باریکه‌ی درمان، وجود ندارد برای جلوگیری از اتلاف آمار داده، تصویرگیری هم‌زمان با درمان بسیار مناسب است. نتیجه‌های پاسخ مجموعه‌ی آشکارساز دوربین کامپتون به چشمه نقطه‌ای گاما با انرژی‌های مختلف نشان دادند که استفاده از ترکیب ده لایه آشکارساز پراکننده و یک آشکارساز جاذب، کارآمدترین ترتیب آزمایشی برای تصویرگیری توزیع مکانی گاما است. آن‌جا که داده‌ی مفید برای تصویرگیری گامای آنی حالتی است که گامای وارد شده به دوربین کامپتون، تنها یک واکنش کامپتون در مجموعه‌ی آشکارسازهای پراکننده انجام دهد و سپس طی تنها یک پدیده‌ی فوتوالکتریک در آشکارساز جاذب انرژی خود را به‌طور کامل از دست بدهد. بنابراین انتظار می‌رود که با کاهش تعداد آشکارسازهای پراکننده به زیر ۱۰ عدد، فوتون ورودی بدون برهم‌کنش کامپتون از مجموعه‌ی آشکارسازهای پراکننده خارج شود و بازده کاهش یابد. هم‌چنین اگر تعداد لایه‌های پراکننده بیش از ۱۰ عدد باشد احتمال دارد که فوتون ورودی به‌جای برهم‌کنش کامپتون در یک لایه در چند لایه برهم‌کنش انجام دهد که در این صورت نیز جزء داده‌های مفید به حساب نیامده و کارایی کاهش خواهد یافت. پس از بهینه‌سازی مجموعه آشکارسازهای دوربین کامپتون با استفاده از چشمه‌ی نقطه‌ای، دو مجموعه دوربین

شکل ۸ تصویر دو بعدی بازسازی شده‌ی توزیع گاما‌های آنی حاصل را به‌صورت (الف) چگالی رنگ و (ب) دامنه‌ی شمارش گاماها برحسب عمق و جهت عرضی Y نشان می‌دهد. همان‌طوری که از شکل ۸ مشخص است افت یکباره‌ی تولید گاماها در مکانی با مختصات X برابر 164.5 mm اتفاق می‌افتد. با مقایسه‌ی سه پارامتر برد پروتون 160 MeV در داخل آب (175 mm)، مکان افت قله‌ی تصویر شکل ۸ و فاصله‌ی قله‌ی براگ منحنی دز با توزیع مکانی گاما‌های آنی (5 mm) از شکل ۴ می‌توان انحراف برد پروتون از مقدار مقرر در طرح درمان را حدس زد.

(الف)



(ب)



شکل ۸. توزیع گاما‌های آنی حاصل از پرتودهی فانتوم آب توسط باریکه‌ی پروتون نقطه‌ای با پهنای 3 mm و انرژی 160 MeV ؛ (الف) منحنی دو بعدی (ب)، توزیع دامنه‌ی شمارش برحسب عمق Z و جهت عرضی Y .

9. M. Richard et al. *Design study of the absorber detector of a Compton camera for on-line control in ion beam therapy*, IEEE Transactions on Nuclear Science. **59(5)**, 1850 (2012).
10. J. Krimmer et al. *Prompt-gamma monitoring in hadrontherapy: A review*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section, A. **878**, 58 (2018).
11. E. Testa et al. *Monitoring the Bragg peak location of 73MeV/u carbon ions by means of prompt- γ ray measurements*, Applied physics letter. **93**, 093506 (2008).
12. C. Richter et al. *First clinical application of a prompt gamma based in vivo proton range verification system*, Radiotherapy and Oncology. **118(2)**, 232 (2016).
13. A. Studen et al. *First coincidences in pre-clinical Compton camera prototype for medical imaging*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section, A. **531(1-2)**, 258 (2004).
14. A. Karimian et al. *Iranian Physics Conference (CIVILCA, Kashan, 1387)*, 140-144 (In Persian).

کامپتون در دو طرف مقابل فانتوم در جهت عمود بر مسیر خروجی خط باریکه سیستم پروتون درمانی قرار داده شد و داده‌های مفید گاماهاى آنی برای باریکه‌ی پروتونی ۱۶۰ MeV ثبت شدند. سپس تصویر توزیع آن‌ها به روش افکنش معکوس^۱ توسط نرم‌افزار متلب بازسازی شد. برای ارزیابی روش تخمین برد توسط دوربین کامپتون کافی است مکان افت توزیع گاماهاى آنی در تصویر بازسازی شده (شکل ۸) با فاصله‌ی نسبی منحنی‌های دُز و گاماهاى آنی در شکل ۴ با هم مقایسه شوند. یافته‌های این پژوهش نشان داد که خطای تخمین برد با استفاده از دو مجموعه دوربین کامپتون واقع در اطراف فانتوم به صورت روبه‌روی هم کم‌تر از ۷mm است.

مراجع

1. K.W.D. Ledingham et al. *Towards Laser Driven Hadron Cancer Radiotherapy: A Review of Progress*, Appl. Sci. **4**, 402 (2014).
2. E. Fokas et al. *Ion beam radiobiology and cancer: time to update ourselves*, Biochimica et Biophysica Acta (BBA) Reviews on Cancer. **1796(2)**, 216 (2009).
3. P. Dendooven et al. *Short-lived positron emitters in beam-on PET imaging during proton therapy*, Phys. Med. Biol. **60**, 8923 (2015).
4. W. Enghardt et al. *Charged hadron tumor therapy monitoring by means of PET*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A. **525(1-2)**, 284 (2004).
5. K. Parodi et al. *PET/CT imaging for treatment verification after proton therapy: a study with plastic phantoms and metallic implants*, Med. Phys. **34(2)**, 419 (2007).
6. K. Parodi, T. Bortfeld and T. Haberer, *Comparison between in-beam and offline positron emission tomography imaging of proton and carbon ion therapeutic irradiation at synchrotron- and cyclotron-based facilities*, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **71(3)**, 945 (2008).
7. F. Stichelbaut and Y. Jongen, *39th Meeting of the Particle Therapy Co-Operative Group* (San Francisco 2003), pp. 16-21.
8. C.H. Min et al. *Prompt gamma measurements for locating the dose fall off region in the proton therapy*, Applied physics letters. **89(18)**, 183517 (2006).

1. Back projection